



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>













*À mes parents...*



*« Mieux vaut avoir approximativement raison qu'avoir précisément tort. »*

*« Je veux pouvoir expliquer mes erreurs. C'est pourquoi je ne fais que des choses que je comprends. »*

*« Vous n'avez pas raison parce que d'autres sont d'accord avec vous.  
Vous avez raison parce que vos faits sont exacts et que votre raisonnement est juste. »*

**Warren Buffett**  
1930-20??



## **REMERCIEMENTS**

### ***Je tiens à remercier :***

- **Jacques Felblinger** pour m'avoir fait confiance à plusieurs reprises en me prenant en stage puis en me proposant cette thèse, pour m'avoir encadré pendant ces cinq dernières années, pour m'avoir accompagné dans mes réflexions et mes interrogations (scientifiques ou non), pour sa sympathie et pour son éternel optimisme.
- **Jacques Hubert** pour avoir accepté de diriger cette thèse, pour m'avoir toujours soutenu, pour ses idées, pour l'intérêt porté à mes travaux et pour sa bienveillance.
- **Olivier Traxer** qui m'a fait l'honneur de présider mon jury de thèse.
- **Alain Blum** pour l'intérêt porté à mes travaux et pour m'avoir toujours accueilli chaleureusement au sein de son service.
- **Patrick Clarysse** et **Michel Daudon** pour avoir évalué mon travail et en avoir été les rapporteurs.
- **Michel Claudon** pour m'avoir ouvert les portes de leurs services aussi souvent que j'en ai eu besoin.
- **Rui Guerra** pour les débats animés et constructifs; qu'ils soient en rapport avec la scanographie ou avec sa fâcheuse tendance à supporter des équipes de foot portugaises.
- **Benoît Sauer** pour son dynamisme, sa jovialité et son efficacité.
- **Yannick Ponvianne, Damien Husson, Cédric Pasquier, Freddy. Odille** pour leur sympathie, et pour leur aide précieuse qui m'a permis, tout au long de cette thèse, d'avancer plus rapidement.
- **Julien Oster**, qui a su remplacer, au pied levé, R. Guerra pour continuer la grande tradition du débat footballistique improductif.
- **Adnane Benhadid** pour sa disponibilité.
- **Céline Lorentz et Maélène Lohezic** pour leur précieuse collaboration.
- **Brice Fernandez, Laure Godignon, Zhor Ramdane-Cherif et Pierre-André Vuissoz** pour leur sympathie.
- **Céline Fournier** pour son aide et sa bonne humeur.
- Les manipulateurs du service d'imagerie Guilloz (**Y. Kowalsky, F. Grospretre**) et du service de Radiologie de l'hôpital d'enfants (**C. Delandre, A. Schmitt, A.** ) pour leur disponibilités, leur sympathie et l'intérêt porté à mes travaux.



***Je tiens également à remercier ceux sans qui la vie serait moins belle et qui ont largement contribué à faire de ces 3 ans de thèse une des périodes les plus agréables de ma vie :***

- **Mes parents**, pour leur présence de tous les instants, leur appui inconditionnel, leur soutien sans faille, leur confiance aveugle et leur aide logistique.

- **Mes grands parents**.

- **Mon frère**, pour toutes les heures passées ensemble sur un terrain de sport ou devant un écran. Pour être convaincu que le destructeur dimensionnel est un appareil énigmatique et que l'énigme qui l'entoure n'a d'égale que son immense puissance. Pour m'avoir obligé à toujours vouloir être le meilleur exemple possible.

- **Ma sœur et sa petite famille**, pour leur affection, leur agréable compagnie et le charmant désordre qui en résulte.

- **Toph**, un des plus anciens, qui m'a supporté sans broncher pendant trois ans et demi. Bel effort ! Belle patience ! Merci pour tout ! Les dragons, les trolls et surtout les patients ont du souci à ce faire tant qu'ils auront à en découdre avec toi.

- **Olive N.**, pour sa disponibilité, pour le nombre incalculable de fois où il est intervenu sur ma personne, pour son oreille attentive, pour ses conseils et pour les personnes qu'il m'a permis de rencontrer.

- **Renan** pour son petit côté niais, pour nos interminables discussions absolument pas impartiales sur le foot et sur la vie, pour son omniprésence dans mon salon.

- **Mignon, Riri, Nath, Ludosch, Guigou, Captain, Bo, Maschiine**, pour leur amitié qui perdurent malgré l'éloignement, pour tous les bons moments passés ensemble, pour toutes les journées égayées par leur correspondance, pour leur humour, leur finesse d'esprit et pour m'avoir permis de découvrir le monde...

- **Jool**, pour son côté rock'n roll, son amour exacerbé du ballon rond, sa joie de vivre, et pour toutes les galères traversées ensemble. J'espère que de là où il est, il est fier de moi.

- **Kik**, pour aimer mon humour limite, pour m'avoir accompagné dans mes escapades américaines, pour ses références sportives improbables...

- **Kirigole, Flote, Casted, Gamin, Poulet, Ben**...Ils sont bêtes, ils sont moqueurs, ils sont méchants, mais qu'est ce qu'ils sont drôles ! Merci à vous pour tous les instants passés ensemble, pour les soirées ringardes, pour le nom renouvellement des blagues, pour tous les matchs de foot, pour tous ces fous rires....

- **Antoine et Nico** pour avoir joué un rôle important dans ce que je suis devenu, pour leur humour décalé, leur folie, leur sympathie, le nombre incalculable d'heures passées à crier, à chanter, à grimper, à faire des molles, à se balancer des bananes, à éviter des rouges, à tenter des retrobackspin, à sortir des aces avec ou sans effet.

- **Sylvotte**, dont il ne sera pas dit qu'elle sera le seul docteur de la famille.

- **Gérard et Monique** sans qui la ligue des champions serait restée inaccessible. Merci pour votre accueil et votre gentillesse.

- **Olive P.**, toujours fidèle au poste, farouche adversaire sur console mais rarement vainqueur. Merci de m'avoir permis d'être ton témoin de mariage.

- **Nicole et Jean Paul**, pour leur côté « déglingue » et pour leur gentillesse.

- **Marie, Élise, Momone, Guinguette, Alesk, Poupounet, Soph, Virginie, Seb, Bubu, Lulu, Ian, Ben, Soph, Delphine, Manue, Marion, Manu, Ghis, Béné, Mimi, Gaëlle, Charlotte, Bérang et tous les autres** (ils sont trop nombreux pour être tous nommés ici) pour leur sympathie, leur humour, leur gentillesse et surtout leur petit grain de folie.

## **RESUME**

Malgré les nombreuses améliorations qu'a connues la scanographie au cours de ces vingt dernières années, la qualité des images scanographiques reste fortement influencée par le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient.

La scanographie étant une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X, il est impossible d'étudier l'influence du mouvement des organes sur la qualité de l'image en plaçant des sujets sains dans la machine puisque l'exposition non justifiée des personnes au rayonnement est interdite. Des fantômes doivent donc être utilisés pour quantifier la qualité des images. De nombreux fantômes permettant de quantifier la qualité de l'image existent dans le commerce, mais aucun n'est mobile, nous avons donc dû concevoir et fabriquer une plateforme de mouvement permettant de simuler des mouvements physiologiques. Cette plateforme nous a permis de montrer que l'influence du mouvement dépendait de la taille, de la forme et du contraste de l'objet étudié. Le mouvement peut engendrer une déformation de l'objet, un redimensionnement et à une modification de sa valeur d'atténuation moyenne. Le mouvement conduit donc à une perte d'information sur la localisation, sur la densité, sur le volume et sur la forme des objets qui ont bougé durant l'acquisition. Cette perte d'information est d'autant plus importante que l'amplitude et/ou la vitesse du mouvement sont élevées.

L'utilisation de scanners de générations et de technologies différentes nous a également permis d'étudier l'influence des paramètres d'acquisition (pitch, kV, mAs, vitesse de rotation du tube...) sur la qualité de l'image avec ou sans mouvement. Cette étude a mis en évidence le fait que le choix de paramètres d'acquisition pertinents était primordial pour obtenir une image optimale. L'influence du mouvement sur la qualité de l'image n'est également pas la même en fonction des paramètres d'acquisition choisis.

L'étude de l'influence du mouvement et celle des paramètres d'acquisition a ensuite été appliquée à la technique de détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT. Cette technique, basée sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux, permet théoriquement de caractériser la nature chimique du calcul afin de choisir rapidement le meilleur moyen de traitement possible (LEC, chirurgie...). Pour mener à bien cette étude nous avons collectés des calculs obtenus après interventions urologiques chez des patients. Une analyse morphoconstitutionnelle préalable nous a permis de connaître leur composition chimique. A l'aide de la plus grande série de calculs jamais publiée et d'un fantôme « gelée » développé au sein du laboratoire et respectant au mieux les conditions d'absorption et d'atténuation du rein, nous avons ainsi réussi à mettre en place une technique permettant de déterminer, avec une précision de 95%, la nature chimique du composant majoritaire d'un calcul.

Cette technique, dite de « double énergie », permet d'identifier chaque type de calcul en se basant sur les valeurs d'atténuation aux RX d'un calcul obtenues à 80 et à 120 kV.

La technique de « double énergie » n'est malheureusement plus valable quand le fantôme est mis en mouvement. En effet le mouvement génère des artefacts qui engendrent une modification des valeurs d'atténuation des calculs. L'échelle de valeurs, obtenues sans mouvement, permettant d'identifier un calcul n'est alors plus utilisable. Notre technique de caractérisation des calculs purs est donc efficace si et seulement si aucun mouvement n'a lieu durant l'acquisition.



## **ABSTRACT**

Despite all the improvements known by the Computed Tomography (CT) during the last 20 years, the CT image quality remains heavily influenced by the voluntary or involuntary patient motion.

Since the CT is an irradiating imaging modality based on X-rays, it is impossible to study the influence of the organs motion on the image quality by using healthy subjects. Indeed, the unjustified exposure to radiation is prohibited. Consequently, phantoms have to be used to quantify the image quality. Such phantoms are commercially available but none is mobile. We have so designed and built a dynamic platform allowing the simulation of organs motion. This platform allowed us to show that the influence of the motion on image quality depended on the size, the shape and the contrast of the studied object. The motion led to a deformation, a resizing, and to a decreasing of the CT attenuation values of the studied object. The more the speed and the amplitude of the motion were, the more the loss of the information about the object was.

The use of CT scanners of different generations, different technologies and different builders allowed us to study the influence of CT acquisition parameters on the image quality with and without motion. This study has highlighted the fact that the choice of the right CT parameters (pitch, kV, mAs, gantry rotation time...) was very important on the determination of the image quality. The influence of these parameters were not the same with and without motion applied during the acquisition.

Once these results obtained, we have tried to develop a technique of determination of the chemical composition of renal stones in CT. This technique is based on the CT-attenuation values of the renal stones. It allows to characterize rapidly the chemical composition of the renal stone into choose as quickly as possible the best diagnosis and the best treatment (surgery, NPLC...).

With the largest number ( $n = 241$ ) of stones so far described, to our knowledge and with a home made jelly phantom respecting the absorption and the X-ray attenuation of the kidney, we have develop a protocol allowing to determine the chemical nature of the major component of a stone, with a 95% precision. Our dual-energy method allows to identify each stone based on the CT-attenuation values obtained at 80 kV and at 120 kV. Sadly, this method is no more applicable when the phantom moves during the acquisition. Indeed the motion induces decreasing of CT-attenuations values and consequently the scale of values obtained with no motion is no more usable. Our characterization technique works only if absolutely no motion occurs during the acquisition.



## Listes des Abréviations

RX : Rayons X  
eV : électron-Volt  
keV : kilo électron-Volt  
MeV : Mégaélectron-Volt  
min : minute  
Hz : Hertz  
kV : kiloVolt  
C: Coulomb  
TDM: Tomodensitométrie  
CT: Computed Tomography  
3D: Tridimensionnel  
2D: Bidimensionnel  
 $\mu$  : coefficient d'atténuation  
HU : unité Hounsfield  
DAS : Data Acquisition System  
RDM : Réseau de Détection Modulable  
GE : General Electric  
ASSR : Advanced Single Slice Rebinning  
Adaptative Multiple Plane Reconstruction  
MDCT: Multidetector CT  
FWHM: Full Width at Half Maximum  
mA: milliAmpère  
mAs: milliAmpère.seconde  
ALARA: As Low As Reasonable Achievable  
Gy: Gray  
Sv: Sievert  
J: Joule  
CTDI: Computed Tomography Dose Index  
FDA: Food and Drug Administration  
DLP: Produit Dose-Longueur  
PSF: Point Spread Function  
ROI: Region Of Interest  
MTF: Modulation Transfer Function  
SSP: Slice Sensibility Profil  
FWTM: Full Width at Tenth of Maximum  
FWTA: Full Width at Tenth Area  
SPQRI: Slice Profil Quality Index  
FOV : Field of View  
EBCT : Electron Beam CT  
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique  
MSCT : Multi Slice CT

ECG : Electrocardiogramme  
RAM : Random Access Memory  
ROM : Read Only Memory  
PID : Proportionnel, Intégrateur, Dérivateur  
PC : Personal Computer  
TEP : Tomographie par Émission de Positons  
HA : Hydroxyapatite  
HU : Hounsfield Unit  
IM : Information Mutuelle  
CC : Coefficient de Corrélation  
 $F_C$  : Indice de circularité  
DIC1 : Indice de déviation au cercle inscrit  
 $V_T$  : Vitesse de translation  
 $V_R$  : Vitesse de rotation  
LEC : Lithotripsie ExtraCorporelle  
UIV : Urographie Intra Veineuse  
ASP : Abdomen Sans Préparation  
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique  
BRU : Brushite  
COD *ou* C2 : Calcium Oxalate Dihydrate  
COM *ou* C1 : Calcium Oxalate Monohydrate  
CYS : Cystine  
STR : Struvite  
UA *ou* AU : Acide Urique  
HU<sub>80</sub> : Nombre CT obtenu, en HU, à 80 kV.  
HU<sub>120</sub> : Nombre CT obtenu, en HU, à 120 kV  
EMA : Erreur Moyenne Absolue  
EI : Entropie de l'Image  
MI : Mutual Information



## TABLES DES MATIERES

|                    |   |
|--------------------|---|
| INTRODUCTION ..... | 2 |
|--------------------|---|

# Partie I: Bibliographie

|   |           |
|---|-----------|
| <b>I. LES RAYONS X .....</b>                                    | <b>6</b>  |
| I.1. HISTORIQUE .....   | 6         |
| I.2. ONDE ÉLECTROMAGNÉTIQUE .....                               | 8         |
| I.3. PRODUCTION .....   | 9         |
| I.4. LE SPECTRE DES RAYONS X .....                              | 10        |
| I.4.1. <i>Le spectre continu</i> .....                          | 10        |
| I.4.2. <i>Le spectre discret, spectre caractéristique</i> ..... | 11        |
| I.5. L'INTERACTION DES PHOTONS X AVEC LA MATIÈRE .....          | 12        |
| I.5.1. <i>Description microscopique des interactions</i> .....  | 12        |
| I.5.1.1. L'effet photoélectrique .....                          | 12        |
| I.5.1.2. L'effet Compton .....                                  | 13        |
| I.5.2. <i>La loi d'atténuation du rayonnement X</i> .....       | 13        |
| I.6. RÉFÉRENCES .....   | 14        |
| <br>  |           |
| <b>II. LA SCANOGRAPHIE .....</b>                                | <b>16</b> |
| II.1. PRINCIPE PHYSIQUE .....                                   | 16        |
| II.2. TRANSFORMÉE DE RADON .....                                | 18        |
| II.3. PROFIL D'ATTÉNUATION .....                                | 18        |
| II.4. RÉTROPROJECTION FILTRÉE .....                             | 20        |
| II.5. VISUALISATION .....                                       | 23        |
| II.5.1. <i>Échelle Hounsfield</i> .....                         | 23        |
| II.5.2. <i>Fenêtrage</i> .....                                  | 24        |
| II.5.3. <i>Signification des nombres CT</i> .....               | 24        |
| II.5.4. <i>Images bidimensionnelles</i> .....                   | 25        |
| II.5.5. <i>Images tridimensionnelles</i> .....                  | 26        |
| II.6. COMPOSANTS MAJEURS D'UN SCANNER .....                     | 27        |
| II.6.1. <i>Tube à rayons X</i> .....                            | 27        |
| II.6.2. <i>Détecteurs</i> .....                                 | 27        |
| II.6.3. <i>Le statif et la transmission des données</i> .....   | 28        |
| II.6.4. <i>Collimateurs</i> .....                               | 29        |
| II.6.4.1. Collimation primaire .....                            | 29        |
| II.6.4.2. Collimation secondaire .....                          | 30        |
| II.6.4.3. Filtre .....  | 30        |
| II.7. SCANNER INCRÉMENTAL, HÉLICOÏDAL ET VOLUMIQUE .....        | 30        |
| II.7.1. <i>Génération de scanners</i> .....                     | 31        |
| II.7.1.1. Première génération .....                             | 31        |
| II.7.1.2. Deuxième génération .....                             | 31        |
| II.7.1.3. Troisième génération .....                            | 32        |
| II.7.2. <i>Scanner hélicoïdal</i> .....                         | 34        |
| II.7.3. <i>Scanner multicoupe</i> .....                         | 36        |
| II.7.3.1. Principe .....  | 36        |
| II.7.3.2. Détecteurs .....                                      | 37        |
| II.7.3.3. Algorithmes de reconstruction .....                   | 39        |

|             |   |           |
|-------------|---|-----------|
| II.8.       | PARAMÈTRES D'ACQUISITION .....  | 41        |
| II.8.1.     | Tension (kV) .....  | 41        |
| II.8.2.     | Intensité (mA) et charge du tube (mAs).....                                 | 41        |
| II.8.3.     | Vitesse de rotation.....  | 42        |
| II.8.4.     | Pitch ou pas de l'hélice .....  | 42        |
| II.8.5.     | Épaisseur de coupe .....  | 43        |
| II.8.6.     | Filtre de reconstruction.....   | 44        |
| II.9.       | DOSIMÉTRIE.....   | 44        |
| II.9.1.     | Grandeurs utilisables pour estimer la dose au patient .....                 | 45        |
| II.9.1.1.   | La dose absorbée : D .....  | 45        |
| II.9.1.2.   | La dose dans l'air : $D_{air}$ .....  | 46        |
| II.9.1.3.   | La dose à l'organe .....  | 46        |
| II.9.1.4.   | La dose efficace, E.....  | 46        |
| II.9.2.     | Contrôle de l'irradiation délivrée .....                                    | 47        |
| II.9.2.1.   | Index de Dose CTDI (mGy) .....  | 47        |
| II.9.2.2.   | Produit dose longueur DLP (mGy.cm).....                                     | 48        |
| II.10.      | RÉFÉRENCES.....   | 48        |
| <b>III.</b> | <b>QUALITÉ D'IMAGE .....</b>  | <b>52</b> |
| III.1.      | QUALITÉ D'IMAGE POUR LES SCANNERS INCRÉMENTAUX .....                        | 52        |
| III.1.1.    | Valeurs d'atténuation aux RX, uniformité, contraste et linéarité.....       | 52        |
| III.1.2.    | Bruit .....   | 53        |
| III.1.3.    | Résolution spatiale, résolution à fort contraste .....                      | 54        |
| III.1.3.1.  | Résolution spatiale dans le plan .....                                      | 54        |
| III.1.3.2.  | Profil de sensibilité .....   | 55        |
| III.1.4.    | Résolution de contraste, résolution à faible contraste .....                | 56        |
| III.2.      | QUALITÉ D'IMAGE POUR LES SCANNERS HÉLICOÏDAUX.....                          | 57        |
| III.2.1.    | Bruit .....   | 57        |
| III.2.2.    | Profil de sensibilité.....  | 58        |
| III.2.3.    | Résolution dans l'axe z .....   | 58        |
| III.2.3.1.  | Influence de l'épaisseur de coupe et de l'incrément de reconstruction ..... | 58        |
| III.2.3.2.  | Résolution spatiale isotrope .....  | 60        |
| III.3.      | INTERDÉPENDANCE DU BRUIT, DE LA DOSE ET DE LA RÉOLUTION .....               | 60        |
| III.4.      | RÉFÉRENCES.....   | 61        |
| <b>IV.</b>  | <b>ARTEFACTS.....</b>   | <b>64</b> |
| IV.1.       | ARTEFACTS LIÉS À LA PHYSIQUE .....  | 64        |
| IV.1.1.     | Durcissement du faisceau (beam hardening).....                              | 64        |
| IV.1.1.1.   | Artefacts de courbures : .....  | 65        |
| IV.1.1.2.   | Raies et bandes sombres .....   | 65        |
| IV.1.1.3.   | Minimisation de l'effet de durcissement du faisceau.....                    | 65        |
| IV.1.2.     | Effet de volume partiel .....   | 66        |
| IV.1.3.     | Moyennage volumique partiel.....  | 66        |
| IV.1.4.     | Insuffisance de photons.....  | 67        |
| IV.1.4.1.   | Définition .....  | 67        |
| IV.1.4.2.   | Modulation automatique de l'intensité du tube à RX .....                    | 67        |
| IV.1.4.3.   | Filtration adaptative.....  | 67        |
| IV.1.5.     | Sous-échantillonnage .....  | 68        |
| IV.2.       | ARTEFACTS IMPUTABLES AUX PATIENTS.....                                      | 68        |
| IV.2.1.     | Implants métalliques .....  | 68        |
| IV.2.1.1.   | Définition .....  | 68        |
| IV.2.1.2.   | Prévention et correction .....  | 68        |

|            |  |           |
|------------|--|-----------|
| IV.2.2.    | Mouvement du patient.....  | 69        |
| IV.2.2.1.  | Définition .....   | 69        |
| IV.2.2.2.  | Prévention et Correction .....                                     | 69        |
| IV.2.3.    | Projections incomplètes.....                                       | 70        |
| IV.3.      | ARTEFACTS LIÉS AU SYSTÈME .....                                    | 70        |
| IV.4.      | LES ARTEFACTS PROPRES AUX SCANNERS HÉLICOÏDAUX ET VOLUMIQUES ..... | 71        |
| IV.4.1.    | Artefacts hélicoïdaux dans le plan axial .....                     | 71        |
| IV.4.2.    | Artefacts volumiques.....  | 72        |
| IV.4.3.    | Effet de cône (cone beam effect).....                              | 72        |
| IV.4.4.    | Reconstruction multiplan et tridimensionnelle.....                 | 73        |
| IV.4.4.1.  | Artefacts en escalier.....   | 73        |
| IV.4.4.2.  | Artefacts zèbres.....  | 73        |
| IV.5.      | RÉFÉRENCES.....  | 74        |
| <b>V.</b>  | <b>PROBLÉMATIQUE DES ORGANES EN MOUVEMENT.....</b>                 | <b>78</b> |
| V.1.       | MOUVEMENT PHYSIOLOGIQUE DES ORGANES .....                          | 78        |
| V.1.1.     | Mécanique respiratoire .....                                       | 78        |
| V.1.1.1.   | Anatomie.....  | 78        |
| V.1.1.2.   | Physiologie .....  | 79        |
| V.1.1.2.1. | Processus d'inspiration.....                                       | 79        |
| V.1.1.2.2. | Processus d'expiration .....                                       | 80        |
| V.1.1.3.   | Impact sur le mouvement des organes .....                          | 80        |
| V.1.2.     | Mouvement intrinsèque du cœur .....                                | 82        |
| V.1.2.1.   | Le cœur.....   | 82        |
| V.1.2.2.   | Contractions cardiaques .....                                      | 83        |
| V.1.2.3.   | Mouvement du cœur .....  | 84        |
| V.2.       | INFLUENCE SUR LA QUALITÉ DE L'IMAGE.....                           | 85        |
| V.3.       | TECHNIQUES MINIMISANT LE MOUVEMENT LORS D'UNE ACQUISITION CT ..... | 85        |
| V.3.1.     | Mouvement respiratoire .....                                       | 85        |
| V.3.2.     | Mouvement cardiaque.....   | 86        |
| V.4.       | RÉFÉRENCES.....  | 87        |

## Partie II: Influence du mouvement et des paramètres d'acquisition

|             |   |           |
|-------------|---|-----------|
| <b>VI.</b>  | <b>ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU MOUVEMENT SUR LA QUALITÉ DE L'IMAGE.....</b> | <b>90</b> |
| VI.1.       | PLATE-FORME DYNAMIQUE.....  | 90        |
| VI.1.1.     | État de l'art.....  | 90        |
| VI.1.2.     | Analyse du besoin .....   | 91        |
| VI.1.3.     | Conception & réalisation .....  | 92        |
| VI.1.3.1.   | Partie mécanique .....  | 92        |
| VI.1.3.1.1. | Description générale .....  | 92        |
| VI.1.3.1.2. | Description des différents éléments .....                               | 94        |
| VI.1.3.2.   | Logiciel et interfaces utilisateurs.....                                | 95        |
| VI.1.4.     | Validation et caractérisation .....                                     | 99        |
| VI.1.4.1.   | Réglage des paramètres PID.....   | 99        |
| VI.1.4.2.   | Caractéristiques limites de la plate-forme .....                        | 101       |
| VI.1.4.3.1. | Mouvement sinusoïdal.....   | 101       |
| VI.1.4.3.2. | Mouvement linéaire .....  | 102       |

|             |   |     |
|-------------|---|-----|
| VI.1.5.     | <i>Types de mouvements pouvant être réalisés.....</i>   | 102 |
| VI.1.6.     | <i>Conclusion.....</i>  | 103 |
| VI.2.       | ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU MOUVEMENT SUR LA QUALITÉ DES IMAGES AXIALES.....  | 104 |
| VI.2.1.     | <i>Influence du mouvement de translation en z sur la qualité des images axiales.....</i>                            | 104 |
| VI.2.1.1.   | Introduction.....   | 104 |
| VI.2.1.2.   | Matériel et méthodes.....   | 104 |
| VI.2.1.2.1. | Fantôme.....  | 104 |
| VI.2.1.2.2. | Plate-forme.....  | 105 |
| VI.2.1.2.3. | Acquisitions.....   | 105 |
| VI.2.1.2.4. | Analyse des images.....   | 105 |
| VI.2.1.3.   | Résultats.....  | 106 |
| VI.2.1.4.   | Discussion.....   | 107 |
| VI.2.2.     | <i>Influence du mouvement de translation en z sur la qualité des images axiales.....</i>                            | 108 |
| VI.2.2.1.   | Introduction.....   | 108 |
| VI.2.2.2.   | Matériel et méthodes.....   | 108 |
| VI.2.2.2.1. | Fantôme.....  | 108 |
| VI.2.2.2.2. | Plate-forme et mouvement.....   | 108 |
| VI.2.2.2.3. | Acquisitions.....   | 108 |
| VI.2.2.2.4. | Analyse d'images.....   | 109 |
| VI.2.2.3.   | Résultats.....  | 109 |
| VI.2.2.3.1. | Profil d'intensité.....   | 109 |
| VI.2.2.3.2. | Aire.....   | 110 |
| VI.2.2.3.3. | Indice de circularité.....  | 111 |
| VI.2.2.4.   | Discussion et conclusion.....   | 111 |
| VI.2.3.     | <i>Influence du mouvement de translation en z couplé à une rotation en z sur la qualité des images axiales.....</i> | 112 |
| VI.2.3.1.   | Introduction.....   | 113 |
| VI.2.3.2.   | Matériel et méthodes.....   | 113 |
| VI.2.3.2.1. | Fantôme.....  | 113 |
| VI.2.3.2.2. | Plate-forme.....  | 113 |
| VI.2.3.2.3. | Acquisitions.....   | 114 |
| VI.2.3.2.4. | Analyse des images.....   | 115 |
| VI.2.3.3.   | Résultats.....  | 115 |
| VI.2.3.4.   | Discussion et conclusion.....   | 117 |
| VI.3.       | ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU MOUVEMENT SUR LA QUALITÉ DES IMAGES CORONALES.....  | 118 |
| VI.3.1.     | <i>Introduction.....</i>  | 118 |
| VI.3.2.     | <i>Matériel et méthodes.....</i>  | 118 |
| VI.3.2.1.   | Fantômes.....   | 118 |
| VI.3.2.2.   | Plate-forme.....  | 119 |
| VI.3.2.3.   | Acquisitions.....   | 119 |
| VI.3.2.4.   | Analyse d'images.....   | 119 |
| VI.3.3.     | <i>Résultats.....</i>   | 120 |
| VI.3.3.1.   | Profils d'intensité.....  | 120 |
| VI.3.3.2.   | Indice de déviation au cercle inscrit (DICI).....   | 122 |
| VI.3.4.     | <i>Discussion.....</i>  | 122 |
| VI.3.       | ÉTUDE DE L'INFLUENCE DU MOUVEMENT SUR LE VOLUME CALCULÉ.....  | 123 |
| VI.3.1.     | <i>Introduction.....</i>  | 123 |
| VI.3.2.     | <i>Matériel et méthodes.....</i>  | 123 |
| VI.3.2.1.   | Fantôme.....  | 123 |
| VI.3.2.2.   | Plate-forme.....  | 123 |
| VI.3.2.3.   | Acquisitions.....   | 123 |
| VI.3.2.4.   | Analyse d'images.....   | 123 |
| VI.3.3.     | <i>Résultats.....</i>   | 124 |
| VI.3.4.     | <i>Discussion.....</i>  | 124 |
| VI.4.       | RÉFÉRENCES.....   | 125 |

|              |   |            |
|--------------|---|------------|
| <b>VII.</b>  | <b>ÉTUDE DE L'INFLUENCE DES PARAMÈTRES D'ACQUISITION SUR LA QUALITÉ DE L'IMAGE.....</b>                 | <b>130</b> |
| VII.1.       | ÉTUDE PRÉLIMINAIRE, INFLUENCE DU KILOVOLTAGE (KV) ET DE L'INTENSITÉ (MA).....                           | 130        |
| VII.1.1.     | <i>Introduction</i> .....   | 130        |
| VII.1.2.     | <i>Matériel et méthodes</i> .....   | 130        |
| VII.1.2.1.   | Fantôme.....  | 130        |
| VII.1.2.2.   | Plate-forme.....  | 130        |
| VII.1.2.3.   | Acquisitions.....   | 130        |
| VII.1.3.     | <i>Résultats</i> .....  | 131        |
| VII.1.3.1.   | Information mutuelle.....   | 131        |
| VII.1.3.2.   | Coefficient de corrélation.....   | 131        |
| VII.1.3.3.   | Écart type.....   | 132        |
| VII.1.4.     | <i>Discussion</i> .....   | 133        |
| VII.1.4.1.   | Information mutuelle.....   | 133        |
| VII.1.4.2.   | Coefficient de corrélation.....   | 133        |
| VII.1.4.3.   | Écart type.....   | 133        |
| VII.1.4.4.   | Conclusion.....   | 133        |
| VII.2.       | INFLUENCE DE LA VITESSE DE ROTATION DU TUBE, PITCH, ÉPAISSEUR DE COUPE ET FILTRE DE RECONSTRUCTION..... | 134        |
| VII.2.1.     | <i>Introduction</i> .....   | 134        |
| VII.2.2.     | <i>Matériel et méthodes</i> .....   | 134        |
| VII.2.2.1.   | Fantôme.....  | 134        |
| VII.2.2.2.   | Plate-forme.....  | 134        |
| VII.2.2.3.   | Acquisitions.....   | 135        |
| VII.2.2.4.   | Analyse d'images.....   | 135        |
| VII.2.2.4.1. | Volume.....   | 135        |
| VII.2.2.4.2. | Images CT axiales.....  | 135        |
| VII.2.2.5.   | Résultats.....  | 135        |
| VII.2.2.5.1. | Volume.....   | 135        |
| VII.2.2.5.2. | Images axiales.....   | 136        |
| VII.2.2.6.   | Discussion et conclusion.....   | 139        |
| VII.3.       | RÉFÉRENCES.....   | 140        |
| <b>VIII.</b> | <b>CORRECTION DES ARTEFACTS DE MOUVEMENT DANS LE SINOGRAMME .....</b>                                   | <b>142</b> |
| VIII.1.      | INTRODUCTION.....   | 142        |
| VIII.2.      | THÉORIE.....  | 142        |
| VIII.2.1.    | <i>Notations</i> .....  | 142        |
| VIII.2.2.    | <i>Modèle de mouvement respiratoire</i> .....   | 142        |
| VIII.2.3.    | <i>Sinogramme corrompu</i> .....  | 143        |
| VIII.3.      | MATÉRIEL ET MÉTHODES.....   | 144        |
| VIII.3.1.    | <i>Données simulées</i> .....   | 144        |
| VIII.3.2.    | <i>Correction de mouvement</i> .....  | 145        |
| VIII.3.3.    | <i>Validation</i> .....   | 145        |
| VIII.4.      | RÉSULTATS.....  | 146        |
| VIII.4.1.    | <i>Données simulées</i> .....   | 146        |
| VIII.4.2.    | <i>Correction de mouvement – modèle concordant</i> .....  | 147        |
| VIII.4.2.1.  | Fantôme « ellipse ».....  | 147        |
| VIII.4.2.2.  | Fantôme Shepp-Logan.....  | 148        |
| VIII.4.3.    | <i>Correction de mouvement – modèle non concordant</i> .....  | 149        |
| VIII.5.      | DISCUSSION ET CONCLUSION.....   | 150        |
| VIII.6.      | RÉFÉRENCES.....   | 151        |

# Partie III: Calculs rénaux

|             |   |            |
|-------------|---|------------|
| <b>IX.</b>  | <b>APPLICATION À UN CAS CLINIQUE : LES CALCULS RÉNAUX</b>   | <b>154</b> |
| IX.1.       | LES REINS ET L'APPAREIL URINAIRE  | 154        |
| IX.1.1.     | <i>Le rein</i>  | 154        |
| IX.1.1.1.   | Anatomie du rein  | 155        |
| IX.1.1.1.1. | Le néphron  | 155        |
| IX.1.1.1.2. | Le parenchyme rénal   | 156        |
| IX.1.1.2.   | Physiologie du rein   | 157        |
| IX.1.2.     | <i>Les voies excrétrices de l'urine</i>   | 158        |
| IX.1.2.1.   | L'urothélium  | 158        |
| IX.1.2.2.   | Calice et bassinets   | 159        |
| IX.1.2.3.   | Urètre  | 159        |
| IX.1.2.4.   | Vessie  | 159        |
| IX.1.2.5.   | Urètre  | 160        |
| IX.2.       | LES CALCULS RÉNAUX  | 160        |
| IX.2.1.     | <i>Épidémiologie</i>  | 160        |
| IX.2.2.     | <i>Composition globale</i>  | 161        |
| IX.2.3.     | <i>Origine des principaux types de calculs</i>  | 162        |
| IX.2.3.1.   | Oxalate de calcium  | 162        |
| IX.2.3.2.   | Cystine   | 162        |
| IX.2.3.3.   | Brushite  | 163        |
| IX.2.3.4.   | Struvite  | 163        |
| IX.2.4.     | <i>Localisation des calculs</i>   | 163        |
| IX.2.5.     | <i>Expulsabilité des calculs et traitement</i>  | 163        |
| IX.2.5.1.   | La lithotripsie extracorporelle par ondes de choc (LEC)   | 163        |
| IX.2.5.2.   | Néphrolithotomie percutanée   | 164        |
| IX.2.5.3.   | Urétroscopie  | 164        |
| IX.2.5.4.   | Chirurgie ouverte   | 164        |
| IX.2.6.     | <i>Imagerie des calculs rénaux</i>  | 165        |
| IX.2.6.1.   | Urographie Intra Veineuse (UIV)   | 165        |
| IX.2.6.2.   | Abdomen Sans Préparation (ASP)  | 165        |
| IX.2.6.3.   | Échographie   | 166        |
| IX.2.6.4.   | ASP et échographie  | 166        |
| IX.2.6.5.   | Scanner   | 167        |
| IX.2.6.6.   | IRM   | 167        |
| IX.2.7.     | <i>Méthode d'analyse de la composition chimique des calculs</i>                                       | 168        |
| IX.2.7.1.   | Méthodes chimiques  | 168        |
| IX.2.7.2.   | Méthodes physiques  | 168        |
| IX.2.8.2.1. | Analyse structurale et morphologique  | 168        |
| IX.2.8.2.2. | Identification moléculaire et cristalline   | 169        |
| IX.2.8.     | <i>Détermination de la composition chimique des calculs en CT</i>                                     | 171        |
| IX.2.9.     | <i>Conclusions</i>  | 173        |
| IX.3.       | INFLUENCE DE L'ENVIRONNEMENT SUR LA DÉTERMINATION DE LA COMPOSITION CHIMIQUE DES CALCULS RÉNAUX EN CT | 174        |
| IX.3.1.     | <i>Introduction</i>   | 174        |
| IX.3.2.     | <i>Matériel et méthodes</i>   | 174        |
| IX.3.2.1.   | Calculs urinaires   | 174        |
| IX.3.2.2.   | Fantômes  | 175        |
| IX.3.2.3.   | Acquisitions  | 176        |
| IX.3.2.4.   | Analyse d'images  | 176        |
| IX.3.2.5.   | Analyse statistique des données   | 176        |
| IX.3.3.     | <i>Résultats</i>  | 177        |
| IX.3.4.     | <i>Discussion et conclusion</i>   | 178        |

|           |  |            |
|-----------|--|------------|
| IX.4.     | ÉLABORATION D'UN PROTOCOLE PERMETTANT DE DÉTERMINER LA COMPOSITION CHIMIQUE DES CALCULS PURS OU<br>CONSIDÉRÉS COMME PURS. .... | 179        |
| IX.4.1.   | <i>Introduction</i> .....  | 179        |
| IX.4.2.   | <i>Matériel et méthodes</i> .....  | 179        |
| IX.4.2.1. | Calculs urinaires .....  | 179        |
| IX.4.2.2. | Fantômes.....  | 180        |
| IX.4.2.3. | Acquisitions .....   | 180        |
| IX.4.2.4. | Analyse d'images .....   | 180        |
| IX.4.2.5. | Analyse statistique des données .....  | 180        |
| IX.4.3.   | <i>Résultats</i> .....   | 181        |
| IX.4.4.   | <i>Discussion et conclusion</i> .....  | 182        |
| IX.5.     | INFLUENCE DU MOUVEMENT SUR LA CARACTÉRISATION DE LA COMPOSITION CHIMIQUE DES CALCULS .....                                     | 186        |
| IX.5.1.   | <i>Introduction</i> .....  | 186        |
| IX.5.2.   | <i>Matériel et méthodes</i> .....  | 186        |
| IX.5.2.1. | Calculs urinaires .....  | 186        |
| IX.5.2.2. | Fantômes.....  | 186        |
| IX.5.2.3. | Plate-forme dynamique et mouvement .....   | 186        |
| IX.5.2.4. | Acquisitions .....   | 187        |
| IX.5.2.5. | Analyse d'images .....   | 187        |
| IX.5.2.6. | Analyse statistique des données .....  | 187        |
| IX.5.3.   | <i>Résultats</i> .....   | 187        |
| IX.5.3.1. | Différence entre l'apnée non maintenue et l'apnée parfaite .....   | 187        |
| IX.5.3.2. | Différence entre le mouvement de respiration libre et l'apnée parfaite.....  | 188        |
| IX.5.3.3. | Différence entre le mouvement de respiration libre et l'apnée non maintenue .....  | 189        |
| IX.5.4.   | <i>Discussion et conclusion</i> .....  | 189        |
| IX.6.     | RÉFÉRENCES.....  | 191        |
| <b>X.</b> | <b>CONCLUSION &amp; PERSPECTIVES</b> .....   | <b>198</b> |
| X.1.      | CONCLUSION.....  | 198        |
| X.2.      | PERSPECTIVES.....  | 201        |
|           | <b>BIBLIOGRAPHIE PERSONNELLE</b> .....   | <b>204</b> |
|           | <b>ANNEXES</b> .....   | <b>208</b> |



## **Introduction**



## Introduction

Malgré les nombreuses améliorations qu'a connues la scanographie (ou tomодensitométrie) au cours de ces 20 dernières années, la qualité des images scanographiques reste fortement influencée par le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient.

La scanographie étant une technique d'imagerie irradiante, l'influence de ce mouvement ne peut être étudiée à l'aide de sujets sains. En effet, l'exposition d'un patient au rayonnement doit impérativement être justifiée d'un point de vue clinique.

Il a donc été nécessaire de développer un fantôme mobile permettant de simuler des mouvements respiratoire et/ou cardiaques.

A l'aide d'une plate-forme dynamique, nous avons étudié l'influence du mouvement sur la qualité de l'image. Parallèlement, notre attention s'est également portée sur l'influence du choix des paramètres d'acquisition sur cette dégradation.

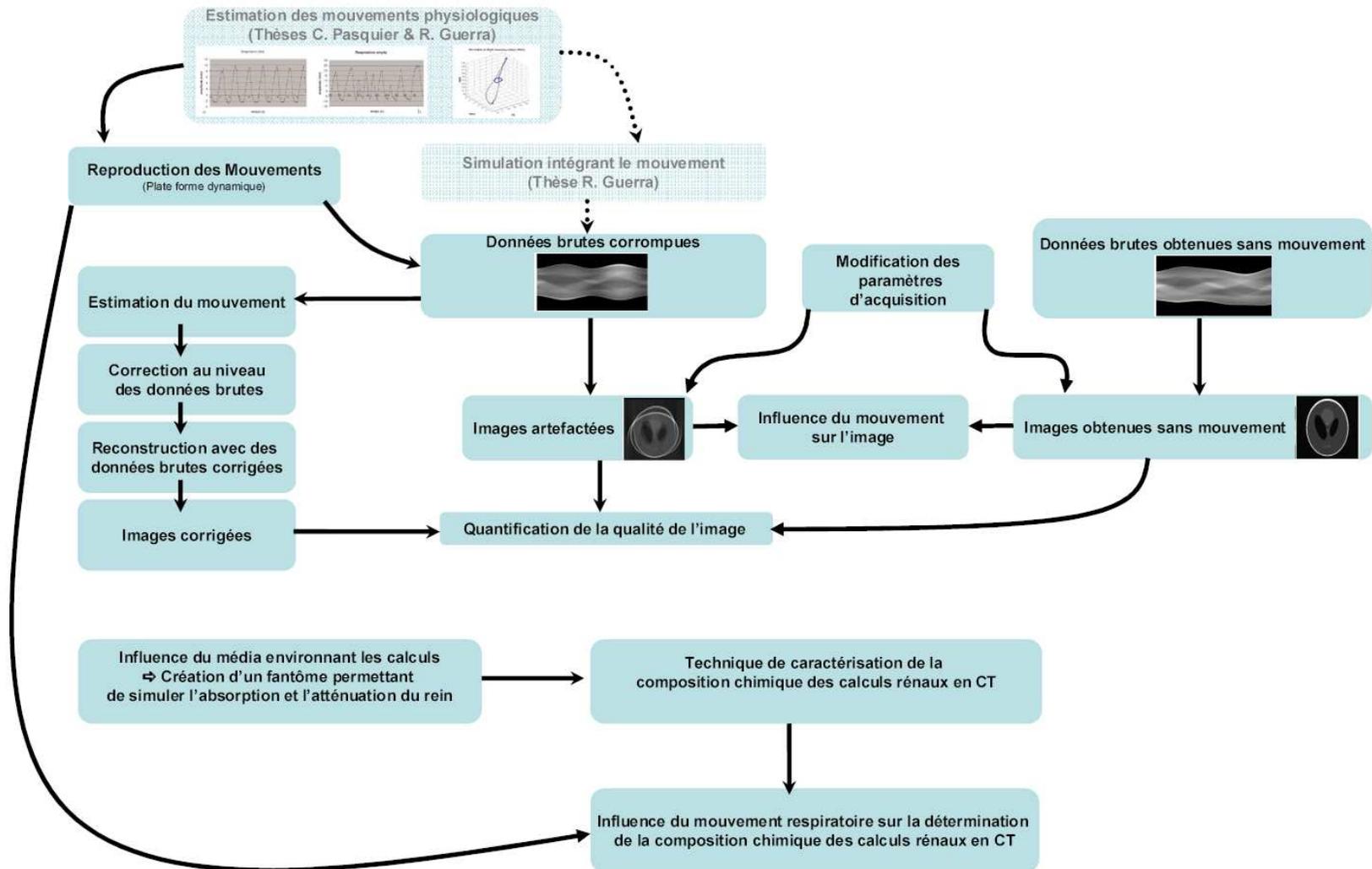
Comme le montre le synopsis de la page suivante, cette plate-forme nous a permis d'obtenir des données brutes corrompues par le mouvement.

A partir de ces données, des images artefactées ont été reconstruites. Elles ont alors pu être comparées aux images obtenues à partir de données brutes acquises sans mouvement. Cette comparaison nous a permis d'évaluer la qualité de l'image et d'étudier l'influence du mouvement. Les données brutes corrompues nous ont également permis de mettre en place une technique de correction directement applicable dans l'espace de Radon. Là encore les images corrigées obtenues ont été comparées à des images corrompues non corrigées et à des images non corrompues.

Parallèlement, une étude relative à la détermination de la composition chimique des calculs en scanographie a été menée. Après avoir étudié l'influence du média environnant les calculs lors d'études in-vitro, nous avons développé un fantôme incorporant les calculs et imitant le rein en terme d'absorption et d'atténuations aux RX. La création de ce fantôme nous a permis de mettre en place une technique de caractérisation de la composition chimique des calculs en scanographie. Une fois cette technique validée, nous avons placé notre fantôme sur la plate-forme dynamique et avons étudié l'influence du mouvement respiratoire sur cette technique d'identification.

Le synopsis de la page suivante permet bien de se rendre compte des différents axes de recherches abordés durant cette thèse.

Ce manuscrit est divisé en 10 Chapitres. Dans le premier, les bases physiques nécessaires à la compréhension de la scanographie sont présentées. Dans la deuxième partie, les principes de la scanographie sont énoncés. Les Chapitres 3 et 4 présentent les problématiques de la qualité de l'image et des artefacts qui peuvent la dégrader. Le chapitre 5 permet d'appréhender la problématique de l'imagerie des organes en mouvement. Le chapitre 6 expose les résultats des études menées au cours de cette thèse et relatives à l'influence du mouvement sur la qualité de l'image. Le chapitre 7 met en avant les résultats des études sur l'influence des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image avec et sans mouvement des objets scannés durant l'acquisition. Le chapitre 8 développe toute la partie de la thèse relative aux calculs rénaux et à la détermination de leur composition chimique en scanographie. Le chapitre 9 présente la technique de correction des artefacts de mouvement dans le sinogramme. Le chapitre 10 permet de conclure sur nos travaux et d'évoquer les perspectives envisageables.



Synopsis du déroulement de la thèse.

## **Chapitre I: Les rayons X**



## I. Les rayons X

Les Rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique à haute fréquence dont la longueur d'onde est comprise entre 5 picomètres et 10 nanomètres. L'énergie de ces photons va de quelques eV (électron-volt), à plusieurs dizaines de MeV. C'est un rayonnement ionisant utilisé dans de nombreuses applications dont l'imagerie médicale et la cristallographie [1-4].

Les rayons X ont été découverts en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Röntgen, qui a reçu pour cela le premier prix Nobel de physique ; il les nomma ainsi car ils étaient d'une nature inconnue.

Les rayons X et les rayons gamma sont de même nature. La distinction vient de leur mode de production. Les rayons X sont des photons produits par les électrons des atomes alors que les rayons gamma sont produits par les noyaux des atomes.

### I.1. Historique

Lors de ses investigations sur la conduction de l'électricité dans des gaz à faible pression, Sir William Crookes (1832-1919) découvrit que lorsque la pression était abaissée, la cathode semblait émettre des rayons lumineux. Ces rayons ont été appelés rayons cathodiques (il s'agit en réalité de jets d'électrons libres).

Voulant, à l'origine, provoquer une fluorescence lumineuse de minéraux, Crookes créa le tube à décharge (également appelé tube à gaz, tube à cathode froide ou tube de Crookes) (Figure 1). Il s'agit d'une ampoule en verre, dans laquelle on fait le vide (pression d'air résiduelle d'environ 100 Pa), contenant une cathode métallique (en aluminium, de forme concave) permettant de concentrer le flux d'électrons, et une anode (ou cible). Une bobine d'induction fournit une haute tension. Il se produit alors une ionisation de l'air résiduel, sous la forme d'un éclair ou « décharge », qui provoque un flux d'électrons de la cathode vers l'anode. Ce flux, appelé rayon cathodique, produit un rayonnement électromagnétique qui est capable de créer de la lumière de fluorescence sur certains corps ainsi que produire des décharges de corps électrisés à distance.

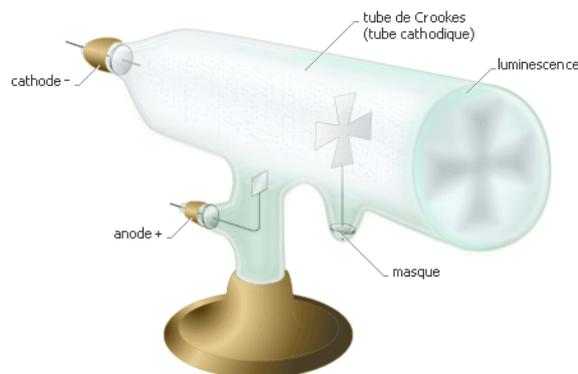


Figure 1: Tube de Crookes (Source:Microsoft Encarta)

À la fin du XIXe siècle, Wilhelm Röntgen (1845-1923) s'intéresse aux rayons cathodiques qui ont été découverts par Hittorf (1824-1914) en 1869. À cette époque, tous les physiciens savent reproduire l'expérience de Crookes mais personne n'a eu d'idée d'application de ces rayonnements. En 1895, Wilhelm Röntgen reproduit l'expérience à de nombreuses reprises en modifiant ses paramètres expérimentaux (types de cibles, tensions différentes...). Le 8 novembre 1895, il parvient à rendre luminescent un écran de platinocyanure de baryum. Il décide alors de faire l'expérience dans l'obscurité en plongeant son tube de Crookes dans un caisson opaque. Le résultat est identique à la situation normale. Röntgen place ensuite différents objets de différentes densités entre l'anode et l'écran fluorescent, et en déduit que le rayonnement traverse la matière d'autant plus facilement que celle-ci est peu dense et peu épaisse. Plus troublant encore, lorsqu'il place des objets métalliques entre le tube et une plaque photographique, il parvient à visualiser l'ombre de l'objet sur le négatif. Röntgen parvient à en déduire que les rayons sont produits dans la direction des électrons du tube et que ce rayonnement est invisible et très pénétrant. Comme il ne trouve pas de dénomination adéquate pour ses rayons, Röntgen les baptise « Rayons X » (en Allemagne, les rayons X sont encore souvent appelé *Röntgenstrahlung*).

Le premier cliché est celui de la main d'Anna Bertha Röntgen (22 décembre 1895, pose de 20 min) . Il s'agit de la première radiographie, la radiologie est née (Figure 2).

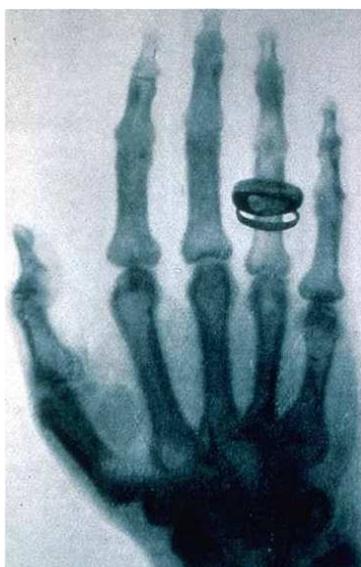


Figure 2 : Une des premières radiographies prises par Wilhelm Röntgen. (Source [www.espace-sciences.org](http://www.espace-sciences.org))

Un mois plus tard, Bergonié (1857-1925) reproduit à Bordeaux l'expérience de Röntgen, avant que ce dernier publie officiellement. Le 28 décembre 1895, Röntgen publie sa découverte dans un article intitulé « *Über eine neue Art von Strahlen* » dans le bulletin de la Société physico-chimique de Wurtzbourg. C'est cette découverte qui lui vaudra le premier prix Nobel de physique en 1901. Il tire quatre conclusions dans son article :

- les rayons X sont absorbés par la matière. Leur absorption est fonction de la masse atomique des atomes absorbants.
- les rayons X sont diffusés par la matière (rayonnement de fluorescence).
- les rayons X impressionnent la plaque photographique.
- les rayons X déchargent les corps chargés électriquement.

## 1.2. Onde électromagnétique

Les rayons X sont, comme la lumière, une forme de rayonnement électromagnétique. Ils se déplacent dans le vide à la vitesse de la lumière  $c$ . Un rayonnement (ou une onde) électromagnétique consiste en la propagation d'un champ électrique  $E$  et d'un champ magnétique  $B$  perpendiculaires. Ces champs oscillent en phase et sont eux-mêmes perpendiculaires à la direction de propagation. Une onde électromagnétique sinusoïdale est caractérisée par sa fréquence de vibration  $\nu$  (ou par sa période  $T=1/\nu$ ) et par son amplitude. La longueur d'onde  $\lambda$  est la distance que parcourt l'onde pendant une période, soit

$$\lambda = c \times T = \frac{c}{\nu} \quad (1)$$

En général, un rayonnement électromagnétique est constitué par la superposition de rayonnements de fréquences différentes. On appelle spectre du rayonnement, la distribution de l'intensité du rayonnement en fonction de la fréquence, de la longueur d'onde ou de l'énergie. Certaines interactions du rayonnement électromagnétique avec la matière, comme l'effet photoélectrique, ne sont pas explicables dans le cadre du modèle ondulatoire, mais peuvent s'interpréter si l'on considère le rayonnement comme un flux discontinu de paquets d'énergie (ou *quanta* d'énergie) appelés photons. Chaque photon transporte, à la vitesse de la lumière, un quantum d'énergie  $E$  bien déterminée, liée à la fréquence  $\nu$  du rayonnement par la relation de Planck-Einstein:

$$E = h \times \nu \quad (2)$$

$h$  est la constante de Planck:  $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J s}^{-1}$

Les rayonnements électromagnétiques se présentent donc sous les deux aspects complémentaires : ondulatoire et corpusculaire. L'aspect corpusculaire devient marqué lorsque la longueur d'onde du rayonnement est plus petite que la dimension des objets avec lequel celui-ci interagit. Le tableau I donne la classification usuelle des ondes électromagnétiques dans l'ordre croissant des fréquences (donc dans l'ordre croissant des énergies des photons associés). On remarquera que l'énergie d'un photon X est de l'ordre de grandeur de l'énergie de liaison des électrons des couches internes des atomes, c'est-à-dire de l'ordre du keV (un eV correspond à  $1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J}$ ).

| Classe de rayonnement | $\nu$ [Hz]                              | $E = h\nu$ [eV]             |
|-----------------------|---|-----------------------------|
| ondes radio           | $0 - 10^9$                              | $0 - 4 \cdot 10^{-6}$       |
| micro-onde            | $10^9 - 3 \cdot 10^{11}$                | $4 \cdot 10^{-6} - 10^{-3}$ |
| infrarouge            | $3 \cdot 10^{11} - 4,3 \cdot 10^{14}$   | $10^{-3} - 1,8$             |
| visible               | $4,3 \cdot 10^{14} - 7,5 \cdot 10^{14}$ | $1,8 - 3,1$                 |
| ultraviolet           | $7,5 \cdot 10^{14} - 2,4 \cdot 10^{17}$ | $3,1 - 10^3$                |
| rayons X              | $2,4 \cdot 10^{17} - 10^{19}$           | $10^3 - 4 \cdot 10^4$       |
| rayons $\gamma$       | $> 10^{19}$                             | $> 4 \cdot 10^4$            |

Tableau I: Rayonnements électromagnétiques.

Les RX se différencient en 3 catégories :

- Les RX mous dont la longueur d'onde est proche de la plage des UV (ultraviolets) dans le spectre électromagnétique.
- Les RX durs dont la longueur d'onde est proche de la plage des rayons gamma, voire débordants sur cette plage.
- Les RX composés d'un mélange de nombreuses longueurs d'onde sont connus sous le nom de RX « blancs », par opposition aux RX « monochromatiques », qui présentent une seule longueur d'onde.

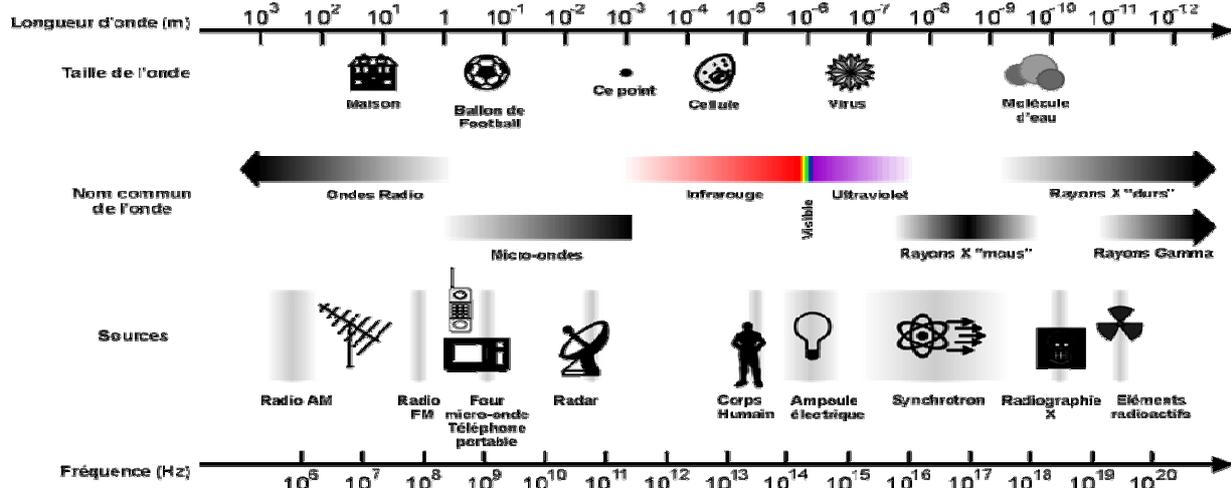


Figure 3: Spectre électromagnétique (Source : [www.eudil.fr](http://www.eudil.fr))

### 1.3. Production

Les tubes à rayons X (figure 4) fonctionnent de la manière suivante. Dans une enceinte de verre où règne un vide poussé, des électrons sont émis par un filament dans lequel circule un courant électrique. Ceux-ci sont accélérés en direction d'une anode par un champ électrique créé par une différence de potentiel élevée (généralement de 10 à 150 kV) entre le filament qui sert de cathode et l'anode. Ces électrons entrent en collision avec la cible que constitue le métal de l'anode. Des rayons X sont alors produits par deux mécanismes distincts. D'une part, les électrons, se déplaçant à une vitesse très élevée, ont une énergie cinétique suffisante pour perturber les couches électroniques internes des atomes de la cible. Ces atomes, dans un état excité, vont alors émettre des rayons X en retournant à leur état fondamental. D'autre part, le ralentissement des électrons dans la matière produit un rayonnement de freinage comportant des rayons X. L'énergie cinétique des électrons incidents est déterminée par la tension d'accélération  $\Delta U$ :

$$E_{cin} = e\Delta U \quad (3)$$

avec  $e$  la charge électrique de l'électron ( $e = -1,602 \cdot 10^{-19} \text{ C}$ ).

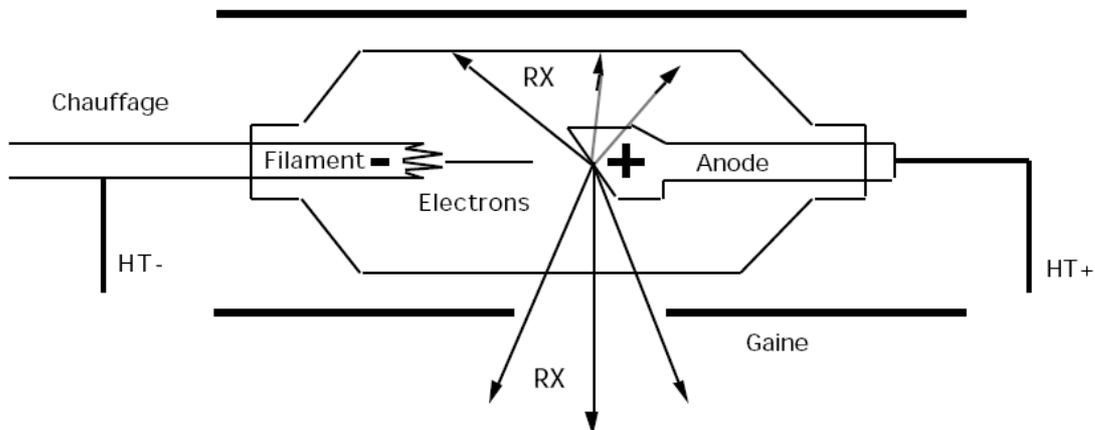


Figure 4 : Schéma d'un tube à rayons X. HT: haute tension d'accélération. RX: Rayons X émis par l'anode.

L'interaction des électrons rapides avec la matière se traduit globalement par un ralentissement des électrons, et l'énergie cinétique perdue se manifeste sous différentes formes. Une fraction importante de cette énergie ( $\approx 99\%$ ) est convertie en chaleur et augmente l'énergie interne de la substance. Le reste ( $\approx 1\%$ ) est rayonné hors de la substance sous forme de photons X. La cible, formée de métal de numéro atomique élevé ( $Z > 30$ ), la plupart du temps du tungstène (W), est enchâssée dans un bloc de cuivre pour faciliter son refroidissement. Selon la puissance du tube, une circulation forcée d'air ou d'eau assure l'évacuation de la chaleur.

#### I.4. Le spectre des rayons X

Un spectre d'émission de rayons X consiste en la superposition d'un spectre continu et d'un spectre discret de raies.

##### I.4.1. Le spectre continu

Toute charge accélérée produit un rayonnement électromagnétique. Le *rayonnement de freinage*, ou *Bremsstrahlung*, est émis lorsqu'un électron incident subit, lorsqu'il s'approche d'un noyau atomique de la cible, une force électrique  $F$  qui incurve sa trajectoire. L'accélération centripète qui en résulte provoque l'émission d'un rayonnement électromagnétique, pouvant prendre la forme d'un photon X d'énergie  $E$  prélevée sur l'énergie cinétique de l'électron (figure 5a).

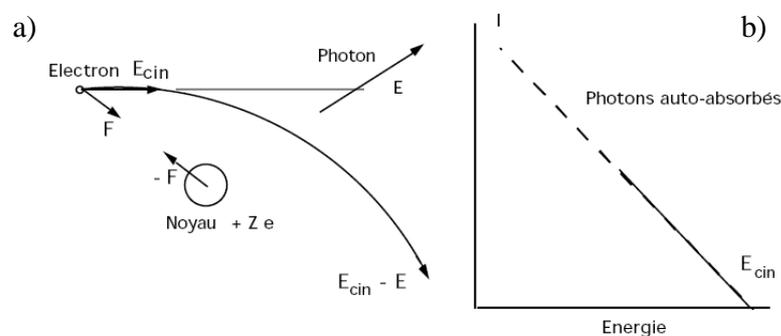


Figure 5 : (a) rayonnement de freinage; (b) spectre continu d'un tube à rayons X; la limite supérieure du spectre continu correspond à l'énergie cinétique des électrons qui bombardent l'anode.

Dans ce processus, l'électron incident peut perdre toute son énergie cinétique  $E_{cin}$  en une fois, ce qui donne une limite supérieure à la fréquence du photon émis. Celle-ci dépend donc uniquement de la tension d'accélération (relations 2 et 3) et non du métal de la cible. Le freinage dépend évidemment de la distance à laquelle l'électron se rapproche du noyau et les photons émis peuvent avoir toutes les énergies comprises entre l'énergie cinétique zéro et  $E_{cin}$ . Le spectre est donc continu et a l'allure de la figure 5b.

#### 1.4.2. Le spectre discret, spectre caractéristique

Un atome est formé d'un noyau de charge  $+Ze$  ( $Z$  est le numéro atomique de l'élément) et de  $Z$  électrons de charge  $-e$ . Chaque électron, caractérisé par plusieurs nombres quantiques, a une énergie bien déterminée (négative car il est lié). Les électrons sont répartis par ordre d'énergie croissante en couches K, L, M, N... correspondant au nombre quantique principal (figure 6). Chaque couche comprend différentes sous-couches d'énergies voisines correspondant aux autres nombres quantiques. Les niveaux énergétiques des couches et sous-couches sont caractéristiques de chaque élément.

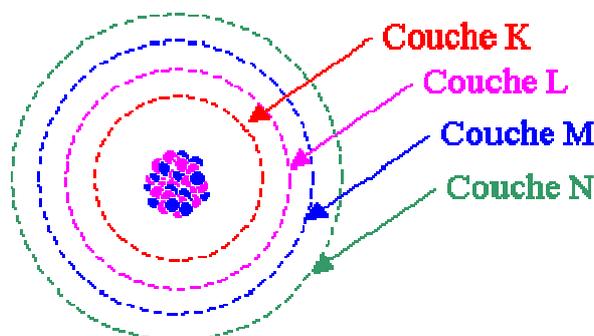


Figure 6 : Répartition des couches électroniques: Une couche électronique peut contenir un nombre limité d'électrons, La couche K contient au maximum 2 électrons. La couche L contient au maximum 8 électrons. La couche M contient au maximum 8 électrons. Une couche remplie au maximum, est dite saturée. Les électrons remplissent d'abord la couche K la plus proche du noyau. Si celle-ci est saturée, ils se placent sur la couche suivante L et ainsi de suite.

Un électron incident d'énergie  $E_{cin}$  peut expulser un électron d'un atome de la cible dont l'énergie de liaison est plus petite que  $E_{cin}$ , créant ainsi un trou dans une couche. L'atome se trouve alors dans un état excité instable et tend à retourner dans son état fondamental (de moindre énergie): le trou est alors comblé par un électron d'une couche supérieure, dont l'excès d'énergie est émis sous forme d'un photon. L'énergie  $E$  des photons émis est égale à la différence des énergies des couches concernées. Le spectre des photons émis est ainsi un spectre discret de raies (figure 7), les fréquences correspondantes étant données par  $E = h \nu$ . Ces fréquences ne dépendent que des niveaux électroniques des atomes de la cible, le spectre discret est un spectre caractéristique de la cible. Les différences d'énergie entre les couches sont d'autant plus grandes que l'atome est lourd et que l'on est proche de l'état le plus stable. Les photons émis seront donc situés dans la gamme du rayonnement X si la cible est constituée d'atomes suffisamment lourds et si l'électron éjecté appartient à une couche interne.

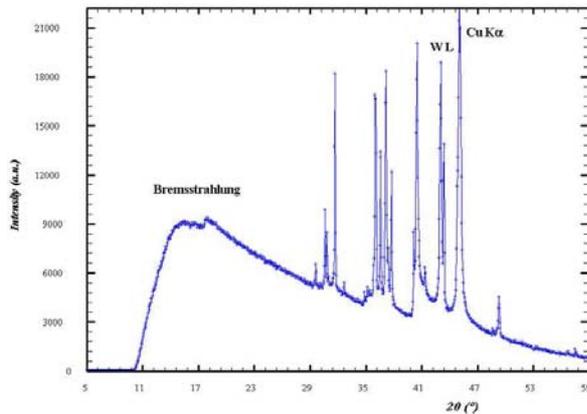


Figure 7 : Spectre de raies produit avec un tube à rayons X. Le fond continu correspond au rayonnement de Bremsstrahlung et les raies proviennent des transitions électroniques de l'anode [1].

## I.5. L'interaction des photons X avec la matière

Lorsqu'un faisceau de rayons X pénètre dans un milieu matériel, on constate une diminution progressive de son intensité. Cette diminution du nombre de photons, l'*atténuation du faisceau*, est due essentiellement à l'interaction des photons avec les électrons. Dans un tel processus, l'énergie perdue se retrouve sous deux formes : une partie  $E_A$  est absorbée par le milieu, et une partie  $E_D$  est diffusée et sort de la matière dans une direction différente de la direction du faisceau initial. Les phénomènes d'atténuation et d'absorption sont à l'origine des applications et des effets des rayons X en radiodiagnostic et en radiothérapie.

### I.5.1. Description microscopique des interactions

Deux types d'interactions entre photon X et matière sont envisageables: l'effet photoélectrique et l'effet Compton. L'effet photoélectrique prédomine aux faibles énergies.

#### I.5.1.1. L'effet photoélectrique

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie  $E$  du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison  $W$ ); l'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique  $E_{cin}$  de l'électron éjecté.

Par conséquent,  $E = W + E_{cin}$ . L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. L'énergie cinétique du photoélectron est finalement transférée au milieu lors d'ionisations ultérieures. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission d'énergie sous forme d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger (figure 8).

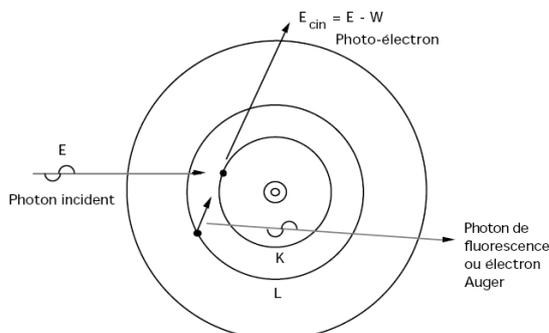


Figure 8 : Effet photoélectrique.  $E$  est l'énergie du photon incident,  $W$  l'énergie de liaison de l'électron et  $E_{cin}$  l'énergie cinétique de l'électron émis.

Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place laissée vacante par l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux de Z petit, le photon de fluorescence produit un nouvel effet photoélectrique avec émission d'un électron: c'est l'effet Auger.

### I.5.1.2. L'effet Compton

Le photon entre en collision avec un électron libre ou faiblement lié auquel il cède une partie de son énergie. Un photon d'énergie plus faible est diffusé dans une direction différente de la direction initiale (figure 9). Pour les photons X étudiés ici, la majeure partie de l'énergie est emportée par le photon diffusé.

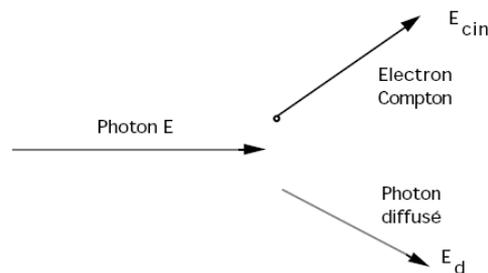


Figure 9 : Effet Compton, il s'agit de la diffusion d'un photon par un électron.

### I.5.2. La loi d'atténuation du rayonnement X

Un faisceau unidirectionnel de photons monoénergétiques traverse un écran matériel. Soit  $I(x)$  l'intensité du faisceau (nombre de photons franchissant l'unité de surface normale au faisceau par unité de temps) à la position  $x$ . Appelons  $-dl$  la variation d'intensité sur une épaisseur infiniment petite  $dx$ . L'expérience montre que  $-dl$  est proportionnelle à l'intensité incidente et à l'épaisseur  $x$ :

$$-dl = \mu(E, M)l \times dx \quad (4)$$

Le coefficient de proportionnalité  $\mu(E, M)$ , appelé coefficient d'atténuation linéaire, dépend de l'énergie  $E$  des photons incidents et du milieu  $M$ . Il a la dimension de l'inverse d'une longueur. L'intégration de la relation (4) donne la loi d'atténuation d'un faisceau parallèle monoénergétique de rayonnement électromagnétique en fonction de l'épaisseur  $x$ :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu(E, M)x} \quad (5)$$

$I(x)$  est l'intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur  $x$  de matière et  $I_0$  l'intensité du faisceau incident. L'intensité d'un rayonnement électromagnétique décroît exponentiellement en fonction de l'épaisseur de matière traversée. Le coefficient d'atténuation varie fortement en fonction de la matière et de l'énergie des photons. De manière générale, il croît en fonction du numéro atomique du milieu et décroît en fonction de l'énergie du rayonnement. La pénétration du rayonnement à travers la matière est souvent caractérisée par l'épaisseur de demi-atténuation, épaisseur de matière telle que l'intensité du faisceau collecté est égale à la moitié de l'intensité du faisceau incident.

## I.6. Références

1. Hobbie RK. Ondes, optique et physique moderne: American Institute of Physics, 1997.
2. Halliday D, Resnick R, Walker J. Ondes, optique et physique moderne: Dunod, 2004.
3. Grémy F, Perrin J. Eléments de biophysique tome 2 : radiations ionisantes et non ionisantes - optique - biophysique de la circulation: Flammarion Medecine-Sciences, 1977.
4. Grémy F. Biophysique: Flammarion, 1982.



## **Chapitre II: La scanographie**



## II. La scanographie

La scanographie, ou tomодensitométrie (TDM), ou tomographie axiale calculée par ordinateur (en anglais *Computed Tomography* CT), CT-scan ou simplement scanner, est une technique d'imagerie médicale qui consiste à calculer une reconstruction 3D des tissus à partir d'une analyse tomographique obtenue en soumettant le patient au balayage d'un faisceau de rayons X. Le principe de la tomодensitométrie consiste à mesurer la distribution spatiale d'une quantité physique afin d'être examinée à partir de différentes directions et d'obtenir des images à partir de ces données [2-6].

### II.1. Principe physique

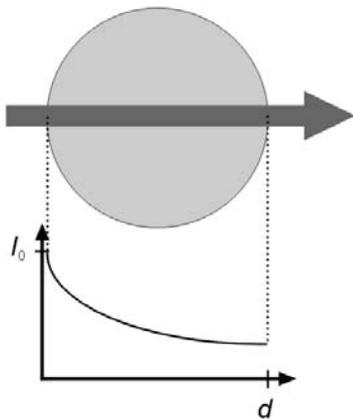
En scanographie, l'intensité  $I$  des rayons X est mesurée après que le faisceau ait traversé l'objet. Le faisceau  $I_0$  incident est également mesuré en sortie de tube afin de pouvoir calculer l'atténuation du faisceau de la source jusqu'au détecteur. Les formules permettant de connaître cette atténuation dans les principaux cas sont décrites dans la figure 10.

Le cas le plus simple est celui où l'on souhaite mesurer l'atténuation d'un faisceau monochromatique ayant traversé un objet homogène (figure 10, cas 1). L'intensité du faisceau diminue de manière exponentielle quand l'épaisseur à traverser augmente. L'atténuation, définie comme le logarithme népérien du rapport entre l'intensité du faisceau incident et l'intensité du faisceau atténué, est donnée par le produit du coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$  du matériaux homogène rencontré et de l'épaisseur  $d$  rencontrée. Si l'épaisseur du matériau est connue,  $\mu$  peut facilement et directement être déduit.

Le cas 2 présente la mesure de l'atténuation d'un faisceau monochromatique ayant traversé un objet inhomogène (figure 10, cas 2). L'atténuation totale dépend de l'atténuation de chaque rayon du faisceau et donc de la valeur locale du coefficient d'atténuation  $\mu_i$  rencontré dans chaque intervalle inter-rayon. Même pour les objets les plus simples, un incrément  $d_i$  (correspondant à l'intervalle inter-rayon) doit être défini afin de pouvoir exprimer l'atténuation totale comme la somme de l'intégrale de  $\mu$  le long de chaque rayon. Le CT consiste à mesurer exactement des intégrales de lignes. Radon (1887-1956) montra en 1917 que la distribution bidimensionnel d'un objet peut être déterminée exactement si un nombre infini d'intégrales de lignes est donné [7]. Un nombre fini de mesures de la distribution du coefficient de corrélation  $\mu(x,y)$  est suffisante pour obtenir une image avec une bonne approximation. Une seule mesure ne permet pas, en CT (contrairement à la radiographie conventionnelle), de connaître  $\mu_i$  ou la distribution  $\mu(x,y)$ .

Le coefficient d'atténuation linéaire peut fortement dépendre de l'énergie (figure 10, cas 3). Cette dépendance peut entraîner certains problèmes et notamment celui du durcissement du faisceau (*beam hardening effect*), dont il sera question plus tard dans ce manuscrit. Cette dépendance peut néanmoins être exploitée grâce aux méthodes de double-énergie permettant de caractériser des matériaux. Si l'on considère la dépendance potentielle au temps du coefficient d'atténuation, celui est donc donné par  $\mu(x,y,E,t)$ . La dépendance de  $\mu$  au temps peut être due à l'administration de produit de contraste ou être d'origine physiologique. Dans la suite de ce chapitre, nous négligerons l'effet du temps et de l'énergie due à la distribution. Nous nous attarderons seulement sur le calcul de  $\mu(x,y)$  à une position  $z$  donnée.

Case 1: homogeneous object, monochromatic radiation

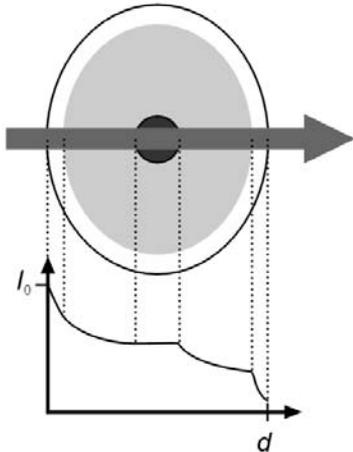


$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Case 2: inhomogeneous object, monochromatic radiation



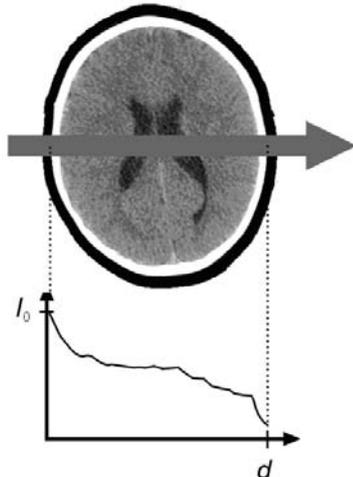
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} =$$

$$= I_0 \cdot e^{-\left[\sum_{i=1}^n \mu_i d_i\right]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu ds}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i$$

$$\mu_i = ?$$

Case 3: inhomogeneous object, polychromatic radiation



$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

$$\mu(x, y) = ?$$

Figure 10 : En CT, c'est l'intensité I du faisceau de rayons X qui est mesurée. La valeur d'atténuation du faisceau résulte, dans le cas le plus simple, en le coefficient d'atténuation  $\mu$  (cas1). Pour les objets inhomogènes, il est nécessaire de déterminer la distribution  $\mu(x,y)$  [5].

## II.2. Transformée de Radon

La transformée de Radon est la formulation mathématique d'une projection (Figure 11). La transformée de Radon d'une fonction de deux variables  $f(x,y)$  est donnée par l'intégrale double selon une direction  $\theta$  :

$$\hat{f}(p, \theta) = \iint f(x, y) \delta(p - (x \cos(\theta) + y \sin(\theta))) dx dy \quad (6)$$

Où  $\delta(x)$  est l'impulsion de Dirac.

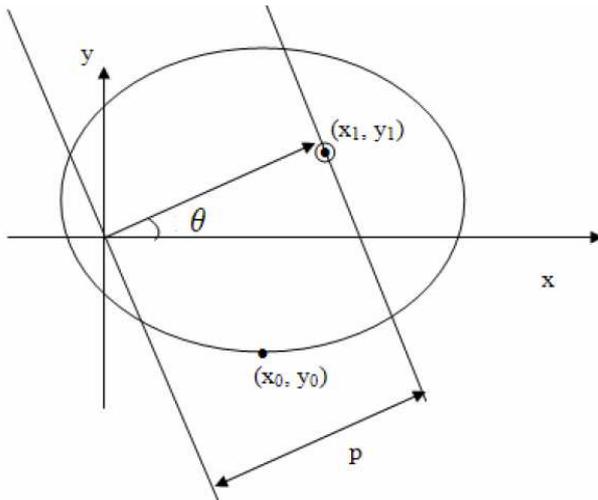


Figure 11 : Système de coordonnées.

## II.3. Profil d'atténuation

Pour obtenir une image avec une qualité acceptable en se basant sur le théorème de Radon, un nombre relativement important de profils de lignes doit être mesuré. Il est nécessaire de réaliser des mesures dans toutes les directions, c'est-à-dire, avec au moins une amplitude angulaire de  $180^\circ$ . Il est également nécessaire de déterminer le nombre de points de référence pour chaque projection.

Dans le cas simple où une source de rayons X, ayant une collimation adéquate, émet un faisceau parallèle, l'intensité du faisceau atténué par l'objet est enregistrée par un détecteur placé à l'opposé de la source (Figure 12). Pour une position angulaire donnée, l'ensemble tube-détecteur est déplacé linéairement (translation) et l'intensité est mesurée en chaque point de manière continue ou discrète. Le résultat d'une telle translation est un profil d'intensité. Le profil d'intensité est converti en profil d'atténuation. Une fois que l'atténuation pré et post objet est prise en compte, le profil d'atténuation est appelé projection. D'autres projections sont ensuite obtenues à des positions angulaires successives (Figure 13a, 13b). L'ensemble des projections (ici déterminées en géométrie parallèle sur  $180^\circ$ ) est ensuite transféré au système de calcul. Cette procédure est celle qui a été utilisée sur les premières générations de scanner, avec 180 projections et un intervalle angulaire de  $1^\circ$  et 160 points mesurés par projection. Actuellement, les scanners utilisent la géométrie « fan beam » sur  $360^\circ$ , ce qui permet d'obtenir une meilleure qualité d'image et un meilleur échantillonnage. Pour information, les scanners actuels mesurent entre 800 et 1500 projections avec 600 à 1200 points par projection.

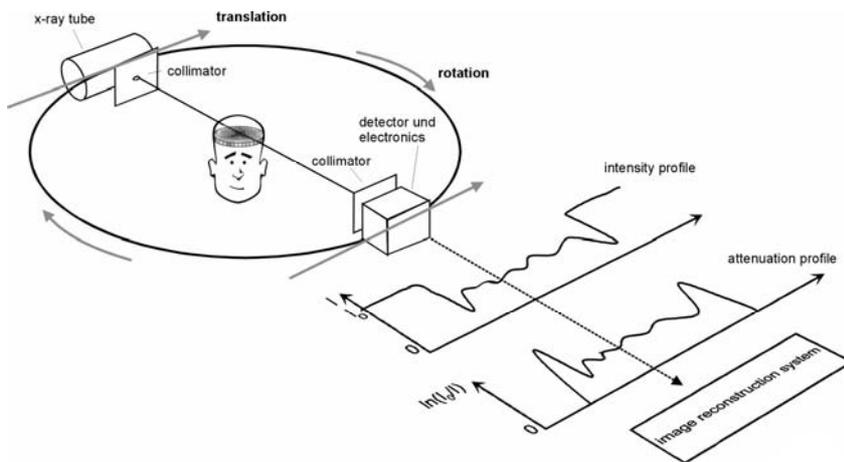


Figure 12 : Dans le cas le plus simple, l'intensité des rayons X, et donc l'atténuation de l'objet, est mesurée avec un faisceau parallèle à différentes positions angulaires [5].

Les profils d'atténuation peuvent être visualisés par une image que l'on appelle sinogramme (Figure 13).

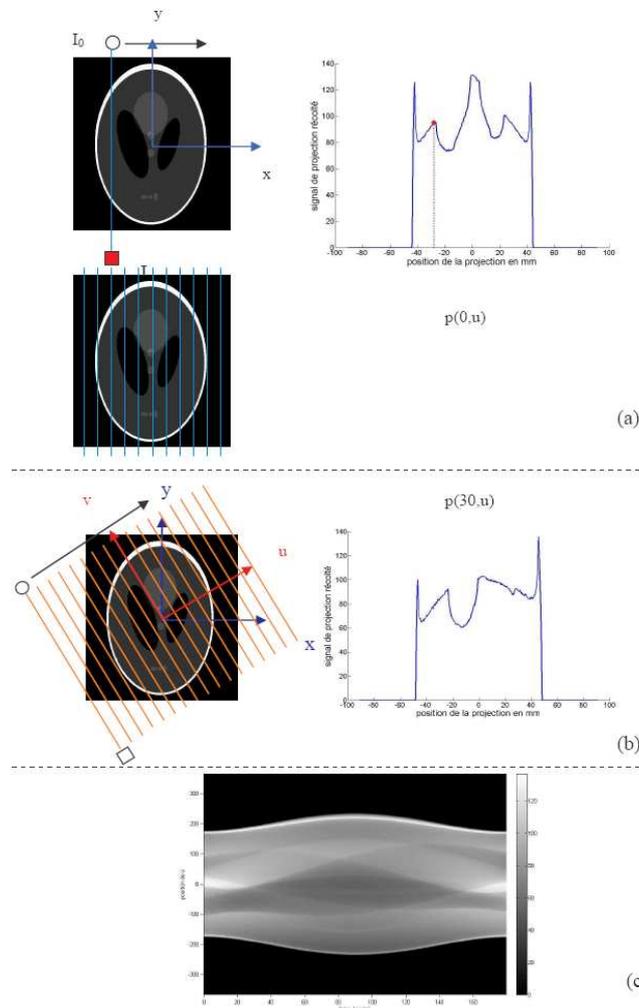


Figure 13 : Schématisation du processus d'acquisition (a) projection pour un angle de  $0^\circ$  (b) projection pour un angle de  $30^\circ$  (c) sinogramme représentant l'ensemble des projection [1].

### II.4. Rétroprojection filtrée

L'information sur la distribution  $\mu(x,y)$  ainsi obtenue est donnée sous la forme de matrice de valeurs de projections. Cette matrice est appelée la transformée de Radon de l'image ou le sinogramme. Une transformée de Radon inverse doit donc être appliquée afin d'obtenir la carte des atténuations de l'objet. Plusieurs techniques sont alors disponibles. La technique la plus simple à comprendre pour résoudre ce problème est la suivante. On a  $N^2$  valeurs inconnues (correspondant à la matrice  $N \times N$  contenant les valeurs d'atténuation). Ces  $N^2$  valeurs doivent être obtenues en résolvant  $N_x$  équations (correspondant aux projections mesurées). Si  $N_x$  (c'est-à-dire le produit du nombre de projection  $N_p$  fois le nombre de points par projection  $P_D$ ) est plus grand ou égal à  $N^2$ , c'est possible. Dans le cas le plus simple d'une matrice  $2 \times 2$  contenant donc seulement 4 pixels, deux mesures de deux projections conduisent à un système de quatre équations à quatre inconnues qui peut être facilement résolu (Figure 14). L'extension à une matrice  $3 \times 3$  avec neuf inconnues peut aussi facilement être résolue avec 12 valeurs mesurées ( $S_1$  à  $S_{12}$ , Figure 14). Si  $N$  est trop important, l'image est obtenue de manière itérative en répétant l'opération afin d'améliorer la précision à chaque étape. Pour des volumes de données plus importants, les techniques de reconstruction algébriques conduisent à des temps de calcul inacceptables.

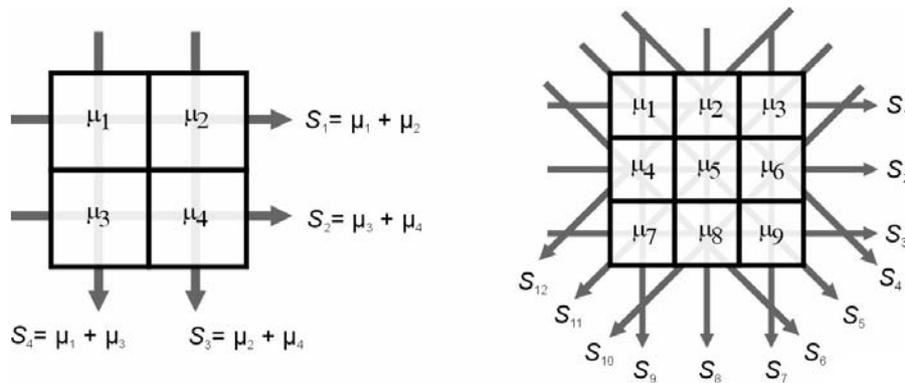


Figure 14 : Procédure algébrique Les  $N^2$  valeurs inconnues de la matrice  $N \times N$  peut être déterminées en résolvant un système linéaire d'équations. Pour des matrices plus grosses, la méthode est appliquée de manière itérative [5].

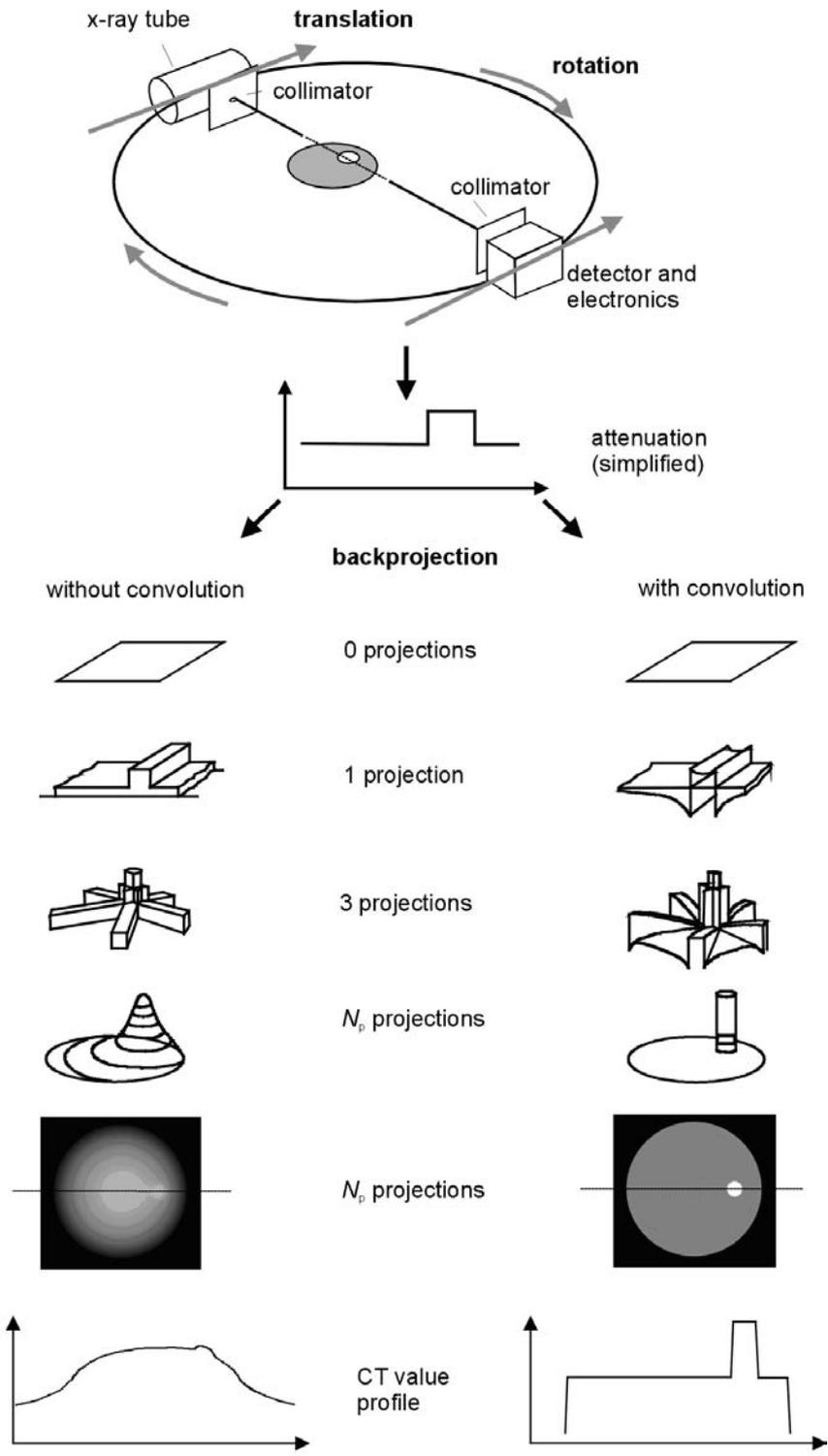


Figure 15 : Reconstruction d'images en CT par rétroprojection avec et sans convolution. [5].

Actuellement, la procédure dite de rétroprojection filtrée est celle qui est utilisée sur les scanners (Figure 15).

Le point de départ de la technique est une matrice image nulle. Pour la rétroprojection simple, chaque valeur de projection est ajoutée à tous les éléments de l'image selon la direction avec laquelle elle a été mesurée. En général, chaque détail de l'objet représenté dans le profil d'atténuation ne contribue pas seulement à la valeur du pixel du point désiré mais également à l'image entière. En effet, si on considère seulement trois projections, on obtiendra une image floue, mais on obtiendra une image quand même. Plus le nombre de projection sera important et plus l'image sera fidèle à l'objet scanné. Pour l'objet simple présenté sur la figure 15, l'origine du seul détail de l'image est facilement reconnaissable puisque l'intensité de l'image est plus importante à cet endroit. Néanmoins la qualité de l'image obtenue par rétroprojection n'est pas satisfaisante (Figure 15). Cette image floue est insuffisante pour le diagnostic de structures complexes. Pour éviter le flou, chaque projection doit être convoluée avec une fonction mathématique (le filtre de convolution) avant la rétroprojection.

Le choix du filtre de convolution (standard, dur, lisse...) offre la possibilité d'influencer les caractéristiques de l'image (Figure 16).

L'opération de convolution peut être considérée comme l'application d'un filtre passe-haut. Un filtre passe-haut faible peut réduire la résolution spatiale et le bruit de l'image alors qu'un filtre passe haut élevé a des effets inverses.

La méthode de reconstruction de Fourier est une autre méthode de reconstruction d'image mathématiquement équivalente à la rétroprojection filtrée. Les méthodes de Fourier pourraient gagner en importance dans le futur car elle sont plus rapides et demandent une électronique moins coûteuse. Néanmoins, la rétroprojection filtrée est actuellement la méthode utilisée pour la reconstruction d'image en CT.

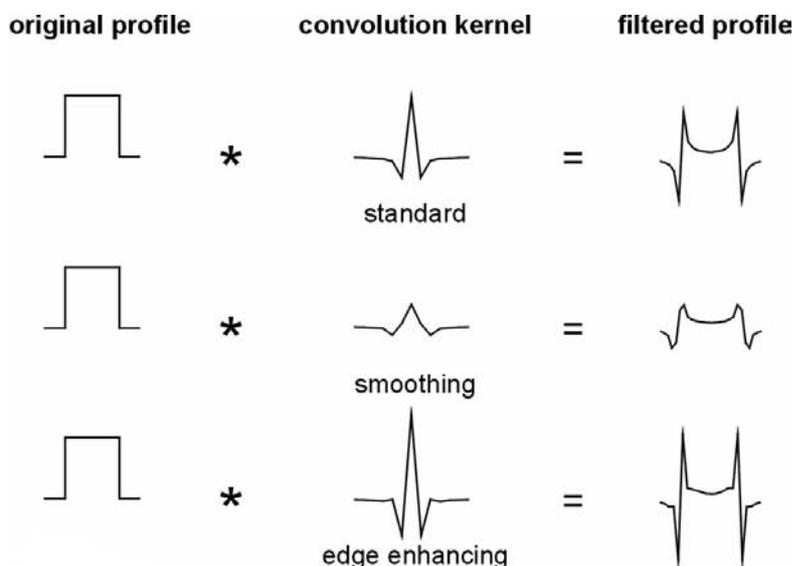


Figure 16: Les images CT peuvent être influencées par le choix du filtre de convolution (ex : augmentation de la résolution spatiale, augmentation de la netteté des contours, diminution du bruit...) [5].

## II.5. Visualisation

### II.5.1. Échelle Hounsfield

Un scanner mesure la distribution spatiale d'un coefficient d'atténuation linéaire  $\mu(x,y)$ . La quantité physique  $\mu$  n'est pas vraiment descriptive et elle est fortement dépendante de l'énergie utilisée. La visualisation de  $\mu$  rendrait la comparaison d'images obtenues à différentes filtrations et à différentes énergies extrêmement complexe. C'est pourquoi le coefficient d'atténuation n'apparaît pas directement à l'image. Il est substitué par une valeur d'atténuation aux RX, appelée valeur CT ou nombre CT ( $N_{CT}$ ) exprimé en unité Hounsfield (HU). Cette valeur est relative au coefficient d'atténuation de l'eau. Pour un tissu déterminé ayant un coefficient d'atténuation  $\mu_{\text{tissu}}$ , le nombre CT est défini par :

$$N_{CT} = \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000 \quad (7)$$

Sur cette échelle, dite échelle Hounsfield, l'eau a une valeur de 0 HU (car  $\mu_{\text{tissu}} = \mu_{\text{eau}}$ ). L'air a un  $N_{CT}$  égal à -1000 HU. Les  $N_{CT}$  de l'eau et de l'air sont indépendants de l'énergie du faisceau de rayons X et constituent des points fixes de l'échelle Hounsfield (Figure 17). Du fait de leur faible densité et donc de leur faible atténuation ( $\mu_{\text{poumon}} < \mu_{\text{air}}$  et  $\mu_{\text{graisse}} < \mu_{\text{air}}$ ), les poumons et la graisse ont des nombres CT négatifs. La plupart des autres parties du corps (muscles, organes, tissus mous...) ont des nombres CT positifs. Les nombres CT les plus élevés (jusqu'à 2000 HU) sont ceux des os et des calcifications, ce qui peut s'expliquer par le coefficient d'atténuation important du calcium. Les nombres CT des os ou des produits de contraste sont plus fortement dépendants de l'énergie du faisceau de rayons X que celui de l'eau. Ils augmentent quand le kilovoltage diminue.

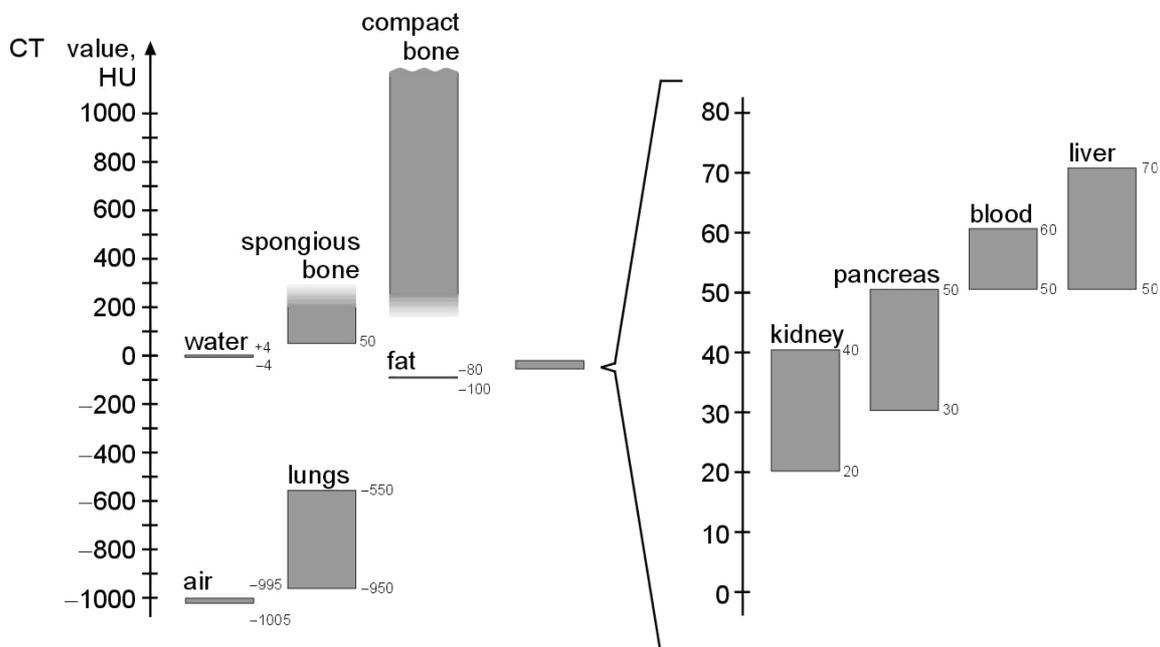


Figure 17: Les valeurs d'atténuation aux RX traduisent le coefficient d'atténuation du tissu dans chaque élément de volume relativement au  $\mu$  de l'eau. [5].

### II.5.2. Fenêtrage

Théoriquement, l'échelle Hounsfield n'a pas de valeur supérieure limite. Néanmoins, en scanographie, une échelle allant de -1024 à +3071 HU est généralement utilisée. Par conséquent 4096 ( $2^{12}$ ) valeurs différentes sont disponibles et 12 bits sont nécessaires par pixel. Ces 4096 niveaux de gris ne peuvent être différenciés par l'œil humain. Un humain peut typiquement discerner un maximum de 60 à 80 niveaux de gris. La totalité de l'échelle de gris est donc assignée à un intervalle d'intérêt de nombres CT appelé fenêtrage (de largeur W et de centre C). Les nombres CT supérieurs à la valeur maximale choisie apparaîtront blancs sur l'image et les nombres CT inférieurs à la valeur minimale apparaîtront noirs (Figure 18). On définit cette fenêtrage en réglant le centre C et la largeur W. Le centre choisi doit correspondre approximativement à la valeur moyenne des nombres CT de la structure d'intérêt. La largeur va déterminer le contraste de l'image.

Pour la visualisation de très petites différences d'atténuation (comme par exemple pour le cerveau), une fenêtrage très fine doit être choisie (W petit). Au contraire, quand la zone explorée présente de fortes différences d'atténuation (par exemple le poumon, le squelette...), une fenêtrage large doit être choisie (W grand) (Figure 18).

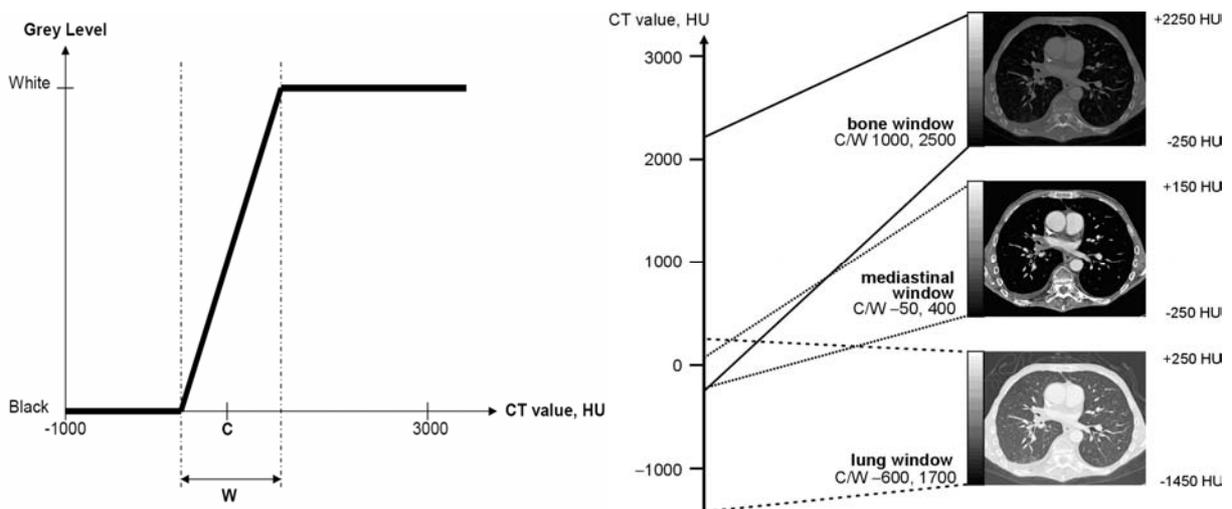


Figure 18: à droite, détermination du centre et de la largeur de la fenêtrage [6]. À gauche, le choix de la fenêtrage se fait en fonction des structures examinées.

### II.5.3. Signification des nombres CT

Les nombres CT peuvent être interprétés facilement et sans ambiguïté dans la plupart des cas. Une augmentation du nombre CT correspond à une augmentation de la densité et/ou à une augmentation de numéro atomique. Ce qui correspond à la définition physique du coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$ .

$$\mu = \left( \frac{\mu}{\rho} \right) (E, Z) \times \rho \quad (8)$$

$\mu$  est le produit de la densité  $\rho$  par le coefficient d'atténuation de masse ( $\mu/\rho$ ) qui dépend de l'énergie E du faisceau de rayons X et du numéro atomique Z du matériau ou du tissu étudié. Les différences de valeurs entre les nombres CT diminuent quand l'énergie augmente. Pour

l'interprétation des nombres CT, il est important de considérer que les matériaux ou les tissus apparaissant dans un voxel sont moyennés.

La technique de double énergie utilise cette dépendance de  $\mu$  au tissu ou au matériau étudié. Deux acquisitions sont réalisées avec des énergies différentes. Les valeurs d'atténuations obtenues pour une même région (notamment une région possédant des structures avec un Z élevé, comme les os, les calculs ou les calcifications) sont donc différentes. Le but est de déterminer précisément la densité d'un tissu ou d'un matériau afin de mieux l'identifier. Cette technique permet, entre autres, de s'affranchir de l'effet de durcissement de faisceau.

#### II.5.4. Images bidimensionnelles

Le scanner permet d'obtenir des images 2D des valeurs d'atténuation de la coupe étudiée. La dénomination 2D et 3D se réfère au contenu de l'image, les images dites « 2D » présentent des distributions 2D ou des coupes alors que les images dites « 3D » présentent des distributions 3D ou des volumes (Figure 19). Contrairement à l'Imagerie par résonance magnétique (IRM), le scanner ne permet de réaliser les acquisitions que dans le plan axial (Figure 19). Les informations nécessaires à la reconstruction d'images 2D dans les plans coronal et sagittal sont issues des valeurs obtenues dans le plan axial. Cette relation entre les coupes est facilitée par la résolution isotrope disponible dans les scanners actuels. Dans le cas le plus simple, une image sagittale ou coronale est reconstruite en accolant une série d'images axiales successives. Il est également possible de sélectionner une orientation arbitraire, qui permet par exemple de suivre une structure anatomique ou un détail pathologique. Ces images sont alors appelées MPR (Multi Planar Reformation).

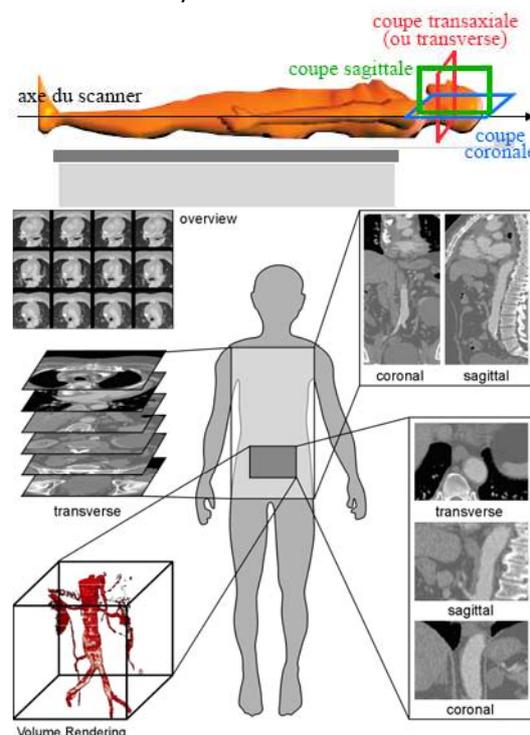


Figure 19. Le scanner permet d'obtenir des images bidimensionnelles dans plusieurs plans (axial, coronal et sagittal). Il permet également d'obtenir des images tridimensionnelles [5, 8].

### II.5.5. Images tridimensionnelles

Les images 3D permettent de représenter les volumes scannés en une seule image et peuvent, dans certains cas, faciliter le diagnostic. Les valeurs d'atténuation originales ne sont alors plus disponibles. Il existe différentes visualisations 3D. La technique dite « *shaded surface displays* » (SSD) permet d'afficher seulement les surfaces en se basant sur la définition d'un seuil (Figure 20a). Les images MIP (*Maximum Intensity Projections*) permettent d'afficher seulement les pixels contenant la valeur CT maximale (Figure 20b). La technique dite de « *Volume rendering* » (VR) permet d'attribuer à chaque voxel (et donc à chaque valeur d'atténuation), une couleur et une opacité différente (l'intensité de la couleur augmente quand la distance à l'observateur diminue afin de donner une sensation de profondeur) (Figure 20c). La technique de « *perspective Volume Rendering* » (pVR) est similaire à la VR mais des fonctions d'opacité adaptées, conduisent à une vue en perspective qui permet de simuler une endoscopie (Figure 20d).

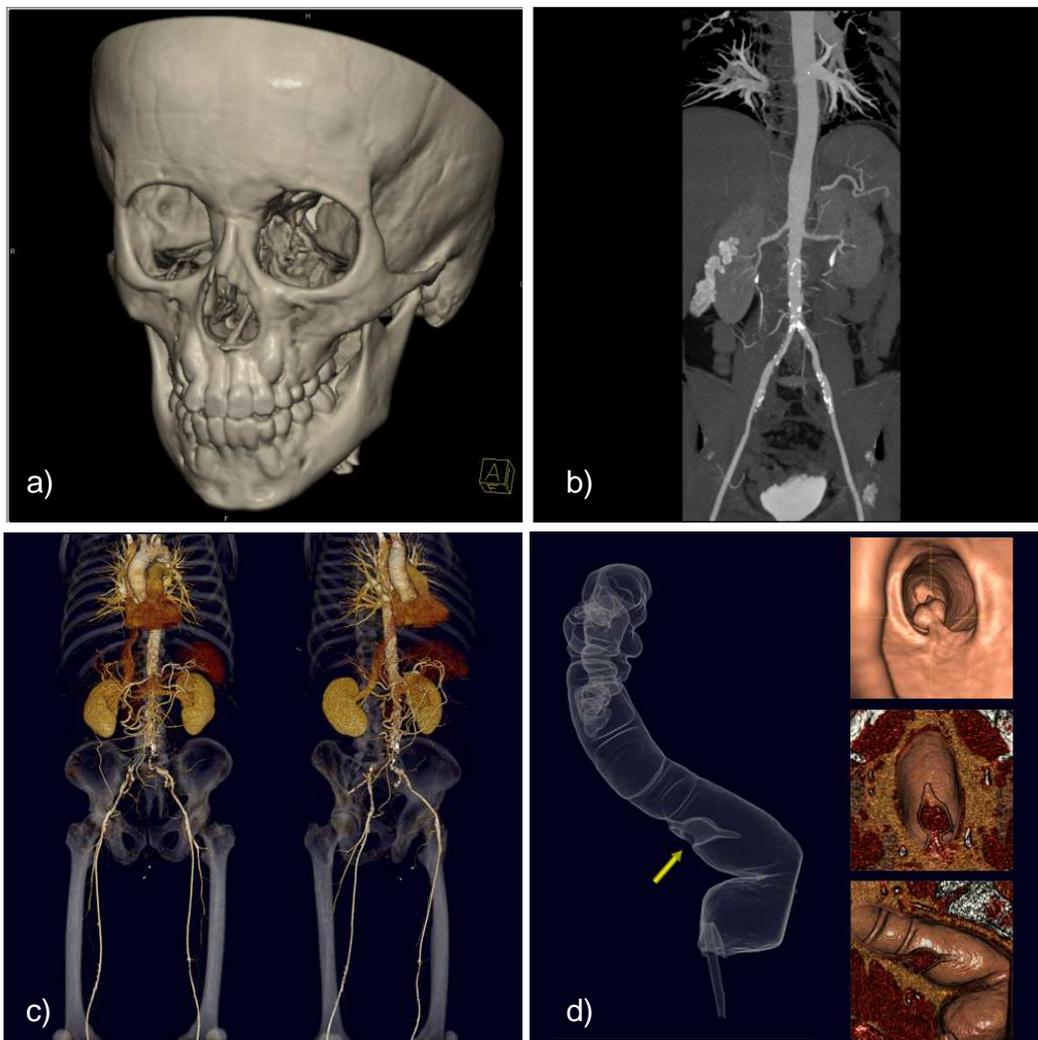


Figure 20. Exemples de représentation 3D. a) SSD permettant de visualiser les structures squelettiques du crâne. b) MIP, angiographie. c) VR, visualisation des structures abdominales. d) pVR permettant de réaliser une colonoscopie virtuelle (Source Siemens).

## II.6. Composants majeurs d'un scanner

### II.6.1. Tube à rayons X

Le tube à Rayons X (RX) est relié à un générateur de haute tension (environ 100kV) (Figure 21b). Il est mis sous vide et entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection thermique, électrique et mécanique (Figure 21a).

Le tube à RX est constitué d'une cathode et d'une anode. La cathode est la source des électrons. Il s'agit d'un filament en forme de spirale (en tungstène) qui s'échauffe lors de la mise en route du tube pour laisser s'échapper les électrons. Les électrons ainsi produits sont accélérés entre la cathode et l'anode par une forte différence de potentiel, délivré par le générateur. L'anode est la cible des électrons et le lieu de production des RX. La surface de bombardement des électrons sur l'anode est appelée Foyer. La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électrons de manière à permettre aux RX de sortir du tube. Les tubes à RX sont soumis à des contraintes thermiques et mécaniques sévères qui peuvent ainsi réduire la cadence des examens cliniques et rendre certains protocoles non utilisables pendant un certain laps de temps (le temps que le système refroidisse). Afin de limiter cet effet, le tube à anode tournante a été introduit. D'autres évolutions, comme la possibilité d'utiliser deux foyers au niveau de l'anode à partir du même filament ont permis d'améliorer la résolution spatiale.

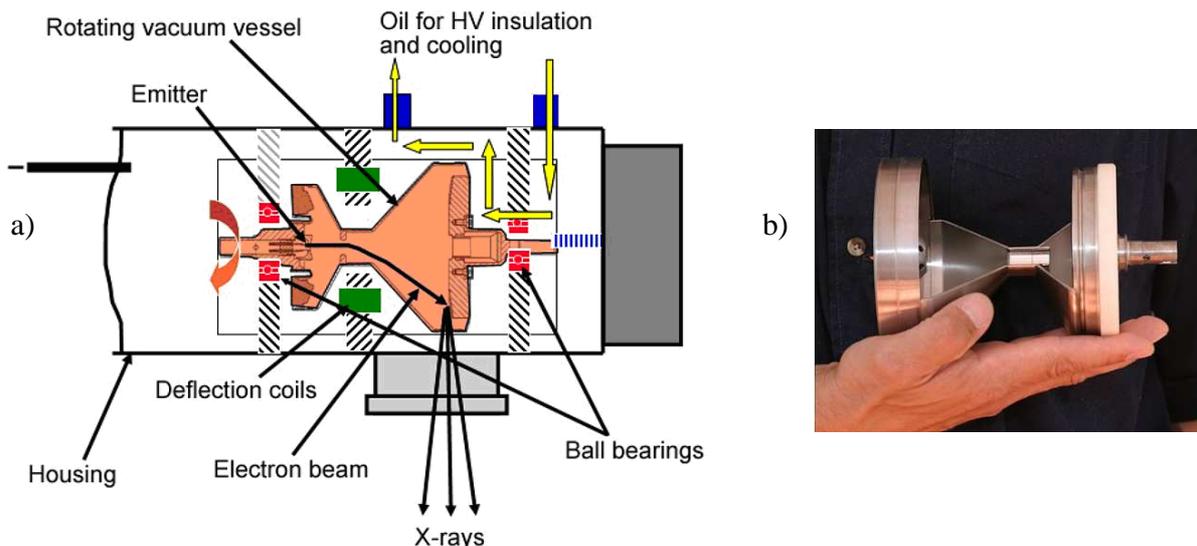


Figure 21: a) Schéma d'un tube à RX. b) Photo d'un tube à RX, modèle Straton (Source Siemens).

### II.6.2. Détecteurs

Aujourd'hui tous les scanners sont équipés de détecteurs solides qui permettent de maximiser l'efficacité de détection et par conséquent la résolution en contraste par quantité de dose délivrée au patient. Le détecteur est composé d'une ou plusieurs barrettes disposées en éventail. Une barrette permet d'obtenir les informations nécessaires pour la reconstruction d'une coupe. Ainsi, un scanner à  $n$  barrettes permet l'acquisition simultanée de  $n$  coupes. Chaque barrette regroupe quelques centaines de capteurs unitaires séparés entre eux par un collimateur. Le capteur est composé d'un scintillateur, couplé à une photodiode en silicium. La conversion du rayonnement X se fait en deux étapes : conversion par le scintillateur du

rayonnement X en lumière, puis conversion par la photodiode de la lumière en charge électrique. Cette charge est proportionnelle à la quantité de rayonnement X qui a frappé la surface du scintillateur. Il est nécessaire que l'ensemble de capteurs ait un comportement uniforme en fonction des changements environnementaux tels que la température, le degré de variation hygrométrique..., ceci pour garder une stabilité de réponse et éviter des artefacts sur l'image. Chaque mesure (projection) est mise en forme, amplifiée et convertie en numérique par un système électronique situé sur la partie tournante du statif (DAS – Data Acquisition System). Dans le cas d'un scanner multi-barrettes, les barrettes sont collées l'une à l'autre sans espace mort au collimateur. Plus fréquemment, ce système de détection est appelé « matriciel » car il regroupe les différents capteurs en modules et selon une matrice.

### II.6.3. Le statif et la transmission des données

Le statif du scanner se compose de deux parties principales : le stator et le rotor. Le stator est la partie fixe. Il comporte les éléments suivants : le tunnel (généralement de 70 cm de diamètre), les éléments de contrôle mécanique pour les différents mouvements du statif, les éléments de réception et de transmission de données numériques et d'alimentation électrique. Le rotor est la partie mobile. Il contient le générateur de haute tension (pour la fabrication du rayonnement X), le tube à RX et les circuits de refroidissement, le système de détection et l'électronique associée, quelques processeurs rapides et le système de transmission de données (Figure 22).

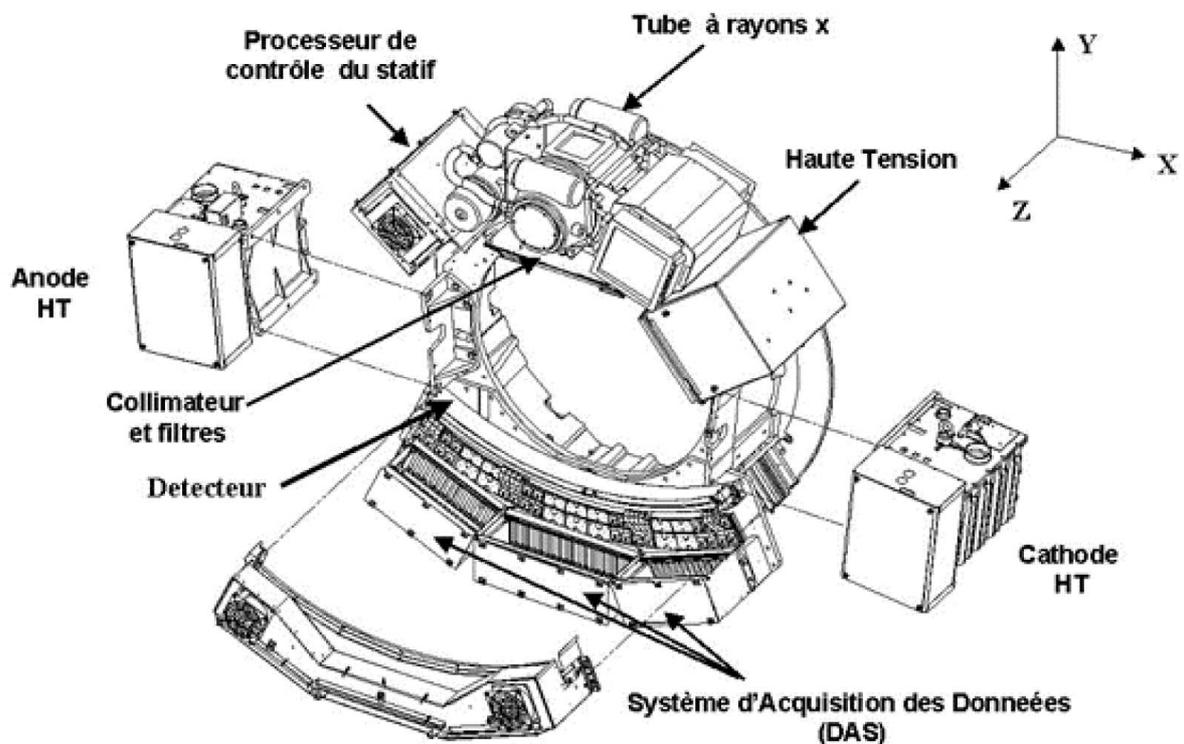


Figure 22 : Schéma explosé présentant les différents composants d'un scanner de la troisième génération. (Source Enseignement du DES Radiologie et Imagerie Médicale, Claude Coric)

Les vitesses de rotation du « rotor » sont généralement de l'ordre de la seconde pour une rotation de 360°. La tendance actuelle est à l'augmentation de la vitesse de rotation. La plupart des constructeurs proposent des appareils qui effectuent un tour complet en environ 0.5 sec. Ceci est utile pour des examens fonctionnels (perfusion) et pour l'imagerie des organes présentant des mouvements rapides (cœur). L'augmentation de la vitesse de rotation doit forcément s'accompagner d'une augmentation de la puissance instantanée d'émission des RX, afin de ne pas dégrader la qualité de l'image. La transmission des données du rotor au stator s'effectue, selon les constructeurs, soit par des anneaux de glissement (slip rings) c'est-à-dire un peigne sur le rotor qui est en contact avec des pistes électriques placées sur le stator, soit par un système électro-optique qui a l'avantage de pouvoir transmettre à des cadences supérieures à celles des anneaux de glissement.

#### II.6.4. Collimateurs

La collimation a deux buts : réduire la dose délivrée au patient et améliorer la qualité de l'image. Il existe deux types de collimation, la collimation primaire (située entre le tube à RX et le patient) et la collimation secondaire (située entre le patient et les détecteurs) (Figure 23).

##### II.6.4.1. Collimation primaire

La collimation primaire permet de limiter la taille du faisceau de rayons X délivré au patient. Pour un scanner monocoupe, la collimation primaire ne permet pas seulement de réduire la dose reçue par le patient, elle permet aussi de définir l'épaisseur de coupe. En scanner multicoupe, l'épaisseur de coupe est définie par l'ouverture des détecteurs. La collimation primaire qui se présente sous la forme de diaphragmes de plombs, bloque environ 99% du faisceau de RX, c'est pourquoi le tube à RX a une efficacité relativement faible en CT.

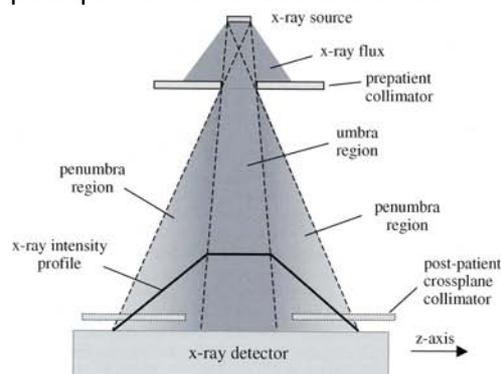


Figure 23 : Illustration des notions de collimation primaire, collimation secondaire, ombre et pénombre [6].

Après le passage de la collimation primaire, le faisceau de RX est décomposé en deux régions distinctes (selon l'axe  $z$ ) : l'ombre, où le faisceau de RX est homogène, et la pénombre, où le faisceau de RX n'est pas homogène (Figure 23). Pour un scanner monocoupe, l'épaisseur de coupe est définie par la FWHM (*Full Width at Half Maximum*) et par la FWTM (*Full Width at Tenth Maximum*) de la région ombre-pénombre (Figure 24). Par conséquent, il est important de faire attention à la collimation primaire afin de s'assurer une épaisseur de coupe satisfaisante. En scanner multicoupe, la taille de la zone d'ombre et celle de la pénombre jouent un rôle primordial dans la dose reçue par le patient. En effet, dans la plupart des scanners disponibles à l'heure actuelle, seule la zone d'ombre est utilisée pour créer des images (les détecteurs étant

placés dans la zone d'ombre). La pénombre représente donc la partie du faisceau de RX inutilement reçue par le patient. Afin de réduire la dose reçue par le patient, il est donc nécessaire de réduire la dose inutile.

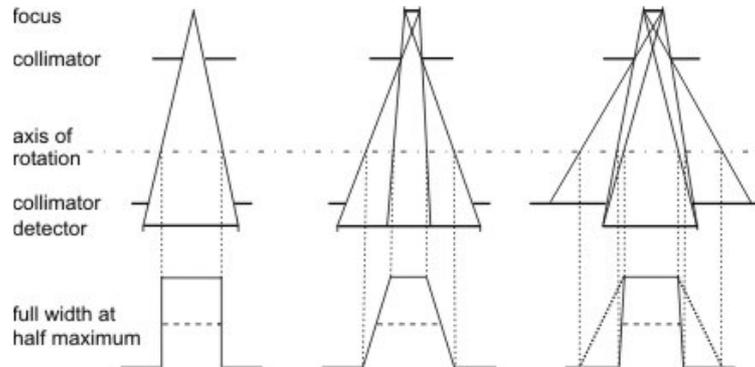


Figure 24: Définition de la coupe scannée. L'épaisseur et le profil de la coupe sont déterminés par la géométrie et la taille du collimateur. L'utilisation d'un collimateur secondaire permet d'obtenir un profil de coupe. L'utilisation d'un collimateur secondaire (à droite) a une influence positive sur le profil de coupe et permet d'avoir un profil de dose large dépassant le profil de coupe [5].

#### II.6.4.2. Collimation secondaire

Deux types de collimateurs sont utilisés : le collimateur placé dans le plan (in-plane) et le collimateur placé à travers le plan (cross-plane). La collimation dans le plan est utilisée afin d'éliminer le rayonnement diffusé. Ce type de collimateur est composé de plaques fines ayant un fort coefficient d'atténuation aux RX. Placées devant les détecteurs, ces plaques empêchent le rayonnement diffusé de les atteindre. La collimation « cross plane » permet d'augmenter le profil de coupe car, comme nous l'avons vu précédemment, l'épaisseur de coupe est déterminée par une combinaison de la zone d'ombre et de la zone de pénombre. En effet, à cause des limitations géométriques, il est difficile de créer des collimateurs primaires permettant d'obtenir un profil de coupe fin. Afin de remédier à cela, on ajoute un collimateur secondaire devant le détecteur afin d'obtenir une épaisseur de coupe plus fine. L'inconvénient de cette technique est que le patient reçoit la dose correspondant à une partie du faisceau non utilisé pour obtenir l'image.

#### II.6.4.3. Filtre

Les doses délivrées aux patients doivent être minimisées pour un examen donné. L'irradiation peut être réduite en utilisant des filtres à RX optimisés, qui éliminent autant que possible les rayonnements basses énergies, qui irradient le patient mais ne contribuent pas à l'élaboration de l'image, car ils sont totalement absorbés par le corps humain.

### II.7. Scanner incrémental, hélicoïdal et volumique

Depuis le premier prototype créé en 1971, les scanners ont connu de nombreuses innovations technologiques. Derrière toutes ces innovations se cache toujours la même préoccupation : obtenir de meilleures images avec des durées d'acquisition les plus courtes possibles. L'intérêt est, dans un premier temps, de limiter les doses administrées au patient,

mais également d'éviter le flou et les artefacts occasionnés par les mouvements des organes mais aussi par ceux du patient qui engendrent une image de mauvaise qualité.

### II.7.1. Générations de scanners

#### II.7.1.1. Première génération

La première génération de scanner utilisait une géométrie de faisceau parallèle (*parallel beam*) (Figure 25b). Le couple solidaire tube à RX et détecteurs effectue un mouvement de translation rectiligne (Figure 25a). Le faisceau, finement collimaté à la dimension du détecteur, parcourt toute la section examinée du patient. Après ce balayage longitudinal (translation), l'ensemble pivote d'un petit angle autour du centre de la section examinée (rotation) et un nouveau balayage est réalisé. Au cours de chaque translation, plusieurs centaines de mesures sont effectuées pour réaliser le profil de la section dans l'incidence considérée. La plupart des tomodensitomètres de première génération étaient très lents (5 à 6 minutes par coupe) ; ils réalisaient deux coupes simultanément, grâce à deux détecteurs voisins. Mais le fait d'avoir deux coupes simultanées, qui ne peuvent pas être jointes (problèmes de divergences du faisceau), entraîne un manque d'informations entre celles-ci (pouvant cacher de petites pathologies). Une fois que le couple tube-détecteur a réalisé une rotation de 360° réalisée (et donc qu'une coupe est obtenue), la table avance d'un incrément choisi et l'acquisition d'une nouvelle coupe peut avoir lieu. C'est pour cela que l'on parle de mode incrémental.

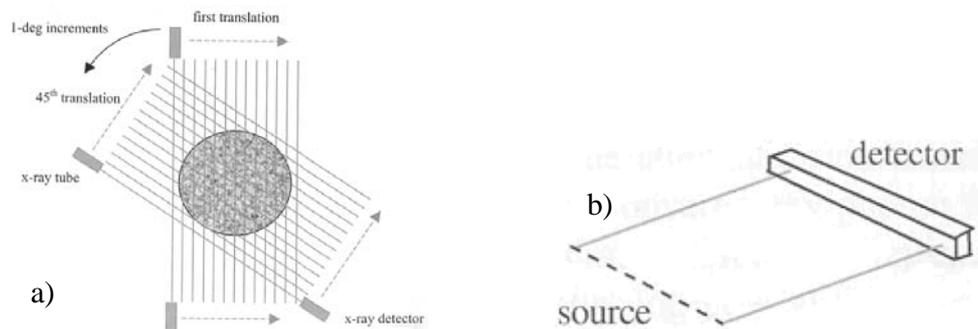


Figure 254 : a) Première génération : Acquisition incrémentale. Après un balayage longitudinal (translation), l'ensemble pivote d'un petit angle autour du centre de la section examinée (rotation) et un nouveau balayage est réalisé. b) La première génération de scanner repose sur un géométrie du faisceau dite parallèle (*parallel beam*) [6].

#### II.7.1.2. Deuxième génération

La deuxième génération est synonyme de l'introduction de la géométrie en éventail dite « *fan beam* » (Figure 26b). La deuxième génération repose toujours sur le principe de rotation-translation mais le nombre de détecteurs augmente et la géométrie du faisceau est modifiée (angle d'ouverture 10 à 20°) (Figure 26a). Le fait de disposer de plusieurs détecteurs au lieu d'un seul permet d'augmenter l'incrément de rotation. Suivant le nombre de détecteurs utilisés, on obtient un tomodensitomètre lent (10 détecteurs, temps d'acquisition d'une coupe égal à une minute, angle d'ouverture du faisceau égal à 10°) ou tomodensitomètre rapide (20 à 30 détecteurs, temps d'acquisition d'une coupe égal à vingt secondes, angle d'ouverture du faisceau égal à 20°). Une fois que le tube a tourné de 360° autour du patient pour une position

de table  $z$  donnée, la table avance d'un incrément et une nouvelle rotation du système tube-détecteurs peut avoir lieu. On est donc encore dans un mode dit incrémental.

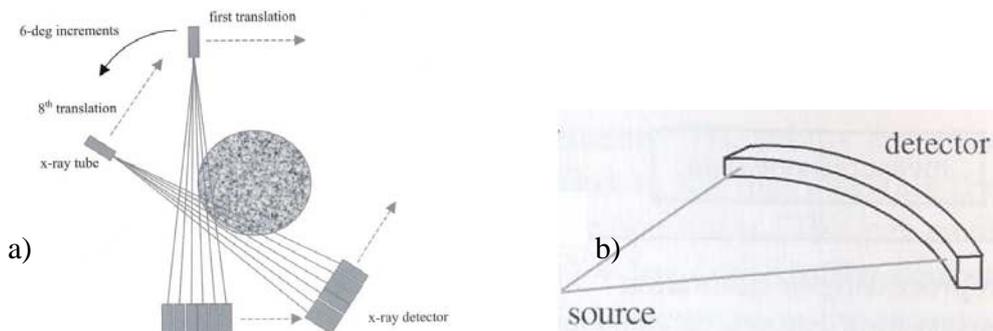


Figure 26: a) Deuxième génération. Mode incrémental. Le nombre de détecteurs augmente et la géométrie du faisceau est modifiée (angle d'ouverture 10 à 20°), b) La deuxième génération de scanner repose sur une géométrie du faisceau dite en éventail (fan beam) [6].

### II.7.1.3. Troisième génération

La troisième génération repose elle aussi sur la géométrie *fan beam* (Figure 26b). La mise au point de systèmes rotatifs purs permet d'augmenter la rapidité de l'acquisition. Afin d'éliminer le mouvement de translation, on utilise une rangée de détecteurs (200 à 300) déployés en arc de cercle et un angle d'ouverture du faisceau de RX suffisamment grand pour couvrir la totalité de la section du patient, même à l'endroit le plus large (Figure 27a). Le mouvement de rotation est conservé, mais peut être réalisé très rapidement (actuellement moins de 1 seconde). L'émission du faisceau X est soit continue soit pulsée, cette dernière permettant de diminuer la dose d'irradiation délivrée au patient. Une fois que le couple tube-détecteurs a tourné de 360° autour du patient pour une position de table  $z$  donnée, la table avance d'un incrément et une nouvelle rotation du système tube-détecteurs peut avoir lieu. La troisième génération est donc également qualifiée d'incrémentale. L'apparition du *fan beam* induit la mise en place de coefficients de correction permettant de passer d'une géométrie *fan beam* à une géométrie parallèle (Figure 28)

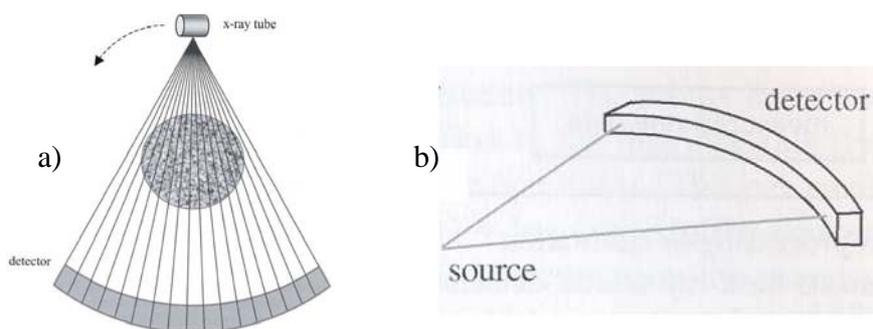


Figure 27: a) Troisième génération. Mode incrémental. Pour éliminer le mouvement de translation, on utilise une rangée de détecteurs (200 à 300) déployés en arc de cercle (fan beam) et un angle d'ouverture du faisceau de RX suffisamment grand pour couvrir la totalité de la section du patient. b) La troisième génération de scanner repose aussi sur une géométrie du faisceau dite en éventail (fan beam) [6].

Elle a également permis de réduire de manière importante le temps d'acquisition d'une région anatomique. Grâce à cette réduction de temps substantielle, l'épaisseur des détecteurs a

également pu être baissée améliorant par conséquent la résolution longitudinale. Quant à la résolution axiale, elle a pu être améliorée de manière significative grâce à l'augmentation du nombre de projections acquises sur un tour de rotation. En supprimant l'étape de translation, la résolution temporelle a également été améliorée.

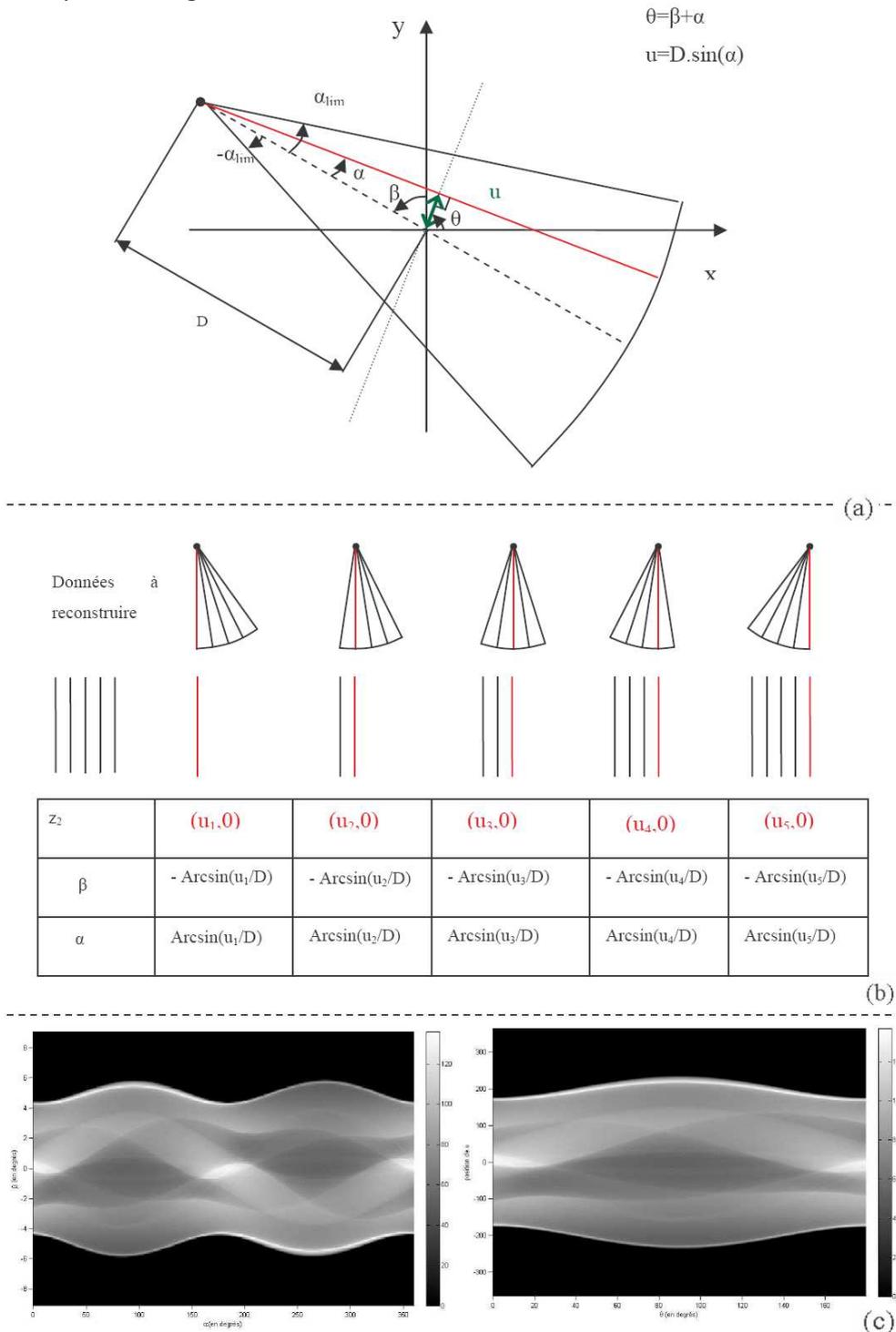


Figure 28 : (a) Paramètre la géométrie fanbeam et relation avec la géométrie parallèle (b) illustration de l'opération de réarrangement (c) passage du sinogramme en fanbeam au sinogramme en parallèle [1].

### II.7.2. Scanner hélicoïdal

Le scanner hélicoïdal est basé sur le principe du scanner troisième génération (Figure 26a), il repose donc aussi sur la géométrie *fan beam* (Figure 29b). Il marque la fin des scanners incrémentaux puisque la table a un mouvement en z continu durant l'acquisition.

Le tube à RX est solidaire d'un système de détection constitué d'une rangée (ou barrette) de détecteurs disposée en arc de cercle. L'ensemble tourne autour du patient alors que le tube produit un faisceau en éventail dont l'ouverture est variable d'un constructeur et à un autre. La rotation continue du statif (qui supporte le tube et les détecteurs), l'émission continue des RX et l'avance concomitante de la table d'examen aboutissent à l'acquisition hélicoïdale (Figure 29a). La rotation continue du statif a été rendue possible par l'introduction des anneaux de glissement (*slip rings*) (cf. II.6.3). L'acquisition hélicoïdale permet, sur des scanners munis d'une seule rangée de détecteurs (scanner monobarrette), d'explorer tout un segment anatomique ou un organe, en moins de 20 secondes contre plus de 2 minutes sur un scanner utilisant l'acquisition incrémentale. Elle présente un avantage significatif : le choix de l'incrément (distance séparant le milieu de chaque coupe) est fait sans que cela n'interfère sur la durée de l'acquisition ou l'irradiation du patient. Il est donc possible de réaliser des coupes chevauchées afin d'améliorer la résolution spatiale longitudinale et par conséquent la détection des petites lésions, tout en limitant l'irradiation du patient. Par contre, la réduction de l'incrément aboutit à la reconstruction d'un nombre plus élevé de coupes. Cependant, sur les premiers scanners monobarrettes, l'intérêt de l'acquisition hélicoïdale était limité par leur insuffisance technique : les tubes et générateurs trop peu puissants ne permettaient pas la réalisation d'acquisitions de longue durée (supérieure à 50 s) et surtout d'acquisitions successives nécessaires aux explorations fonctionnelles. La durée de rotation du tube et des détecteurs d'une seconde, bien que significativement réduite par rapport aux machines précédentes, restait trop importante pour « geler » les mouvements des structures mobiles ou des patients ne tenant pas l'apnée.

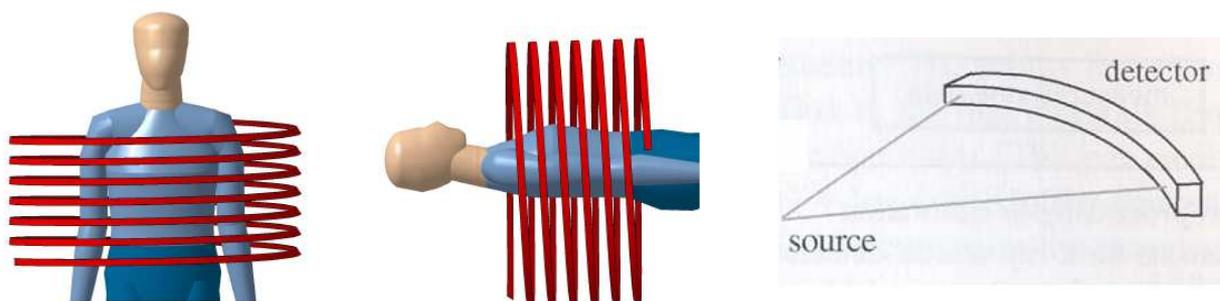


Figure 29 : a) Scanner hélicoïdal. L'émission continue des RX et l'avance simultanée de la table d'examen permet d'obtenir une acquisition hélicoïdale. b) Les scanners hélicoïdaux monobarrettes reposent sur une géométrie du faisceau dite en éventail (*fan beam*) [1].

Pour quantifier l'avancée de la table, un nouveau paramètre a alors été introduit : le *pitch*. Il est défini par :

$$pitch = \frac{d}{S} \quad (9)$$

avec  $d$  l'avancée de table pendant une rotation et  $S$ , l'épaisseur de collimation. Les *pitch*s utilisés en clinique varient entre 1 et 2.

Le mode hélicoïdal impose une étape de reconstruction supplémentaire. En effet, contrairement au mode incrémental où la table est déplacée après l'acquisition de toutes les positions angulaires nécessaires à la reconstruction d'une coupe (Figure 30a), une seule projection est acquise exactement dans le plan image (Figure 30b, point noir).

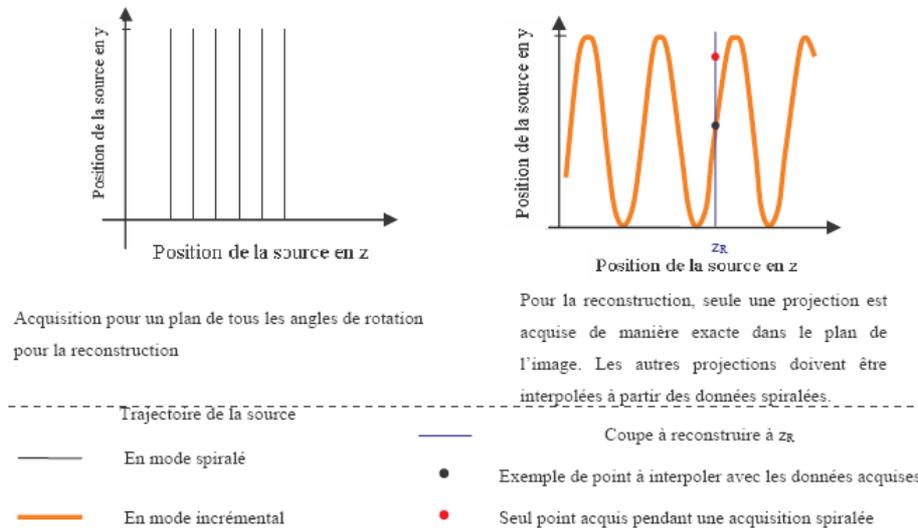


Figure 30 : Illustration des données manquantes en mode spiralé (a) mode incrémental (b) mode spiralé [1].

Les autres projections doivent donc être interpolées afin d'obtenir le sinogramme avant la rétroprojection filtrée (Figure 30b, trait bleu). L'approche de base consiste à une z-interpolation linéaire 360°.

L'introduction du mode hélicoïdal a permis :

- d'explorer tout un segment anatomique ou un organe en moins de 20 secondes (contre plus de deux minutes pour le mode incrémental en monocoupe)
- la reconstruction d'images à n'importe quel z permettant de réaliser des coupes chevauchées. En effet, l'incrément, distance séparant deux coupes consécutives, n'intervient pas dans la durée de l'acquisition permettant d'améliorer la résolution spatiale longitudinale.
- une amélioration de la résolution en contraste [12]
- un choix de l'épaisseur de coupe (toujours supérieur à l'épaisseur de détecteur c'est-à-dire à sa dimension suivant l'axe z).

Même s'il n'y a pas de différence significative en terme de résolution spatiale transaxiale, il y a une réelle amélioration de la résolution longitudinale, tendant alors vers une résolution isotrope. Le profil de coupe prend l'allure d'une courbe de Gauss. L'épaisseur effective augmente par rapport à l'épaisseur nominale. La valeur exacte de l'épaisseur réelle de coupe ne peut-être alors qu'approchée. La largeur à mi-hauteur (FWHM : Full Width at Half maximum) du profil de coupe est très souvent utilisée (Figure 31).

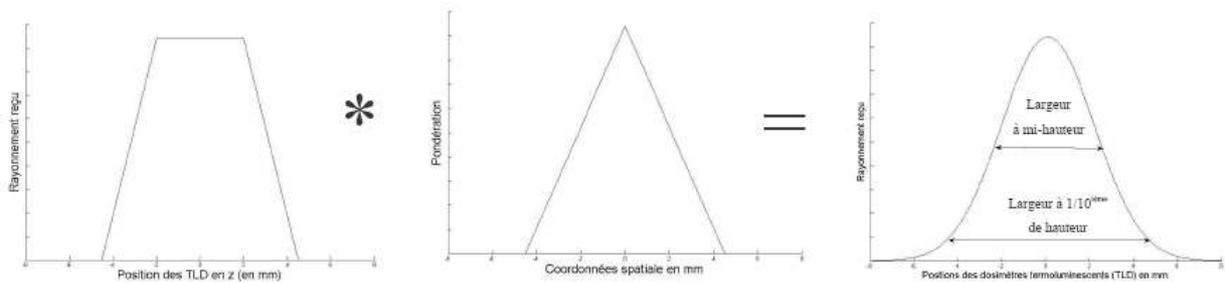


Figure 31 : Modélisation du profil de coupe pour le mode spiralé. Ce profil peut s'obtenir de manière théorique par une convolution entre le profil de sensibilité en mode séquentiel et une fonction déterminée en fonction du pitch [5]

Le mode hélicoïdal, en réduisant l'incrément, a augmenté le nombre d'images à reconstruire. De plus, l'introduction de l'interpolation pour l'obtention des données manquantes a des conséquences au niveau de la qualité de l'examen. Ainsi, l'épaisseur réelle dépend de la collimation mais également de deux autres facteurs, le pitch et l'algorithme d'interpolation. L'augmentation du pitch accroît la largeur réelle de la coupe et dégrade par conséquent la qualité d'image. Ainsi, en scanner monocoupe, l'épaisseur de coupe effective augmente avec le pitch. Au niveau de l'algorithme d'interpolation, la distance d'interpolation est double en mode 360° linéaire par rapport au mode 180° linéaire. L'épaisseur réelle de coupe est donc plus importante avec un algorithme 360° que pour un algorithme 180°. Ainsi, l'algorithme 360° n'est pas utilisé au delà d'une valeur de pitch de 1. En considérant l'augmentation en valeur absolue de l'épaisseur effective de coupe, on constate que pour des épaisseurs de coupes élevées, la majoration est significative (et en conséquence la dégradation de la résolution spatiale) mais qu'elle devient tout à fait acceptable si des coupes fines sont choisies. L'utilisation de pitches élevés n'est valable qu'avec une faible épaisseur nominale.

Bien que théoriquement plus avantageux par rapport aux scanners incrémentaux, les premiers scanners hélicoïdaux monocoupes, de part leur technologie, présentaient un faible intérêt. En effet, les tubes et les générateurs peu puissants limitaient le temps acquisition et la durée de rotation du tube (1s), bien qu'améliorée, était encore trop importante pour geler le mouvement des organes pendant l'acquisition. Pour faire des examens avec des épaisseurs de coupes fines le temps d'exploration était encore trop important. De plus, la résolution isotrope spatiale n'était pas encore atteinte [13]. Néanmoins la vitesse de rotation du gantry augmenta rapidement, descendant même en dessous de la seconde [13]. Ainsi, à pitch et collimation identique, la région anatomique couverte devint plus importante dans un même laps de temps.

### II.7.3. Scanner multicoupe

#### II.7.3.1. Principe

Dès 1998, tous les constructeurs ont introduit dans leur gamme de produits des scanners multibarrettes. Ils avaient la propriété d'acquérir en une seule rotation les données pour reconstruire 4 coupes (Figure 32). L'idée d'acquérir  $n$  projections simultanées pour reconstruire  $n$  coupes a été permise en juxtaposant plusieurs rangées de détecteurs suivant l'axe longitudinal. Limité jusqu'à présent à une unique rangée de détecteurs, cette juxtaposition de rangées a été rendue possible, entre autres, grâce à l'utilisation de détecteurs solides qui, par leur conception, peuvent être logés dans un espace réduit. La projection conique du faisceau de RX (Figure 33) et l'utilisation de système d'acquisition de données (DAS) permettant de

combiner les signaux des différents détecteurs sont les autres avancées qui ont permis l'utilisation de ce type de scanners.

Les avantages du système multicoupe sur le système monocoupe sont :

- Même volume exploré en un temps plus court,
- ou coupes plus fines pour une meilleure résolution en z,
- ou volumes explorés plus grands dans le même temps (Figure 34)

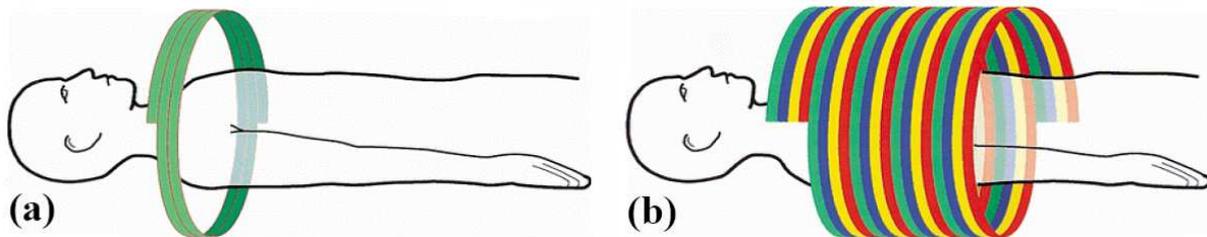


Figure 32. a) scanner hélicoïdal monobarrette. b) scanner hélicoïdal multicoupe ou scanner volumique. Avec le scanner volumique, plusieurs coupes sont réalisées en une seule rotation

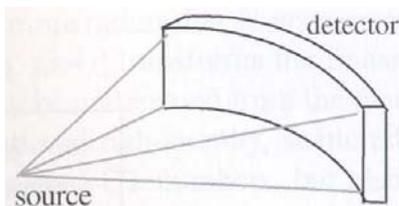


Figure 33 : Sur les scanners volumiques, la projection du faisceau de RX représente un cône (ou une pyramide) [6].

### II.7.3.2. Détecteurs

La taille et la disposition des détecteurs varie d'un constructeur à l'autre. La taille des détecteurs est donnée à l'isocentre du scanner. Pour la première génération de scanner multi coupes, trois types d'agencement étaient possibles :

- Les scanners matriciels ou symétriques où tous les détecteurs ont la même largeur (Figure 34).

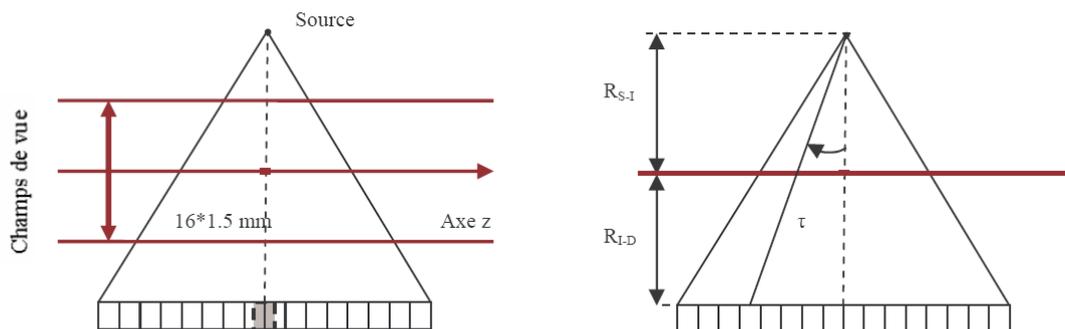


Figure 34 : Détecteur matriciel. Les détecteurs possèdent tous la même largeur, ici 0.75 mm [1].

- Les scanners dits à réseaux de détection modulable (RDM ou *adaptive array detector*) ou à géométrie asymétrique. La largeur des détecteurs croît au fur et à mesure qu'ils s'écartent de la perpendiculaire à l'axe de rotation (Figure 35). L'utilisation de détecteurs périphériques plus larges permet de compenser les phénomènes liés à l'effet de cône, c'est-à-dire la baisse de l'efficacité de détection due à l'obliquité du faisceau et le fait que la largeur du volume traversé

par le faisceau peut être plus importante que la largeur du détecteur, ce qui entraîne une dégradation de la qualité de l'image

|      |     |     |   |   |     |     |      |
|------|-----|-----|---|---|-----|-----|------|
| 5 mm | 2,5 | 1,5 | 1 | 1 | 1,5 | 2,5 | 5 mm |
|------|-----|-----|---|---|-----|-----|------|

Figure 35 : Réseau de détection modulable ou type asymétrique. Les dimensions affichées sont celles du détecteur à l'isocentre. Les dimensions réelles du détecteur dépendent donc des distances source/ isocentre et isocentre/détecteur

- La troisième option est la géométrie hybride qui est composée de 34 barrettes : 4 de 0,5 et 15 barrettes périphériques.

Il est nécessaire de bien différencier le nombre de barrettes et le nombre de coupes que l'on peut acquérir simultanément. Le nombre de coupes acquis simultanément est égal au nombre de DAS (*Data Acquisition System*), systèmes électroniques situés sur la partie tournante du statif. Le nombre de barrettes d'acquisition dépend de l'agencement des détecteurs utilisés (Tableau II).

|                         | Nombre de barrettes |
|-------------------------|---------------------|
| GE Lightspeed CT/i      | 16                  |
| Marconi (Picker) Mx8000 | 8                   |
| Siemens SOMATOM VZ      | 8                   |
| Toshiba Aquilion        | 34                  |

Tablea II. : Nombre de barrettes pour l'obtention de 4 coupes

Suivant les protocoles demandés, ces systèmes vont utiliser les informations sur différentes rangées de barrettes (Figure 36). Les protocoles de 2\*0,5 mm et 4\* 1 mm sont obtenus grâce à la collimation primaire qui limite la taille du faisceau. Ainsi, le faisceau n'irradie en théorie que la moitié des détecteurs extérieurs. Ces mesures sont ensuite mises en forme, amplifiées et converties en numérique.

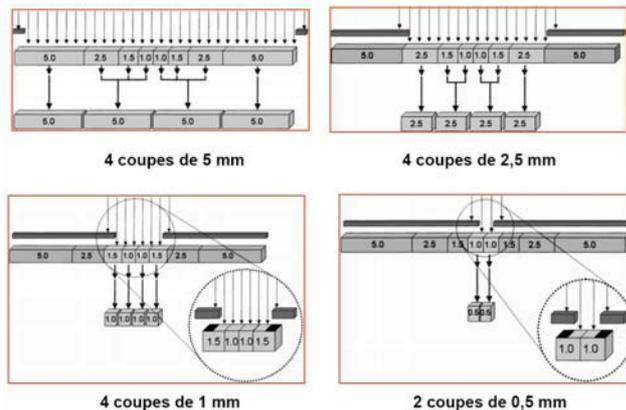


Figure 36 : Combinaison de détecteurs sur une barrette composée de détecteurs de différentes largeurs [14].

L'agencement des barrettes a évolué de la même manière et actuellement, tous les constructeurs ont adopté un système hybride (Figure 37).

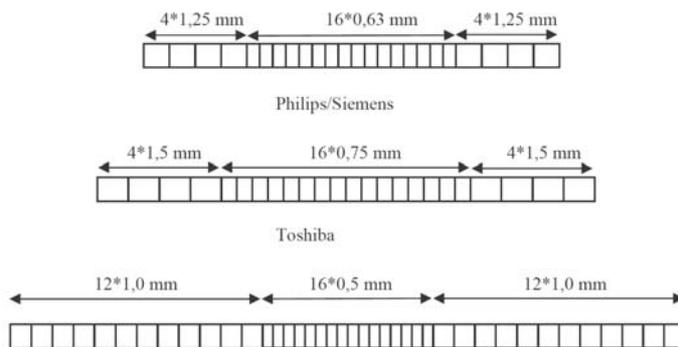


Figure 37 : Disposition des détecteurs suivant l'axe longitudinal pour les principaux constructeurs [1].

Le nombre de coupes simultanément acquises pendant une rotation a progressivement augmenté passant de 4 à 64 [15-17] jusqu'à atteindre 256 [18] en phase de prototype (Figure 38) et 320 en routine clinique actuellement dans certains centre comme par exemple au service d'imagerie Guilloz du CHU de Nancy.

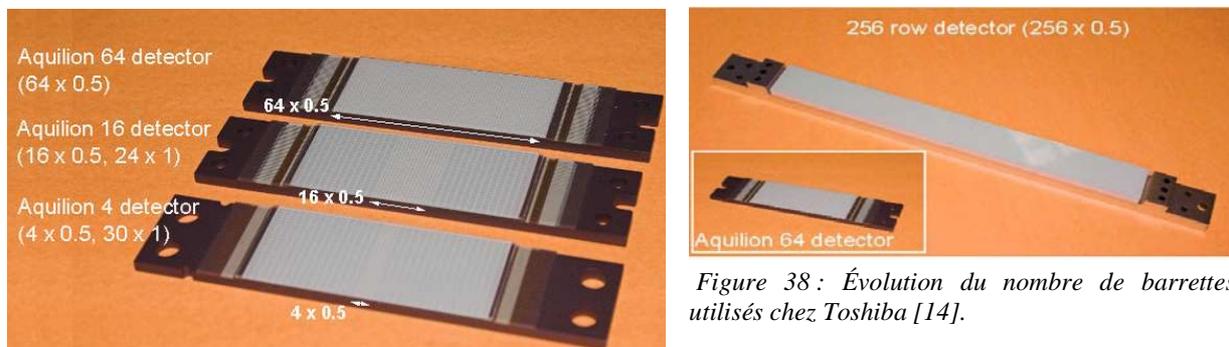


Figure 38 : Évolution du nombre de barrettes utilisés chez Toshiba [14].

Le passage à la deuxième génération de scanner multicoupes a été franchi avec l'acquisition simultanée de 16 coupes. En effet, au niveau des algorithmes de reconstruction, la prise en compte de la géométrie conique du faisceau s'avère nécessaire à partir de ces scanners sous peine d'apparition d'artefacts *conebeam*. Actuellement, en pratique clinique, seuls les algorithmes approchés sont utilisés. En effet, même si les algorithmes exacts sont meilleurs en terme de qualité d'image, les temps de reconstruction sont trop importants.

### II.7.3.3. Algorithmes de reconstruction

Il existe deux types d'algorithmes. Le premier est une approche de type Feldkamp [19, 20], où les mesures sont retroprojetés dans un volume 3D le long des lignes de mesure prenant en compte la géométrie *conebeam*. La rétroprojection tridimensionnelle est exigeante en terme de puissance de calcul et nécessite un hardware spécifique afin d'avoir des temps de reconstruction d'image compatibles avec la pratique clinique. Le deuxième type d'algorithme approché est basé sur les algorithmes de rétroprojection 2D. Ces algorithmes divisent la tâche de reconstruction 3D en une série de reconstructions bidimensionnelles conventionnelles permettant de reconstruire des coupes intermédiaires inclinées, profitant de cette façon des techniques de reconstruction bidimensionnelles établies et très rapides. Noo [21] suggéra la possibilité de reconstruire non pas des coupes axiales mais des coupes inclinées épousant mieux la trajectoire de la source. L'algorithme « *Advanced Single Slice Rebinning* » (ASSR) développé par Kachelriess [22, 23] utilise ce principe. Ainsi, à tout segment d'une trajectoire hélicoïdale de

180° on peut faire correspondre un demi-cercle contenu dans un plan oblique avec une grande précision. Les coupes 2D ainsi reconstruites effectuent une nutation autour de l'axe z. En empilant ces différentes coupes suivant l'axe z et en effectuant une opération d'interpolation, on obtient les coupes axiales souhaitées. Afin de réduire les artefacts dus à l'interpolation, un grand nombre de coupes obliques 2D sont reconstruites (Figure 39). L'ASSR rencontre ses limitations quand le pitch est réduit pour se servir de l'acquisition en spirale se chevauchant et l'accumulation de dose résultante. L'approche « *Adaptive Multiple Plane Reconstruction* » (AMPR) [16] est une extension et généralisation de l'algorithme « *Advanced Single Slice Rebinning* ». Contrairement à l'ASSR, l'AMPR permet un libre choix du pitch avec une optimisation de l'utilisation de la dose. Au lieu de toutes les données disponibles utilisées pour une image simple, les données sont distribuées à plusieurs images partielles sur des plans d'image de double obliquité, qui sont individuellement adaptés au chemin en spirale et ouvrent en éventail comme les pages d'un livre. L'utilisation de plans avec une double obliquité permet de suivre la trajectoire hélicoïdale avec une plus grande précision. Tout comme pour ASSR, les étapes d'empilement et d'interpolation sont effectuées pour obtenir les traditionnelles images axiales (Figure 39).

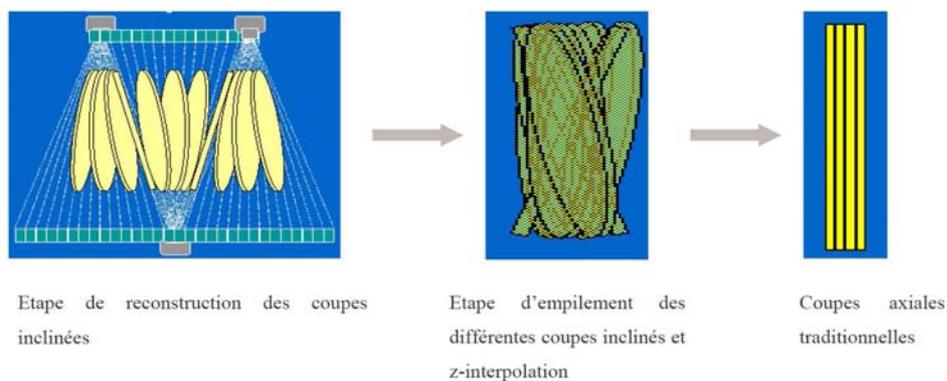


Figure 39 :  
Différentes étapes pour  
gérer la conicité du  
faisceau de rayons X  
pour acquisition  
tomodynamétrique  
[1].

Pour les scanners 64 coupes, quasiment tous les constructeurs ont opté pour une configuration où le nombre de barrettes est égal au nombre de coupes (Tableau III). Seul Siemens, avec son principe de double échantillonnage en z, utilise encore un système de détection hybride composé au centre de 32 barrettes d'épaisseur de 0,6 mm et à l'extérieur d'un double jeu de barrettes de 4\*1,2 mm.

|         | Nombre de barrettes | Nombre de coupe | Epaisseur de coupe (mm) | Couverture en z (mm) |
|---------|---------------------|-----------------|-------------------------|----------------------|
| GE      | 64                  | 64              | 0,625                   | 40,0                 |
| Philips | 64                  | 64              | 0,625                   | 25,0                 |
| Siemens | 40                  | 64              | 0,6*                    | 19,2                 |
| Toshiba | 64                  | 64              | 0,5                     | 32,0                 |

Tableau III. Les différents scanners 64 barrettes disponibles sur la marché.

## II.8. Paramètres d'acquisition

### II.8.1. Tension (kV)

Il s'agit de la tension délivrée entre l'anode et la cathode du tube à RX, elle peut atteindre jusqu'à 140 kiloVolts (d'où la constante appelée kV). Elle est corrélée au pouvoir de pénétration du faisceau. Ce paramètre varie en fonction :

- du type d'examen à réaliser (un scanner d'os compact type sinus demande une énergie de faisceau, donc des kV, beaucoup plus élevés qu'un examen de tissus mous type abdomen).
- de la corpulence du patient car, pour obtenir une image, il faut que les RX soient efficaces et peu atténués par l'épaisseur traversée.

La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse des kV constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation, définie par la relation :

$$D = \frac{kV^2 \cdot I \cdot t}{d^2} \quad (10)$$

Avec  $D$  la dose délivrée par le tube,  $I$  l'intensité en mA,  $t$  le temps d'irradiation en s et  $d$  la distance patient-tube en m. Par exemple, en travaillant à 120 kV plutôt qu'à 140 kV, on peut réduire la dose d'environ 50% (Tableau V).

| kV  | Dose relative |
|-----|---------------|
| 140 | 100%          |
| 120 | 58%           |
| 80  | 12%           |

Tableau V: Dose relative en fonction de la tension (kV) – les autres paramètres étant constants

### II.8.2. Intensité (mA) et charge du tube (mAs).

L'intensité du tube à rayons X s'exprime en milliAmpères. Mais en pratique, la grandeur utilisée pour régler le tube est la charge du tube, exprimée en miliampères-seconde (mAs) qui régissent la dose délivrée. L'intensité du courant circulant entre l'anode et la cathode ( $I$  en mA) ainsi que les mAs sont réglables par le manipulateur, contrairement au temps d'exposition ( $t$  en s) inaccessible directement. Le temps d'exposition correspond à la durée d'émission des RX par le tube, exprimée en s ou en ms.

$$mAs = mA \times temps \quad (11)$$

La réduction de la charge du tube ( $mAs$ ) va se traduire par une dégradation du rapport signal sur bruit (d'un facteur 1,4 pour une réduction de 50% des  $mAs$ ). La réduction des  $mAs$  constituera cependant un compromis acceptable dans l'exploration des régions à fort contraste naturel où l'on va privilégier la résolution spatiale. ( sinus ou des poumons). En revanche, les  $mAs$  doivent être maintenus élevés dans les régions à faible contraste naturel (cerveau, foie) où l'on va privilégier la résolution en densité.

La notion de  $mAs_{effectives}$  fait intervenir la valeur du pitch (cf. II.8.4) :

$$mAs_{effectives} = \frac{mA \times temps}{pitch} \quad (12)$$

### II.8.3. Vitesse de rotation

L'ensemble tube-détecteur effectue une rotation de 360° autour du centre de la section examinée en un temps défini. Le nombre de tours effectués en une seconde est alors appelé vitesse de rotation. Elle peut atteindre sur les générations actuelles de scanners une valeur de 0,33 tour/s.

### II.8.4. Pitch ou pas de l'hélice

Pour Siemens, GE et Toshiba, le pitch correspond au rapport du déplacement de la table d'examen lors de chaque rotation du tube sur la largeur d'une barrette de détection. Pour Philips et selon la définition officielle, le pitch correspond au rapport du déplacement de la table d'examen lors de chaque rotation du tube sur la largeur du système de détection utilisé soit :

$$pitch = \frac{V \times d}{C \times n} \quad (13)$$

Avec  $V$  la vitesse d'avance de table en mouvement de translation en  $m.s^{-1}$ ,  $C$  l'épaisseur nominale minimale de coupe (ENMC) en  $mm$ ,  $d$  la durée de rotation du tube en  $s$  et  $n$  le nombre de coupes par rotation. Notons que le produit  $(V \cdot d)$  correspond au déplacement de table à chaque rotation (*feed per rotation*) et  $(C \cdot n)$  à la largeur globale du système de détection utilisé. Avec un pitch (selon la définition officielle) inférieur à 1, il existe une redondance de données. Avec un pitch supérieur ou égal à 1, le ruban de l'hélice ne se chevauche pas (Figure 40, 41, 42, 43).

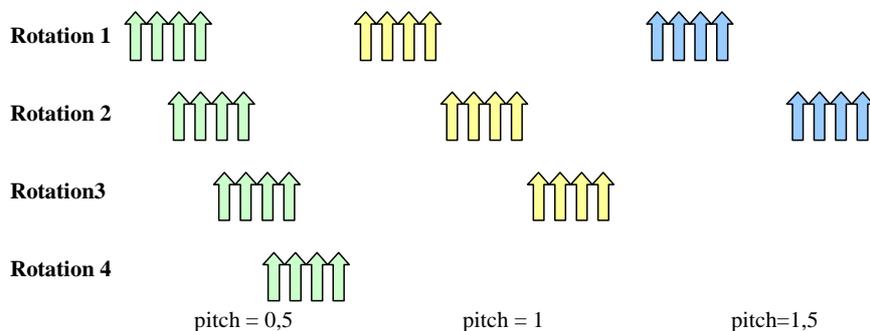


Figure 40: Valeur du pitch pour quatre coupes par rotation avec trois vitesses de table différentes

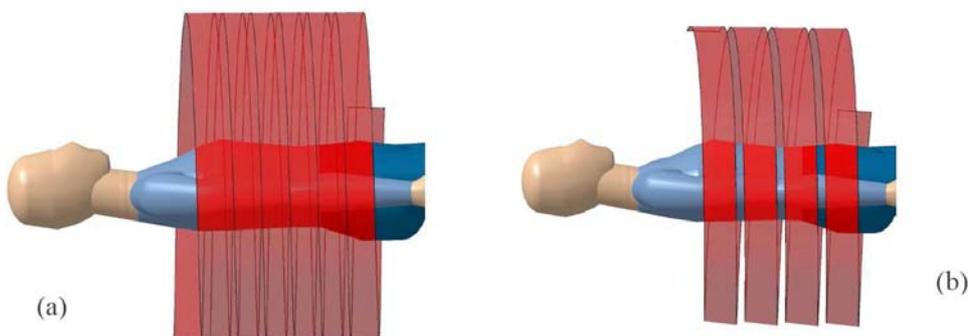


Figure 41: (a) Même recouvrement des données d'acquisition. (b) L'acquisition avec un pitch plus important permet d'améliorer le temps d'exécution tout en couvrant toute la zone anatomique souhaitée [1].

Le pitch correspond au pas de l'hélice, c'est à dire à la distance séparant deux tours d'hélice. Il n'a pas d'unité puisqu'il est le résultat du rapport de deux distances : le déplacement de la table lors de chaque tour (soit le pas de l'hélice) sur la largeur du système de détection utilisé.

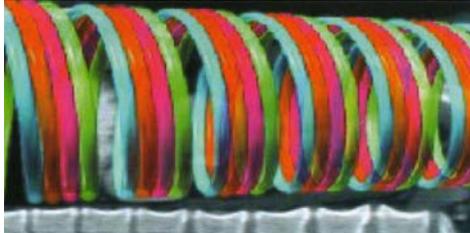


Figure 42 : Représentation d'un pitch obtenu avec un scanner multicoupe (Source Siemens)



Figure 43: Représentation d'un pitch obtenu avec un scanner monocoupe (Source Siemens)

Enfin, la bonne définition du pitch doit avant tout être précisée. Afin de mettre en évidence la supériorité du scanner volumique par rapport au scanner hélicoïdal monobarrette, plusieurs constructeurs utilisent, dans un but de marketing, la définition suivante : « le pitch correspond au rapport du déplacement de la table d'examen lors de chaque rotation du tube sur l'épaisseur nominale de coupe minimale » (Figure 43). Un pitch de 6, valeur standard sur les scanners volumiques, permet d'explorer un volume trois fois plus rapidement qu'un pitch de 2 qui représente souvent la valeur maximale des scanners monobarrettes. Ainsi, sur un appareil réalisant 4 coupes par rotation, un pitch de 6 selon la première définition correspond à un pitch de 1,25 selon la seconde.

#### II.8.5. Épaisseur de coupe

C'est l'épaisseur de la section (« tranche ») du patient ou du fantôme correspondant à une rangée de détecteurs à chaque rotation du tube. La valeur affichée sur la console manipulateur est l'épaisseur nominale qu'il faut distinguer de l'épaisseur réelle. L'épaisseur réelle est définie à partir du profil de dose mesuré sur l'axe de rotation (Z) du scanner grâce à la largeur à mi-hauteur (Figure 44). C'est elle qui intervient dans la dose délivrée, elle est déterminée par la collimation primaire et la géométrie du faisceau. L'épaisseur réelle peut être supérieure à l'épaisseur nominale dans les systèmes pourvus d'une collimation secondaire au niveau des détecteurs.

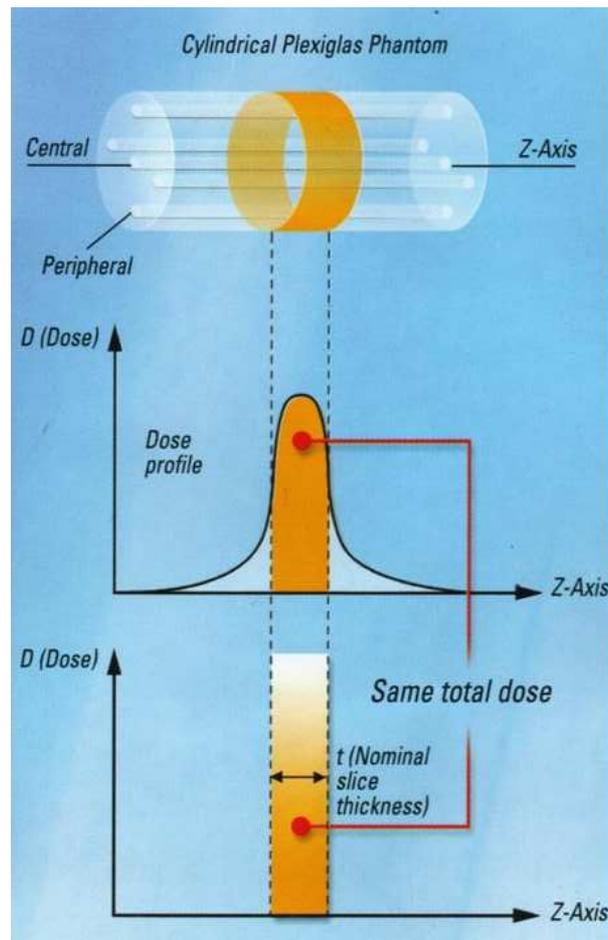


Figure 44 : Corrélation du profil de dose et de l'épaisseur de coupe (Source Siemens)

### II.8.6. Filtre de reconstruction

Différents filtres sont disponibles selon le type d'images souhaité. Les filtres « doux » donnent des images à faible bruit où les petites structures apparaissent floues. Les filtres « durs » donnent des images à bruit élevé où les petites structures sont bien définies. Il existe des filtres dits « standards » ayant des résultats intermédiaires. Le processus de filtrage peut s'effectuer selon deux voies : la convolution dans l'espace réel, ou la multiplication dans l'espace fréquentiel. Les deux méthodes conduisent au même résultat.

### II.9. Dosimétrie

Dans l'état des connaissances actuel, le bénéfice attendu de l'utilisation des rayons X dépasse largement le risque lié à l'utilisation des rayonnements ionisants (Tableau VI) [24, 25]. Toutefois, aucun seuil de dose en dessous duquel le risque serait nul n'a pu être mis en évidence et il convient donc de rester prudent. L'examen scanographique délivre des doses relativement importantes (10-100mGy) dans des volumes toujours plus grands et les performances techniques des appareils actuels autorisent l'enchaînement de plusieurs passages. Ceci explique que même si la fréquence des examens scanners ne représente que 5 à 6% des examens radiologiques, le scanner contribue pour environ 40% à la dose collective [26].

Dans ce contexte de prudence, il convient donc d'adopter une attitude responsable et de chercher à minimiser le risque (principe ALARA, *As Low As Reasonable Achievable*). Cela impose donc d'estimer les deux paramètres que sont la qualité de l'image et la dose afin de permettre d'optimiser la procédure mise en œuvre. L'objectif de la gestion de l'exposition aux RX est de minimiser le risque supposé sans sacrifier ni limiter les bénéfices pour la prévention, le diagnostic et la guérison efficace des malades.

| Type d'examen  | Doses efficaces (mSv) groupées autour d'une valeur de | Période équivalente d'exposition au rayonnement naturel | Risque supplémentaire de cancer sur toute une vie, par examen* |
|--|---|---|--|
| Radio du thorax<br>Radio de la mâchoire (dents)<br>Radio des bras et des jambes<br>Radio des mains et des pieds  | 0,01  | Quelques jours  | Risque négligeable   |
| Radio du crâne<br>Radio de la tête<br>Radio du cou   | 0,1   | Quelques semaines                                       | Risque minimal :<br>1 sur 1 000 000<br>à 1 sur 100 000         |
| Radio du sein mammographie<br>Radio de la hanche<br>Radio de la coléline<br>Radio de l'abdomen<br>Radio du pelvis<br>TDM de la tête<br>Médecine nucléaire, examen pulmonaire isotopique<br>Examen rénal isotopique | 1   | Quelques mois à un an                                   | Risque très faible :<br>1 sur 100'000<br>à 1 sur 10 000        |
| Radiographie reins et vessie (UIV)<br>Radio de l'estomac - repas baryté<br>Radio du colon - lavement baryté<br>TDM de l'abdomen<br>Examen osseux isotopique  | 10  | Quelques années   | Risque faible :<br>1 sur 10 000<br>à 1 sur 1 000               |

Tableau VI : Doses efficaces classiques d'examens de diagnostic médical aux Rayons X ou isotopique dans les années 1990, et niveaux de risque associés. Données provenant du Bureau britannique national de radioprotection (UK National Radiological Protection Board, NRPB) [24, 25]

### II.9.1. Grandeurs utilisables pour estimer la dose au patient

Les doses délivrées au patient au cours des examens scanographiques sont un enjeu majeur (Directive Euratom 97/43) [24, 25]. Il est nécessaire de bien différencier la dose aux organes et la dose efficace. En effet, il existe un grand nombre de « doses » dans le sens où elles dépendent de ce que l'on cherche à exprimer, ou de quelle manière on veut l'évaluer ; on entend ainsi souvent parler de dose en Sievert, en Gray, avec des valeurs qui peuvent varier d'un facteur 100 entre ces deux unités.

#### II.9.1.1. La dose absorbée : D

La dose absorbée par l'organisme, D, se définit comme la quantité d'énergie par unité de masse reçue par l'organisme : elle s'exprime en Gray (Gy) :

$$D_{abs} = \frac{dE}{dm} \quad (14)$$

avec  $E$  l'énergie moyenne reçue en Joules (J) et  $m$  la masse en kg. Le Gray est l'unité SI, 1 Gy représente la dose absorbée par 1 kg de matière à laquelle les rayonnements ionisants ont communiqué de manière uniforme une énergie d'1 J.

### II.9.1.2. La dose dans l'air : $D_{air}$

Facilement mesurable car indépendante de l'objet radiographié, cette dose est communément utilisée pour caractériser une installation radiologique dans des conditions données de filtration, tension, intensité, distance foyer-détecteur... Elle est le plus souvent évaluée avec une chambre d'ionisation et exprimée en Gy. Une fois déterminée, il est possible de remonter à la dose absorbée:

$$D_{tissu} = D_{air} \times \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{tissu}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{air}} \quad (15) \text{ avec } \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right) \text{ le coefficient d'atténuation du tissu.}$$

### II.9.1.3. La dose à l'organe

C'est la dose moyenne absorbée rapportée à l'ensemble du volume de l'organe considéré. Elle permet le calcul de la dose efficace.

### II.9.1.4. La dose efficace, $E$

La dose efficace est sans doute le meilleur indicateur car il prend en compte le type de rayonnement et surtout le risque engendré par l'exposition. C'est le produit de la dose absorbée par un facteur  $W_R$  de pondération radiologique lié au type de rayonnements et un facteur de pondération tissulaire  $W_T$ .

$W_R$  est rarement mentionné en radiologie car égal à 1 pour les RX.  $W_T$  tient compte de la sensibilité de l'organe aux rayonnements ionisants (Tableau VII). En sommant sur les tissus, on obtient donc l'expression de la dose efficace suivante :

$$E = \sum_{\text{tous les Tissus}} H \times W_T \quad (16) \text{ où } H \text{ est l'équivalent de dose : } H = W_R \times D \text{ en Sv}$$

| Organes              | Facteur de Pondération tissulaire $W_T$ |
|----------------------|---|
| Gonades              | 0,2                                     |
| Vessie               | 0,05                                    |
| Seins                | 0,05                                    |
| Foie                 | 0,05                                    |
| Moelle osseuse       | 0,12                                    |
| Œsophage             | 0,05                                    |
| Colon                | 0,12                                    |
| Thyroïde             | 0,05                                    |
| Poumons              | 0,12                                    |
| Os                   | 0,01                                    |
| Estomac              | 0,12                                    |
| Peau                 | 0,01                                    |
| Reste de l'organisme | 0,05                                    |

Tableau VII : Coefficient de pondération tissulaire  $W_T$  [24, 25]

L'unité de dose efficace et de l'équivalent de dose est le Sievert, Sv. La dose efficace permet donc de traduire une irradiation locale ou globale en terme d'exposition au corps entier,

réalisant l'intégration de la dose sur l'ensemble de l'organisme quelque soit l'exposition, même partielle. Elle est essentiellement utilisée en radioprotection. Elle peut se comparer à l'irradiation naturelle qui est d'environ 2 mSv par an.

### II.9.2. Contrôle de l'irradiation délivrée

En scanographie, l'utilisation d'un faisceau en éventail très collimaté conduit à une distribution de dose très différente de celle habituellement rencontrée dans les examens en radiologie conventionnelle. Les doses évoquées ici font référence à la distribution axiale de la dose suivant l'axe longitudinal du scanner. Afin de déterminer cette dose, de nombreux index ont été mis en place.

#### II.9.2.1. Index de Dose CTDI (mGy)

En scanographie, une des grandeurs spécifiques introduites est l'index de dose CT (CTDI, *Computed Tomography Dose Index*) [27]. Il est basé sur une mesure de dose en coupe unique. Il est défini comme l'intégrale sous le profil de dose de la coupe divisée par l'épaisseur de coupe :

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \times dz \quad (17)$$

Où T représente l'épaisseur de coupe et D(z) la distribution de la dose suivant l'axe longitudinal z parallèle à l'axe de rotation.

Le CTDI peut être mesuré dans l'air sur l'axe de rotation du scanner ou dans des fantômes. Une chambre d'ionisation crayon ou des dosimètres radiothermoluminescents empilés peuvent être utilisés pour réaliser cette mesure. Aux Etats-Unis, la FDA (*Food and Drug Administration*) recommande que les mesures du CTDI soient réalisées au centre (CTDI<sub>c</sub>) et en périphérie (CTDI<sub>p</sub>) mesurés aux quatre points cardinaux à 1 cm sous la surface du fantôme) d'un fantôme en plexiglas de 16 cm ou de 32 cm de diamètre représentant respectivement un examen tête ou un examen corps entier.

Selon la FDA, la dose délivrée au cours d'une rotation doit être intégrée sur une longueur égale à 14 fois l'épaisseur de coupe utilisée. La longueur d'intégration, va donc, par définition, dépendre de l'épaisseur de coupe.

Le CTDI<sub>FDA</sub> est exprimé en terme de dose absorbé dans le plexiglas :

$$CTDI_{FDA} = \frac{1}{T} \int_{-7T}^{+7T} D(z) \times dz \quad (18)$$

La commission européenne recommande, quand à elle, d'effectuer l'intégration sur une longueur fixe de 100 mm pour toutes les mesures (le choix de cette longueur de référence correspond à la longueur d'une chambre crayon). La détermination du CTDI devient alors :

$$CTDI_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) \times dz \quad (19)$$

Pour tenir compte de la diminution de la dose en profondeur, on pondère les valeurs obtenues grâce aux mesures en périphérie (CTDI<sub>p</sub>) et au centre du fantôme (CTDI<sub>c</sub>) de la manière suivante :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_c + \frac{2}{3} CTDI_p \quad (20)$$

Le CTDI<sub>w</sub> se doit d'apparaître sur la console opérateur, selon les normes européennes et internationales définies par l'IEC (International Electronic Commission) et imposées aux constructeurs. Il dépend des paramètres opérateurs : kV, mAs, pitch. Enfin, le CTDI<sub>w</sub> normalisé, nCTDI<sub>w</sub>, qui est le CTDI<sub>w</sub> par unité de charge permettra de comparer les différentes machines entre elles en termes d'irradiation.

$$nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \quad (21)$$

### II.9.2.2. Produit dose longueur DLP (mGy.cm)

Dans le souci de déterminer des grandeurs qui sont reliées au risque encouru et pour tenir compte des derniers développements techniques en scanographie, la commission européenne a introduit l'indicateur dosimétrique « produit dose longueur » pour un examen complet. Le DLP (Dose Length Product) peut ainsi être calculé pour un examen scanographique incrémental ou hélicoïdal :

$$DLP_{axial} = \sum_n CTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C \quad (22)$$

$$DLP_{hélicoïdal} = \sum_n CTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t \quad (23)$$

Où T est l'épaisseur de coupe, N le nombre de coupes, C le produit intensité-temps (mAs) pour un rotation, A l'intensité du courant dans le tube et t le temps total d'acquisition.

L'intérêt de cette grandeur est qu'elle représente exactement l'exposition car elle affecte la dose au volume exploré. En prenant en compte les organes figurant dans ce volume, elle permet d'estimer, voire de calculer, la dose efficace E. Pour ce faire il existe des facteurs de conversion permettant d'estimer l'ordre de grandeur de E pour chaque examen à partir du DLP affiché :

$$E = EDLP \times DLP \quad (24)$$

Avec E la dose efficace (mSv), DLP le Produit Dose Longueur (Gy.cm), EDLP le facteur de conversion dépendant de l'organe inclus dans le volume d'examen (Tableau VIII).

| Organes | EDLP   |
|---------|--------|
| Tête    | 0,0028 |
| Cou     | 0,0062 |
| Corps   | 0,0192 |

Tableau VIII : Exemple de valeurs d'EDLP, coefficients permettant de calculer la dose efficace à partir de la valeur du produit dose longueur.

## II.10. Références

1. Guerra RM. Intégration des mouvements physiologiques en tomодensitométrie: estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque. In: Institut National Polytechnique de Lorraine. Nancy: Nancy Université, 2007.
2. Natterer F. The Mathematics of Computerized Tomography. Philadelphia: SIAM, 1986.
3. Natterer F, W. Mathematical Methods in Image Reconstruction. Philadelphia: SIAM, 2001.
4. Kak AC, Slaney M. Principles of Computerized Tomographic Imaging: IEEE Press, 1987.
5. Kalender WA. Computed Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications. Erlangen: Pöhlmann Corporate Publishing, 2005.
6. Hsieh J. Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances: SPIE Press, 2003.

7. Radon J. On the Determination of Functions from Their Integral Values along Certain Manifolds. *IEEE Trans Med Imaging* 1986; 5:170-176.
8. Buvat I. *Reconstruction Tomographique*. In. Paris: Inserm U678, 2005.
9. Taguchi K, Anno H. High temporal resolution for multislice helical computed tomography. *Med Phys* 2000; 27:861-872.
10. Hsieh J, Molthen RC, Dawson CA, Johnson RH. An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med Phys* 2000; 27:23-29.
11. Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MA. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys* 1994; 21:133-140.
12. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991; 18:910-915.
13. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992; 185:37-42.
14. Aubert B. *Le Scanner. Principe, Technologie, Applications*. In. Paris: IRSN, Octobre 2005.
15. Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Suess C, Schaller S. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. *Med Phys* 2003; 30:2650-2662.
16. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Polacin A, Schaller S. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys* 2003; 30:832-845.
17. Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 2005; 32:2536-2547.
18. Mori S, Endo M, Tsunoo T, Kandatsu S, Tanada S, Aradate H, Saito Y, Miyazaki H, Satoh K, Matsushita S, Kusakabe M. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys* 2004; 31:1348-1356.
19. Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am.* 1984; A:612-619.
20. Hein I, Taguchi K, Silver MD, Kazama M, Mori I. Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT. *Med Phys* 2003; 30:3233-3242.
21. Noo F, Defrise M, Clackdoyle R. Single-slice rebinning method for helical cone-beam CT. *Phys Med Biol* 1999; 44:561-570.
22. Kachelriess M, Fuchs T, Schaller S, Kalender WA. Advanced single-slice rebinning for tilted spiral cone-beam CT. *Med Phys* 2001; 28:1033-1041.
23. Kachelriess M, Schaller S, Kalender WA. Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT. *Med Phys* 2000; 27:754-772.
24. CEA. *Informations utiles, Energy Handbook*. In: Commissariat à l'énergie atomique, 2002.
25. IRSN. *Vos patients et les rayons: un guide pour les médecins praticiens*. In: Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire, 2002.
26. Suleiman OH, Stern SH, Spelic DC. Patient dosimetry activities in the United States: the nationwide evaluation of X-ray trends (NEXT) and tissue dose handbooks. *Appl Radiat Isot* 1999; 50:247-259.
27. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission x-ray computed tomography. *Med Phys* 1981; 8:488-495.

## **Chapitre III: Qualité d'images**



### III. Qualité d’image

Le flou est décrit par la PSF (Point Spread Function) du système (Figure 48). Mathématiquement, l’image  $I(x,y,z)$  résulte de la convolution de la fonction Objet  $O(x,y,z)$  par la  $PSF(x,y,z)$ . Du bruit et des artefacts peuvent également intervenir et dégrader l’image finale. Le contraste avec lequel les images sont visualisées est également très important, il peut dépendre de l’énergie du faisceau de RX, de la filtration et du type de détecteur. Les images obtenues peuvent donc s’exprimer suivant la relation :

$$I(x, y, z) = K \times O(x, y, z) * PSF(x, y, z) + \text{bruit} + \text{artefacts} \quad (25)$$

Le but de ce chapitre est de définir les grandeurs disponibles pour décrire la qualité de l’image.

#### III.1. Qualité d’image pour les scanners incrémentaux.

##### III.1.1. Valeurs d’atténuation aux RX, uniformité, contraste et linéarité

Comme nous l’avons vu précédemment, l’échelle des valeurs d’atténuation aux RX (ou échelle Hounsfield) est définie par deux points de référence  $HU_{\text{air}}=-1000$  et  $HU_{\text{eau}}=0$ . Ces deux valeurs doivent être vérifiées sur chaque scanner à l’aide de fantôme pour chaque valeur de tension et pour chaque filtration disponible, et ceci à intervalle régulier afin d’éviter toute dérive au cours du temps. Le but est de contrôler, à l’aide d’un fantôme rempli d’eau, l’homogénéité (ou uniformité) des valeurs d’atténuations aux RX tout au long de la coupe explorée (Figure 45).

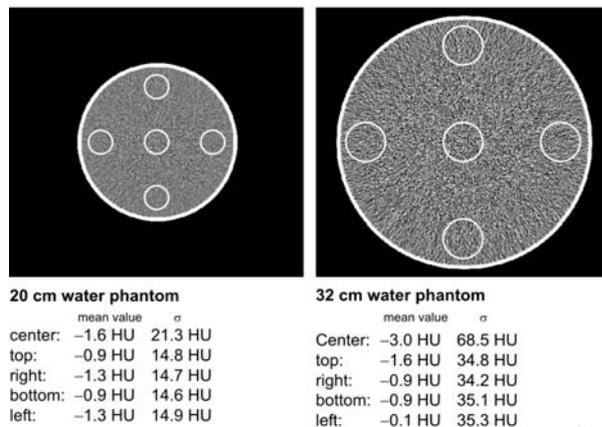


Figure 45 : L’uniformité de l’image est mesurée avec des fantômes cylindriques remplis d’eau. Les valeurs moyennes d’atténuations aux RX de l’eau dans les régions d’intérêt sélectionnées ne doivent pas varier de plus de 4 HU par rapport à la valeur fixée par l’échelle Hounsfield  $HU_{\text{eau}}=0$ . Les fantômes utilisés sont des fantômes cylindriques de diamètre 20 et 32 cm [2].

La tolérance normalement acceptée est  $0 \pm 4$  HU pour la valeur moyenne et  $\pm 2$  HU pour l’uniformité. La caractéristique d’un bon scanner est de donner des valeurs d’atténuations aux RX de l’eau qui varie très peu de la référence (0 HU) même pour un fantôme de forme elliptique ou ovale dans le plan (x-y). Les valeurs d’atténuation aux RX des tissus mous (Figure 17) et donc leur contraste, défini comme la différence des valeurs d’atténuation de structures voisines, sont dépendant de l’objet traversé. Pour des matériaux ayant un numéro atomique différent de celui de l’eau, les valeurs d’atténuation (et donc le contraste) peuvent varier fortement d’un scanner à l’autre. Ces valeurs vont également dépendre, comme nous le prouverons plus tard, de l’énergie du faisceau de RX et du matériau environnant.

La linéarité permet généralement de garantir la justesse d’un système de mesure. En scanner, elle va permettre de prouver qu’un changement en entrée du système (ici le coefficient d’atténuation  $\mu$ ) va être traduit en sortie (valeurs d’atténuation aux RX en HU) de manière

appropriée, par exemple si  $\mu_i$  induit  $HU_i$  est ce que  $c \cdot \mu_i$  induit  $c \cdot HU_i$ ? En fait, il s'avère que la différence entre les  $\mu$  d'un facteur  $c$  peut être causée par une différence de densité (qui induit alors un changement linéaire des HU) ou par une différence de numéro atomique qui va alors dépendre de l'énergie du faisceau, des caractéristiques des détecteurs et donc conduire à des changements non linéaires de HU. Puisque  $c$  dépend du spectre, le concept de linéarité ne peut être pris en compte en scanographie.

### III.1.2. Bruit

Chaque valeur mesurée est soumise à une incertitude. Pour un système idéal, cette erreur devrait être d'origine purement statistique, c'est-à-dire causée par les fluctuations du nombre de Rayons X enregistrés par les détecteurs. C'est pourquoi, nous parlons aussi de « bruit quantique ». L'erreur due au bruit quantique provient de la mesure de l'intensité et se propage aux valeurs d'atténuations (et donc à l'image) via la reconstruction. On parle alors de « bruit de l'image ». Ce bruit appelé  $\sigma$  est déterminé comme l'écart type des valeurs  $P_i$  issus de  $N$  pixels, d'une région d'intérêt (ROI) déterminée, relativement à leur valeur moyenne  $P$  :

$$\sigma = \frac{1}{N-1} \times \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2 \quad (26)$$

La valeur du bruit  $\sigma$  diminue quand les détecteurs reçoivent moins de RX (c'est-à-dire une forte atténuation  $I_0/I$  due à une forte absorption de l'objet traversé), quand l'intensité du tube à RX diminue et quand l'épaisseur de coupe  $S$  diminue.

$$\sigma = f_A \times \sqrt{\frac{I_0 / I}{\varepsilon \times mAs \times S}} \quad (27)$$

Cette formule montre que les mAs (et donc la dose) doivent être augmentés d'un facteur 4 pour réduire le bruit d'un facteur 2.  $\varepsilon$  est un facteur système dépendant. Le facteur  $f_A$  prend en compte l'effet du filtre de reconstruction. En effet, l'utilisation d'un filtre dur augmente le bruit de l'image alors qu'un filtre mou conduit un niveau de bruit plus faible.

L'influence du bruit sur la détection des objets à faibles contrastes est présentée par la figure 46. Cet exemple montre bien que le niveau de bruit, et donc la résolution en contraste dépendent fortement de la dose et des paramètres d'acquisition. Il permet également de montrer qu'une diminution de dose excessive peut entraîner une perte d'information et donc mener à un diagnostic biaisé. C'est ce que nous nous efforcerons, entre autres, de montrer dans ce manuscrit.

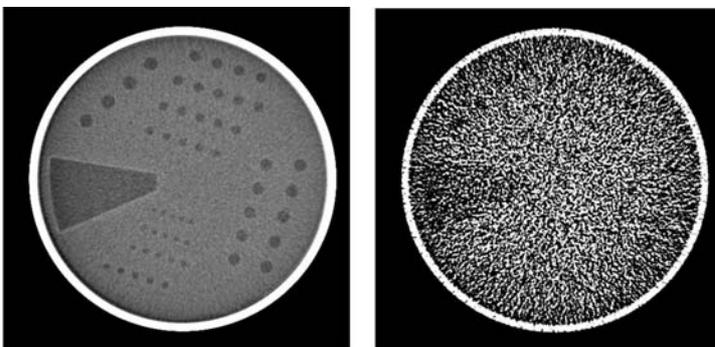


Figure 46 : La détectabilité des objets à faible contraste dépend du niveau de bruit. À gauche, acquisition réalisée à forte dose. À droite acquisition réalisée à faible dose [2].

### III.1.3. Résolution spatiale, résolution à fort contraste

La résolution spatiale est la distance minimum permettant de discriminer deux objets. Elle peut également être la taille minimum d'un objet que l'on peut détecter. Elle est généralement déterminée pour des structures à fort contraste afin de s'affranchir au maximum du bruit environnant. Il est nécessaire de distinguer la résolution dans le plan (x,y) et la résolution dans la direction z puisque ces deux valeurs ne sont pas dépendantes des mêmes facteurs.

#### III.1.3.1. Résolution spatiale dans le plan

Des mesures directes de la résolution spatiale, avec des fantômes trous ou des *bar patterns*, et des méthodes de calculs indirectes tel que la PSF ou la MTF (*Modulation Transfer Function*) sont disponibles (Figure 47). Les méthodes directes sont rapides et simples à interpréter. Leur évaluation est subjective selon le choix de la fenêtre de visualisation, des critères de décisions choisis, du fait qu'un trou a disparu ou est visible, fusionné ou non. Ces méthodes sont donc soumises à des erreurs et des approximations. Pour des tests plus fiables et moins subjectifs, comme par exemple quand on veut vérifier qu'un système est bien conforme aux spécifications du constructeur, la MTF est la meilleure méthode. Elle est calculée à partir d'un fil fin métallique (Figure 47c). L'acquisition de ce fil, la plupart du temps composé de tungstène, permet d'obtenir la PSF du système. La transformée de Fourier de cette PSF permet d'obtenir la MTF [3]. La MTF est une mesure objective du contraste avec lequel les fréquences individuelles (mesurées en paire de lignes par cm Lp/cm) sont reproduites par le système d'imagerie. Cette méthode est également la méthode de référence pour calculer la résolution spatiale.

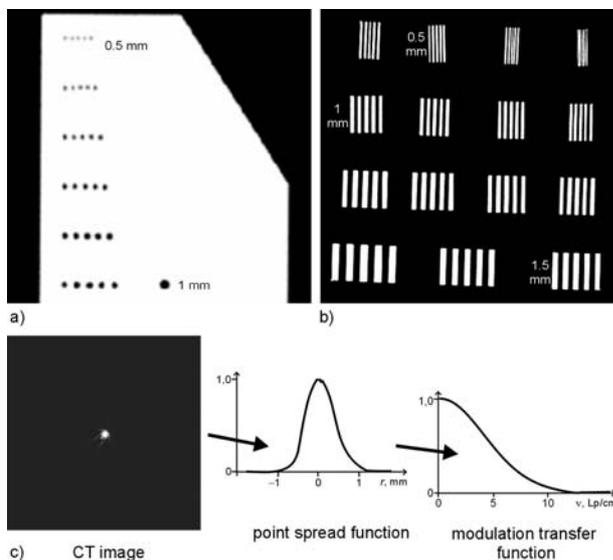


Figure 47 : Images résultant de différents tests de résolution. a) fantôme dit « à trous », b) bar pattern, c) fil de métal fin permettant la mesure de la PSF et donc le calcul de la MTF [2].

La résolution spatiale est, la plupart du temps, exprimée sous la forme d'une fréquence pour un pourcentage de la MTF donné. La résolution spatiale obtenue pour un système donné est souvent spécifiée à 10% de la MTF. Plus l'aire sous la courbe de la MTF sera importante, plus la résolution spatiale sera bonne. Les scanners actuellement disponibles sur le marché atteignent des résolutions de 25 Lp/cm. La meilleure résolution spatiale est obtenue avec des filtres de reconstruction durs (Figure 48), même si l'usage de ces filtres entraîne des valeurs de bruits plus

importantes ainsi que des *streak artifacts*. La reconstruction avec des filtres dits « durs » ou « high » voire « ultrahigh » n'est donc recommandée que pour la détection d'objets à fort contraste. Une reconstruction avec des filtres standards ou mous réduira la résolution spatiale mais également le bruit et les artefacts, ce qui augmentera la détection d'objets à faibles contrastes.

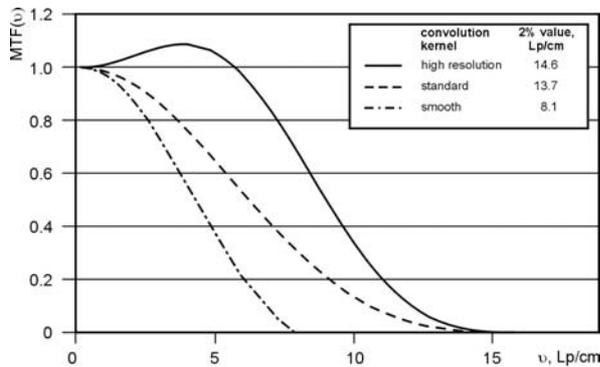


Figure 48 : La Fonction de Modulation de Transfert (MTF) dépend du filtre de reconstruction utilisé [2].

### III.1.3.2. Profil de sensibilité

Le profil de sensibilité (*Slice Sensibility Profil, SSP*) représente la réponse du système perpendiculairement au plan image. Il est comparable à la PSF dans le plan image. Il permet de spécifier avec quelle contribution du signal, un objet très petit, donné à une position  $z$  précise, est représenté sur l'image. Idéalement, un très petit objet présent dans la coupe donne 100% de signal et un signal situé en dehors de la coupe donne un signal de 0%. Deux approches sont possibles pour mesurer le profil de sensibilité : les fantômes « rampes » (pour les scanners incrémentaux) et les fantômes « delta » (pour les scanners hélicoïdaux) (Figure 49a, 49b) [4]. La section scannée est généralement caractérisée par la largeur à mi hauteur de la valeur maximum du profil de sensibilité (*Full Width at Half Maximum, FWHM*). Cette valeur représente l'épaisseur de coupe nominale (Figure 49c) mais elle ne rend pas compte de l'importance de la zone de pénombre latérale (photons X distribués en dehors de la coupe, donc ne participant pas au signal mais augmentant la dose reçue par les coupes adjacentes). La forme de la SSP a une influence considérable sur la détection des petits objets (Figure 50a). Le contraste d'un objet, dont la taille est plus faible que l'épaisseur de coupe et qui est placé partiellement dans la coupe scannée, est réduit. L'effet de volume partiel est inévitable mais peut être réduit en sélectionnant des coupes plus fines. La différenciation de coupes voisines va également dépendre de la forme de la SSP. La forme du profil de sensibilité n'est pas représentée par la FWHM, d'autres variables telles que la largeur du profil à 10% de la valeur maximale (*Full Width at one tenth of Maximum, FWTM*) ou la largeur du profil à une hauteur incluant 90% de l'aire sous la courbe (*Full Width at Tenth Area, FWTA*) [5] ont été proposées. Une autre possibilité est de calculer l'index de qualité du profil de sensibilité (*Slice Profile Quality Index, SPQI*) [6] :

$$SPQI = \frac{\text{Aire sous la courbe réelle}}{\text{Aire sous la courbe théorique}} \cdot 100\% \quad (28)$$

Le SPQI permet d'évaluer, en pourcentage, la différence entre le profil réel et le profil rectangulaire théorique.

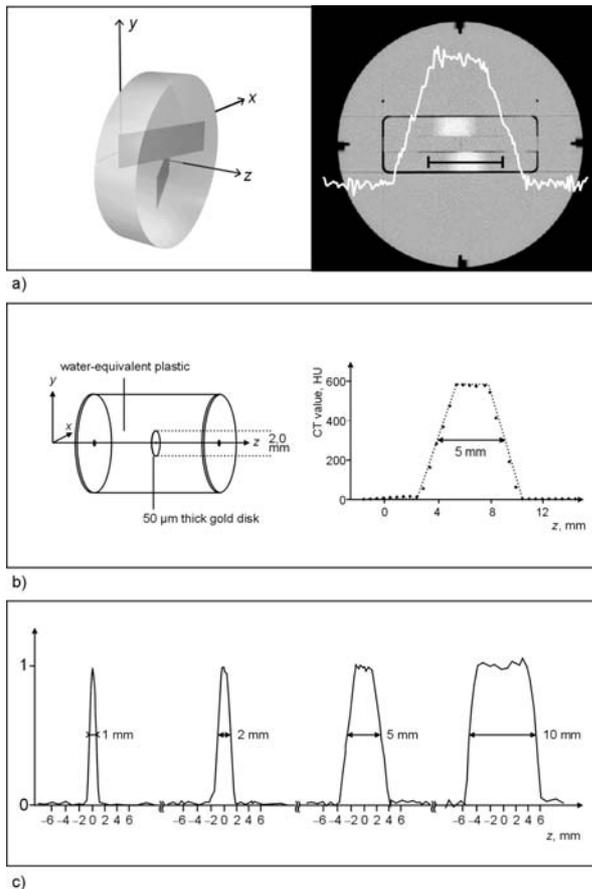


Figure 49 : Pour mesurer le profil de sensibilité, des fantômes rampes (a) et des fantômes delta (b) sont disponibles. Les fantômes rampes sont utilisés plus particulièrement pour les scanners incrémentaux (c) alors que les fantômes delta sont plutôt utilisés pour les scanners hélicoïdaux [2].

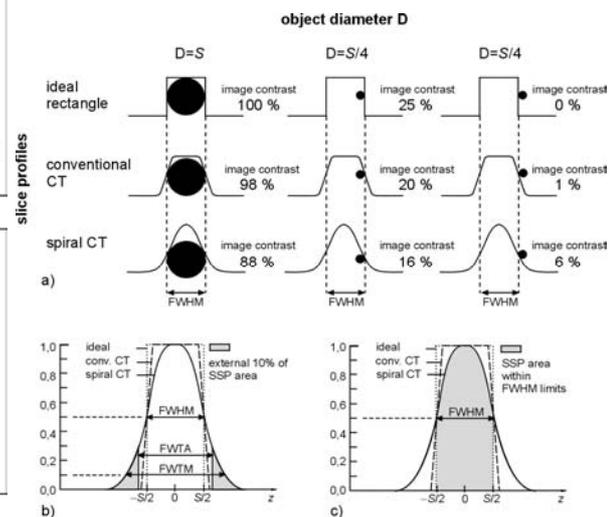


Figure 50 : a) influence de la forme de la SSP sur la détection de petits objets. b) et c) la FTWM, la FWTA, la FWHM et le SPQI permettent de caractériser la SSP [2].

### III.1.4. Résolution de contraste, résolution à faible contraste

La résolution à faible contraste, c’est à dire la capacité à distinguer des détails de faible contraste, est un objectif majeur de tous les systèmes d’imagerie. Elle est déterminée par le niveau de bruit dans l’image. Alors que le calcul du bruit  $\sigma$  est relativement simple à réaliser, la détermination de la résolution à faible contraste est assez subjective. En se basant sur des fantômes spécifiques (Figure 51), l’observateur décide ou non s’il voit la structure à faible contraste. La résolution en contraste n’est pas seulement déterminée par le rapport signal sur bruit (*Signal to Noise Ratio*, SNR) mais également par la résolution spatiale puisque la taille des structures à faibles contraste intervient dans leur détection. Une faible résolution spatiale peut en effet entraîner du flou et masquer les petites lésions de faible contraste. Cette relation est exposée par la figure 52. Les limites de valeurs des courbes pour des objets à faible contraste correspondent à la résolution spatiale limite.

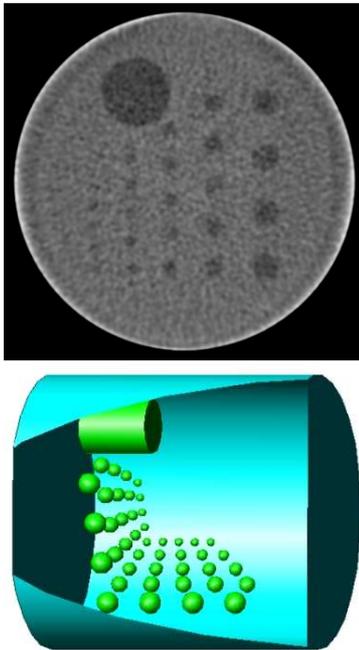


Figure 51 : Exemple de fantômes permettant d’estimer la détectabilité d’objets à faible contraste. Ici le fantôme QRM LowC (QRM, Möhrendorf, Allemagne). (Source QRM)

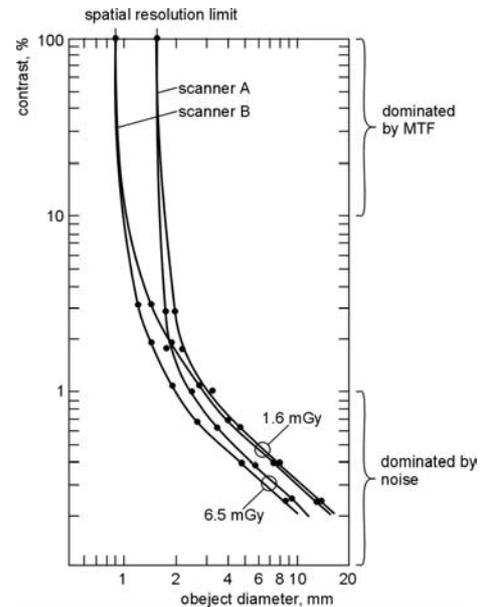


Figure 52 : La résolution en contraste dépend du niveau de bruit mais également de la résolution spatiale. Les structures ayant un contraste et/ou un diamètre au dessus (ou à droite) de la courbe respective peuvent être détectées convenablement [7]

### III.2. Qualité d’image pour les scanners hélicoïdaux

Des différences peuvent apparaître au niveau de la qualité de l’image entre les scanners incrémentaux et les scanners hélicoïdaux. Ces différences sont dues à l’interpolation en z intervenant dans les algorithmes de reconstruction des scanners hélicoïdaux. Elles s’expriment au niveau du bruit, du profil de sensibilité, de la résolution en z et des artefacts (Chapitre IV).

#### III.2.1. Bruit

En scanner hélicoïdal, le bruit dépend du système utilisé et des paramètres d’acquisition/reconstruction de la même manière qu’en scanner incrémental. Le bruit est influencé par la sélection de l’algorithme d’interpolation en z (Tableau IX) mais en aucune manière par le pitch puisque le nombre de données mesurées et la dose reçue ne dépendent pas de l’avancée de la table (Tableau X).

| Algorithme d’interpolation | Bruit mesuré |
|----------------------------|--------------|
| 360°LI                     | 0,83         |
| 180°LI                     | 1,12         |

Tableau IX : Influence du choix de l’algorithme d’interpolation sur la valeur du bruit.

| d<br>mm/360° | Pitch | Bruit |                |
|--------------|-------|-------|----------------|
|              |       | HU    | unité relative |
| 0            | 0     | 4,34  | 1,00           |
| 2            | 0,4   | 3,61  | 0,83           |
| 5            | 1,0   | 3,60  | 0,83           |
| 8            | 1,6   | 3,58  | 0,82           |
| 10           | 2,0   | 3,61  | 0,83           |

Tableau X : Influence du pitch sur la valeur du bruit.

### III.2.2. Profil de sensibilité

En scanner hélicoïdal, le profil de sensibilité (SSP) est le résultat de la convolution du profil d'intensité obtenue en incrémental par une fonction de mouvement de table (Figure 53a). Pour une interpolation linéaire, cette fonction correspond à une fonction triangulaire ayant une base égale à l'avance de table  $d$  ( $180^\circ\text{LI}$ ) ou à deux fois l'avance de table  $2d$  ( $360^\circ\text{LI}$ ). Si  $d$  est nulle, la fonction de mouvement de table ne modifie pas la SSP. Pour mesurer la SSP en hélicoïdal, des fantômes de type « delta » sont utilisés, la concordance entre les mesures et les valeurs théoriques de la SSP en hélicoïdal a été montrée par Kalender et al. [8-10]

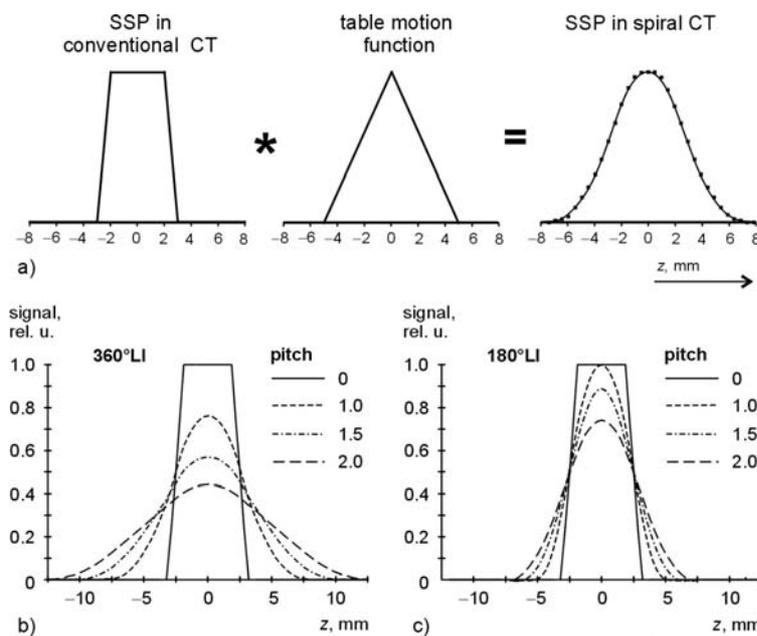


Figure 53 : Profil de sensibilité en scanner hélicoïdal ( avec une épaisseur de coupe nominale de 5 cm) [2].

- La SSP en hélicoïdal est le résultat de la convolution de la SSP obtenu en incrémental par une fonction de mouvement triangulaire.
- SSP calculé pour un algorithme d'interpolation LI  $360^\circ$  en fonction du pitch
- SSP calculé pour un algorithme d'interpolation LI  $180^\circ$  en fonction du pitch

### III.2.3. Résolution dans l'axe z

#### III.2.3.1. Influence de l'épaisseur de coupe et de l'incrément de reconstruction

La résolution en  $z$  dépend de l'épaisseur de coupe, puisque qu'un moyennage des valeurs d'atténuation des structures contenues dans la coupe est réalisé. La résolution en  $z$  va également dépendre de l'incrément de reconstruction (Figure 54). L'élargissement de la SSP (cf. III.2.2) est l'un des inconvénients liés à l'utilisation des scanners hélicoïdaux, mais la possibilité de superposer les images en jouant sur l'incrément de reconstruction est un gros avantage. Un examen réalisé à l'aide d'un scanner incrémental, permet d'obtenir un nombre d'images espacées d'une distance égale à l'épaisseur de coupe. Avec un scanner hélicoïdal, il est possible de choisir le nombre d'images souhaité que l'on veut reconstruire dans le volume exploré. Avec un scanner incrémental, le résultat de l'examen dépend de la position de départ de la série et de la position de la structure que l'on souhaite détecter. En effet, le contraste de la structure va dépendre de la position de celle-ci dans la coupe scannée. Avec un scanner hélicoïdal, on peut toujours obtenir le contraste maximum pour une structure, indépendamment de sa position

dans le volume exploré et de la position de départ de la série puisque les images peuvent être reconstruites en se superposant les unes aux autres de manière arbitraire (Figure 55 gauche). La différenciation de deux structures voisines dans la direction z présente la même problématique. En effet, la séparation de ces deux structures va dépendre de leur espacement, et de leur position dans le volume exploré. Dans le meilleur des cas, les deux structures apparaissent parfaitement dissociées avec leur contraste maximal et dans le pire des cas, elles apparaissent comme un objet continu avec un contraste deux fois plus faible (Figure 55 droite).

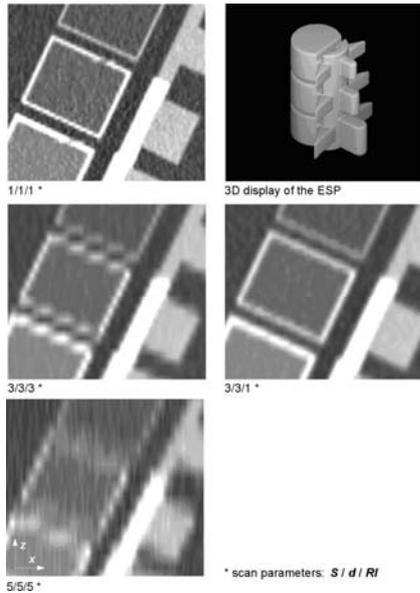


Figure 54 : L'utilisation d'un fantôme ESP permet d'évaluer la résolution spatiale dans l'axe z. L'influence de l'épaisseur (S) de coupe apparaît clairement dans la colonne de gauche. L'influence de l'incrément de reconstruction (RI) est démontré à la ligne 2 [11].

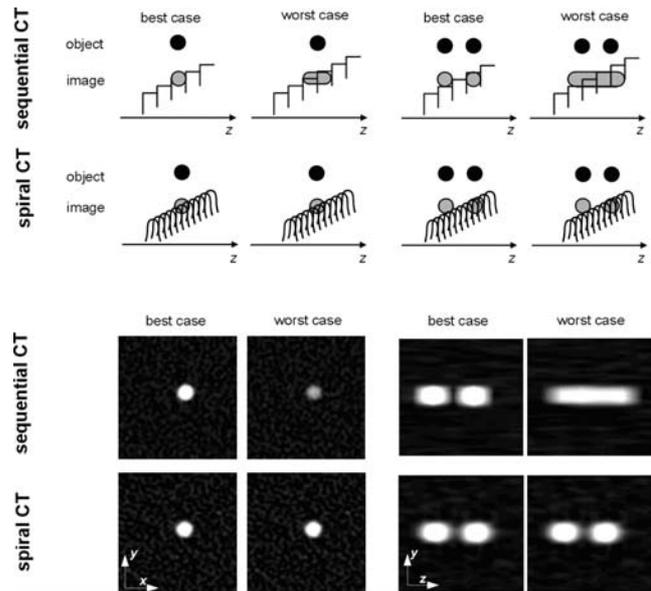


Figure 55 : Un scanner hélicoïdal permet d'obtenir une résolution spatiale et une résolution en contraste indépendantes de la position de la structure observée dans le volume étudié et de la position de départ de la série [9].

### III.2.3.2. Résolution spatiale isotrope

Contrairement aux scanners incrémentaux, les scanners hélicoïdaux (à partir de l'introduction des scanners 16 barrettes) permettent d'obtenir, avec les paramètres adaptés, une résolution isotrope. Des données isotropes correspondent à des voxels ayant la même taille dans les trois directions de l'espace (Figure 56). Pour obtenir ce genre de voxels, une haute résolution selon l'axe z est nécessaire, c'est-à-dire des coupes très fines, la reconstruction de plusieurs images par coupe et l'utilisation de l'algorithme LI 180°.

Pour reconstruire une image avec un scanner hélicoïdal, il est nécessaire de définir deux jeux de paramètres indépendants :

- Les paramètres de la reconstruction tel que le filtre de convolution, le facteur de zoom, le centre du champ de vue (Field of View, FOV) ;
- Le type d'interpolation en z, l'épaisseur de coupe, l'incrément de reconstruction.

Le premier jeu de paramètres influence les caractéristiques de l'image dans le plan (x-y) et le second influence la qualité de l'image 3D, notamment selon l'axe z.

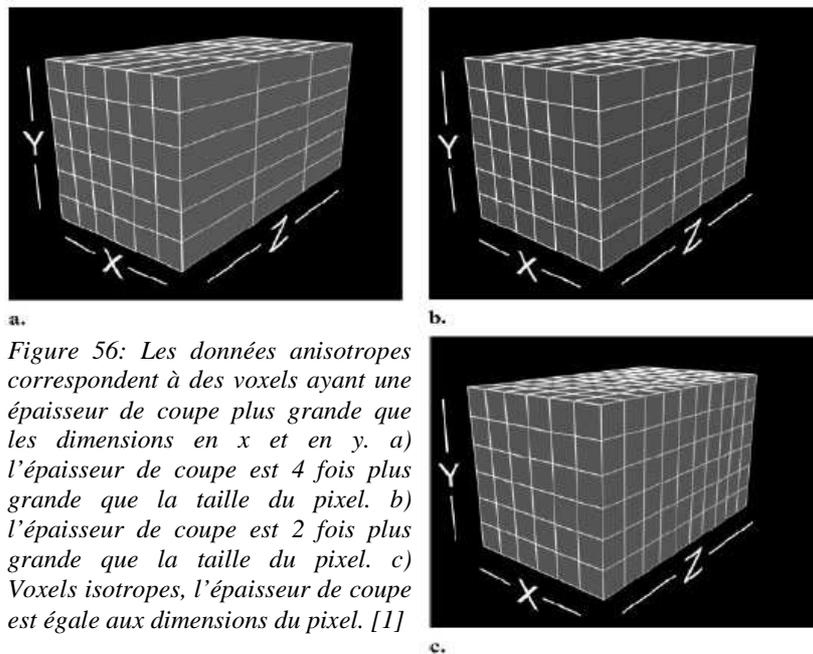


Figure 56: Les données anisotropes correspondent à des voxels ayant une épaisseur de coupe plus grande que les dimensions en x et en y. a) l'épaisseur de coupe est 4 fois plus grande que la taille du pixel. b) l'épaisseur de coupe est 2 fois plus grande que la taille du pixel. c) Voxels isotropes, l'épaisseur de coupe est égale aux dimensions du pixel. [1]

### III.3. Interdépendance du bruit, de la dose et de la résolution

Pour évaluer les performances globales d'un système, il est nécessaire de comprendre l'interdépendance des paramètres de qualité d'image les plus importants : le bruit, la dose et la résolution. La relation entre le bruit  $\sigma^2$  et la dose  $D$  est généralement exprimée sous la forme simple :

$$\sigma \propto \sqrt{\frac{1}{D}} \quad (29)$$

Ce qui veut dire que le produit du bruit par la dose est constant pour un bon système [12]. Étant donné que le bruit et la dose doivent être, de préférence, les plus faibles possibles, le système

permettant d'avoir un produit  $\sigma^2 \cdot D$  le plus faible possible sera le meilleur. La relation entre le bruit et la résolution est donnée, dans la cas d'une image 2D, par :

$$\sigma \propto \frac{1}{\Delta\xi^3} \quad (30) \text{ où } \Delta\xi \text{ représente la taille du pixel}$$

Pour une image 3D isotrope, comme l'épaisseur de coupe est égale à la taille du pixel, cette relation devient :

$$\sigma^2 \propto \frac{1}{\Delta\xi^4} \quad (31)$$

Étant donné que la résolution spatiale et la dose doivent être, de préférence, les plus faibles possibles, le système permettant d'avoir un produit  $\sigma^2 \cdot \Delta\xi^4$  le plus faible possible sera le meilleur. Une autre relation entre le bruit  $\sigma^2$  et la dose  $D$ , dépendante de l'épaisseur de coupe  $S$  et/ ou de la taille du voxel, est la suivante :

$$\sigma^2 \propto \frac{1}{d^4 \times D} \quad (32)$$

Cette relation est valable pour des acquisitions isotropes. Dans le cas contraire,  $d^2$  doit être remplacé par  $d \cdot S$ .

#### III.4. Références

1. Dalrymple NC, Prasad SR, El-Merhi FM, Chintapalli KN. Price of isotropy in multidetector CT. *Radiographics* 2007; 27:49-62.
2. Kalender WA. *Computed Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. Erlangen: Publicis Corporate Publishing, 2005.
3. Rossmann K. Image quality. *Radiol Clin North Am* 1969; 7:419-433.
4. Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MA. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys* 1994; 21:133-140.
5. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992; 185:29-35.
6. Kalender WA. Principles and performance of spiral CT. In: Goldman W, Fowlkes JB, eds. *Medical CT and Ultrasound: Current Technology and Applications*. Madison, Wisconsin: Advanced Medical Publishing, 1995.
7. Cohen G, DiBianca FA. The use of contrast -- detail -- dose evaluation of image quality in a computed tomographic scanner. *J Comput Assist Tomogr* 1979; 3:189-195.
8. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; 176:181-183.
9. Kalender WA, Polacin A, Suss C. A comparison of conventional and spiral CT: an experimental study on the detection of spherical lesions. *J Comput Assist Tomogr* 1994; 18:167-176.
10. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991; 18:910-915.
11. Kalender WA, Felsenberg D, Genant HK, Fischer M, Dequeker J, Reeve J. The European Spine Phantom--a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur J Radiol* 1995; 20:83-92.
12. Brooks RA, Di Chiro G. Principles of computer assisted tomography (CAT) in radiographic and radioisotopic imaging. *Phys Med Biol* 1976; 21:689-732.

## **Chapitre IV: Artefacts**



## IV. Artefacts

En scanographie, le terme d'artefact est utilisé pour qualifier toute différence ou erreur entre les valeurs d'atténuation (dans l'image reconstruite) et le véritable coefficient d'atténuation de l'objet scanné [3, 5, 6]. Les images CT sont plus propices à contenir des artefacts que les images radiographiques standard puisqu'elles sont reconstruites à partir d'informations recueillies par des millions de capteurs indépendants les uns des autres. La technique de reconstruction étant basée sur le fait que les détecteurs donnent des valeurs cohérentes, la moindre incohérence se répercute directement sur l'image reconstruite. Les types d'artefacts pouvant apparaître sur l'image sont les suivants :

- Les raies ou stries (*streaking*) qui peuvent être dues, par exemple, à des incohérences d'un seul détecteur.
- Les zones d'ombre (*shading*) qui peuvent résulter d'un groupe de canaux qui dévient graduellement de la véritable valeur mesurée.
- Les anneaux (*rings*) qui sont dus à des erreurs dans la calibration d'un détecteur.
- Les distorsions, qui sont dues à la reconstruction hélicoïdale.

Il est possible de grouper les origines de ces artefacts en quatre catégories :

- Les artefacts liés à la physique, qui résultent des processus physiques intervenant dans l'acquisition scanographique.
- Les artefacts imputables aux patients, qui sont causés par le mouvement volontaire ou involontaire du patient ou à la présence d'implants métalliques.
- Les artefacts liés à la technique de reconstruction.
- Les artefacts propres aux scanners hélicoïdaux et volumiques.

Dans cette partie, les différents types d'artefacts de chacune de ces catégories seront décrits selon le mécanisme avec lequel ils apparaissent, ainsi que les méthodes utilisées par les constructeurs pour les supprimer et les techniques pour les éviter.

### IV.1. Artefacts liés à la physique

#### IV.1.1. Durcissement du faisceau (beam hardening)

Un faisceau de RX est composé de photons possédant chacun un certain niveau d'énergie. Quand le faisceau traverse un objet, il devient plus « dur », c'est-à-dire que son énergie augmente. En effet, les photons de faible énergie sont plus rapidement absorbés par le matériau rencontré que les photons de plus grande énergie (Figure 57). Après le passage du matériau, il ne reste alors que les photons d'énergie élevée.

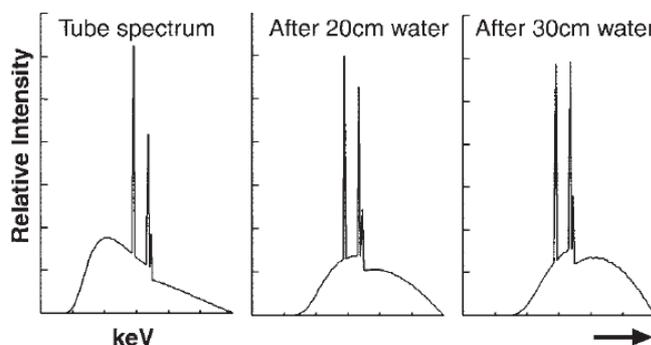


Figure 57 : Évolution du spectre du faisceau de RX en fonction de la longueur d'eau rencontrée. L'énergie moyenne du faisceau augmente quand la longueur augmente [3].

Deux types d'artefacts peuvent résulter de cet effet : les artefacts de courbures et l'apparition de bandes sombres ou de raies entre des objets denses de l'image [7-9].

#### IV.1.1.1. Artefacts de courbures :

Les RX passant à travers la portion médiane d'un fantôme cylindrique homogène sont davantage « durcis » que ceux traversant de manière plus périphérique puisque qu'ils rencontrent plus de matière. Comme le faisceau devient plus dur, la manière avec laquelle il est atténué diminue et le faisceau est plus intense qu'il ne devrait l'être (s'il n'avait pas été durci) lorsque qu'il atteint les détecteurs (Figure 59a). Le profil d'atténuation résultant diffère donc du profil théorique que l'on obtiendrait sans effet de durcissement du faisceau (Figure 58).

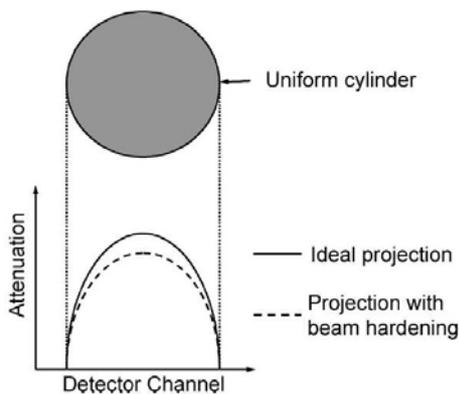


Figure 58 : Profils d'atténuation obtenus avec et sans effet de durcissement du faisceau pour un fantôme cylindrique homogène [3].

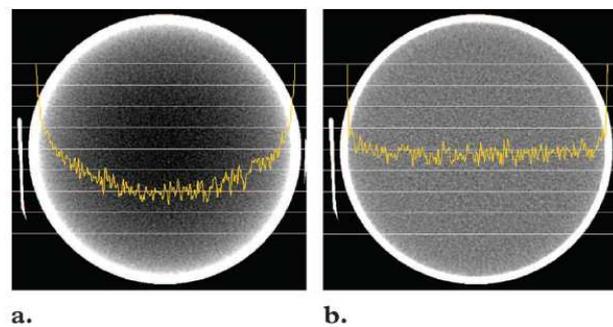


Figure 59 : Profil d'atténuation obtenu au centre du fantôme sans calibration de l'effet de durcissement du faisceau (a) et avec correction (b) [3].

#### IV.1.1.2. Raies et bandes sombres

Dans des sections scannées très hétérogènes, des bandes sombres ou des artefacts de stries peuvent apparaître sur l'image entre deux objets denses (Figure 60). Ils apparaissent car une partie du faisceau qui passe à travers un des objets pour une certaine position de tube est moins durci que quand il passe à travers les deux objets à la fois pour une autre position du tube.

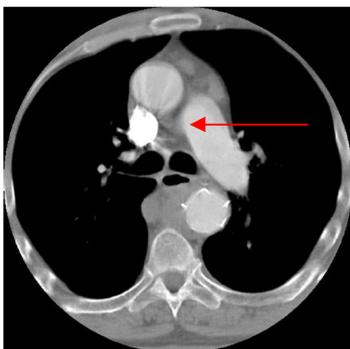


Figure 60 : Image CT présentant des artefacts de raies dus à l'effet de durcissement du faisceau [3].

#### IV.1.1.3. Minimisation de l'effet de durcissement du faisceau

Les constructeurs minimisent l'effet de durcissement du faisceau en utilisant des filtres, des calibrations, et des logiciels de correction de durcissement du faisceau. Pour la filtration, une pièce plate en métal permet de « pré-durcir » le faisceau en filtrant les photons de basse énergie avant qu'ils ne traversent le patient. Pour la calibration, les constructeurs utilisent des fantômes de diamètres différents. Cela permet aux détecteurs d'être calibrés afin de compenser l'effet de durcissement du faisceau pour différentes parties du corps du patient. La figure 59b montre le résultat d'une telle calibration. Néanmoins, le corps humain ne pouvant en réalité être assimilé à un ensemble de

cylindres homogènes, il existe une erreur résiduelle avec cette technique. Des logiciels de correction sont également disponibles pour réduire l'apparition des bandes sombres dans des sections hétérogènes.

#### IV.1.2. Effet de volume partiel

Ces artefacts sont un problème différent du moyennage volumique partiel (également appelé par abus de langage effet de volume partiel) qui mène à des valeurs d'atténuations aux RX représentant la valeur moyenne des matériaux présents dans un voxel [10-12]. Un artefact de volume partiel peut apparaître quand un objet dense est placé de telle manière qu'il est vu par les détecteurs lorsque ceux-ci sont orientés selon un angle  $\alpha$  et ne peut pas être vu lorsque les détecteurs sont orientés selon l'angle  $(\alpha+180^\circ)$  (Figure 61a). L'incohérence entre les deux vues est la cause des zones d'ombres et du flou apparaissant sur l'image (Figure 61b). Les artefacts de volume partiel peuvent être évités en utilisant des coupes fines. Cela est particulièrement nécessaire quand l'anatomie change rapidement dans la direction z.

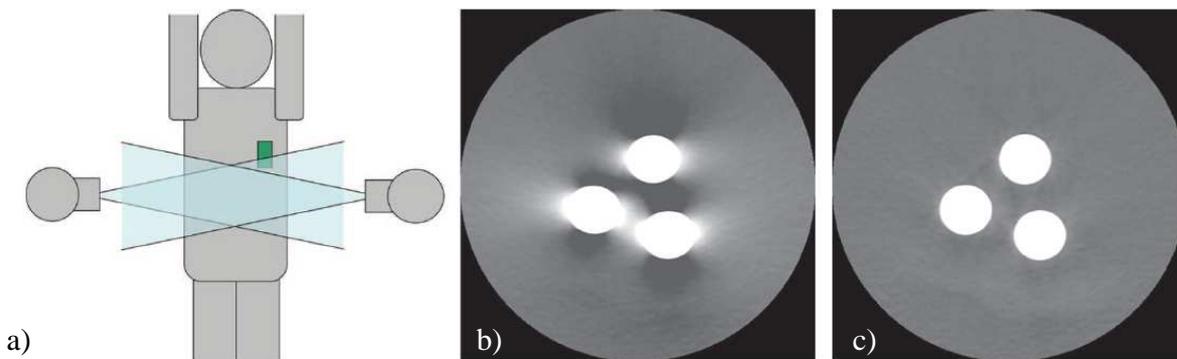


Figure 61 : (a) Les artefacts de volume partiel apparaissent quand un objet n'est pas détecté de la même manière pour deux positions de faisceau opposées. (b) Image d'un fantôme contenant 3 billes en acrylique de 12 mm de diamètre placé de telle manière par rapport au tube qu'il soit sujet à des artefacts de volume partiel. (c) Même fantôme placé de telle manière par rapport au tube qu'il ne soit pas sujet à des artefacts de volume partiel [3].

#### IV.1.3. Moyennage volumique partiel

Le nombre CT dans chaque pixel est proportionnel à la moyenne des coefficients d'atténuation  $\mu$  des tissus présents dans le voxel correspondant. Pour un voxel contenant un

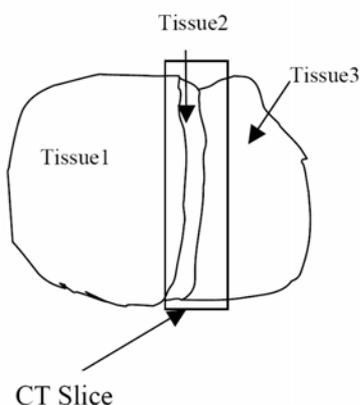


Figure 62 : Coupe CT contenant 3 types de tissus différents.

seul tissu d'atténuation  $\mu$ , le nombre CT est représentatif de ce tissu. Quand un voxel contient plusieurs types de tissus différents,  $\mu$  n'est pas représentatif de chaque tissu mais de la moyenne pondérée des  $\mu$  correspondants (Figure 62). Le nombre CT résultant n'est pas caractéristique des tissus scannés. Le moyennage volumique partiel est toujours présent en imagerie et ne peut jamais être entièrement éliminé [13, 14]. Néanmoins, il existe plusieurs approches visant à le minimiser. Santiago et al. [15] et Westin et al. [16] ont proposé des solutions basées respectivement sur la segmentation et sur un ré-échantillonnage. Une autre méthode simple permettant de minimiser cet effet est l'emploi d'une épaisseur de coupe la plus faible possible.

#### IV.1.4. Insuffisance de photons

##### IV.1.4.1. Définition

Une source possible d'artefacts de raies est l'insuffisance de photons qui peut intervenir dans des zones de fortes atténuations (Figure 63). En effet, quand le faisceau de RX traverse



Figure 63 : Image CT d'un fantôme d'épaule présentant des artefacts de raies causés par l'absence de photons [3].

horizontalement le patient (axe x), l'atténuation est la plus importante (car la longueur rencontrée est la plus grande). De ce fait un nombre insuffisant de photons arrivent aux détecteurs. Il en résulte des projections bruitées pour cet angle. Le processus de reconstruction va amplifier ce bruit et va mener à la présence de stries horizontales sur l'image [3] (Figure 63). Pour le même temps d'acquisition, si l'intensité du tube est augmentée, le problème de l'insuffisance des photons sera le même et le patient recevra une dose plus importante et non justifiée.

C'est pourquoi les constructeurs ont mis en place des techniques pour tenter de minimiser ce problème d'insuffisance de photons.

##### IV.1.4.2. Modulation automatique de l'intensité du tube à RX

Sur certains scanners, l'intensité du tube varie automatiquement durant la rotation du tube autour du patient. Ce processus est appelé « modulation des milliampérages ». Cela permet d'augmenter le nombre de photons quand le tube passe au niveau des zones plus larges du patient. Cette modulation permet de ne pas augmenter excessivement la dose, vu que les milliampères (mA) diminuent quand le tube est au niveau des zones plus étroites (Figure 64).

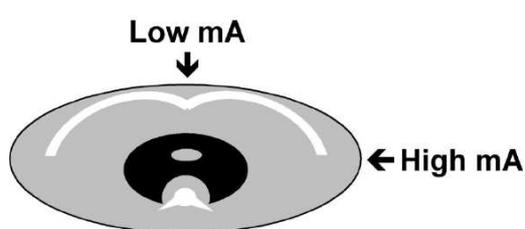
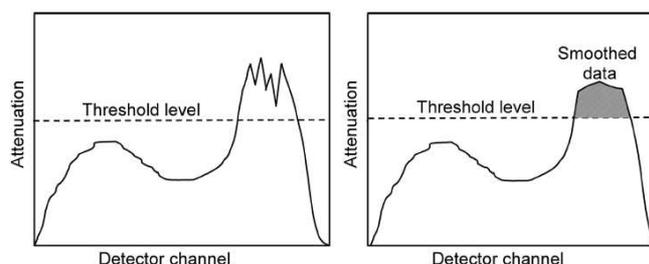


Figure 64 : Modulation de l'intensité du tube à RX, en fonction de la position du tube [3].



a. Figure 65 : Profil d'atténuation d'une zone à forte densité, avant (a) et après (b) filtration permettant de minimiser les artefacts de raies [3].

##### IV.1.4.3. Filtration adaptative

Certains constructeurs optent pour une filtration adaptative pour réduire les artefacts de raies dû à l'insuffisance de photons. Il s'agit d'un lissage du profil d'atténuation au niveau des zones de forte densité, ce lissage est réalisé avant la reconstruction (Figure 65).

#### IV.1.5. Sous-échantillonnage

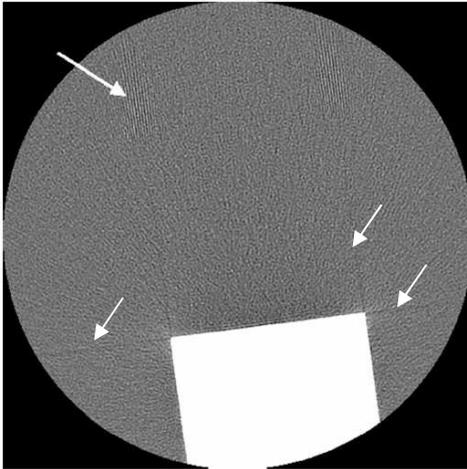


Figure 66 : Image CT d'un bloc de Téflon placé dans un fantôme d'eau. L'aliasing est dû à un sous-échantillonnage du contour du bloc [3].

Le nombre de projections utilisé pour la reconstruction est un des facteurs déterminants de la qualité d'image. On parle de sous-échantillonnage quand l'intervalle entre deux projections est trop important, il en résulte alors une perte d'information sur les contours et sur les petits objets [3, 17]. Sur l'image, le sous-échantillonnage peut se traduire par l'apparition de fines bandes (phénomènes d'*aliasing*) (Figure 66).

L'*aliasing* peut être minimisé en acquérant le plus grand nombre possible de projections par rotation. Sur certains scanners, le nombre de projections par rotation est lié à la vitesse de rotation du tube. L'*aliasing* peut également être réduit en utilisant des techniques de haute résolution comme le foyer flottant qui permet d'augmenter l'échantillonnage dans une projection.

### IV.2. Artefacts imputables aux patients

#### IV.2.1. Implants métalliques

##### IV.2.1.1. Définition

Les artefacts métalliques sont causés par la présence d'objets très denses (la plupart du temps en métal) dans le volume (Figure 67a). Ils apparaissent sur l'image sous la forme d'artefacts de raies. La raison principale de ces raies est que les objets métalliques ont une atténuation très supérieure à l'atténuation maximale pouvant être imagée par le système. En effet, les échelles de valeurs des scanners les plus anciens avaient une valeur d'atténuation aux RX maximale égale à 1000 HU, ce qui correspond à la valeur d'un os cortical, c'est-à-dire la structure la plus dense du corps humain. La valeur d'atténuation des implants métalliques étant supérieure à cette valeur, le système ne pouvait leur assigner une valeur correspondante [18].

##### IV.2.1.2. Prévention et correction

Afin d'éviter l'apparition de tels artefacts, il est demandé aux patients de se séparer, avant l'examen, de tous leurs objets métalliques (bijoux, montre, ceinture...). Pour compenser la présence d'implants métalliques (plomb dentaire, broches, prothèses...), une des solutions retenues par les constructeurs a été tout simplement d'augmenter la valeur maximale de l'échelle d'atténuation. Actuellement, l'échelle des valeurs d'atténuation aux RX permet d'imager des objets ayant une atténuation égale à 4000 HU. Une autre option est l'utilisation d'une angulation du tube à RX permettant d'exclure ces inserts métalliques des organes proches. Quand il est impossible de scanner une région d'intérêt en excluant les objets métalliques, un kilovoltage plus élevé peut être utilisé ou une épaisseur de coupe plus faible permet de réduire la contribution due à l'effet de volume partiel.

Les artefacts de raies dus à la présence d'implants métalliques peuvent être réduits en utilisant des logiciels de correction. Les constructeurs utilisent des techniques d'interpolation pour remplacer les valeurs n'apparaissant pas dans le profil d'atténuation suite à un dépassement de la valeur limite (Figure 67b). Des algorithmes de correction de durcissement de faisceau peuvent également être utilisés pour minimiser les artefacts additionnels dus au durcissement du faisceau.

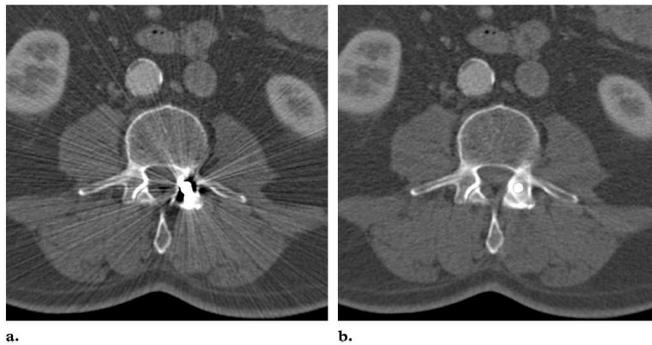


Figure 67 : Images CT d'un patient avec un implant métallique placé dans la colonne vertébrale, reconstruites sans correction (a) et avec réduction des artefacts métalliques (b) [3].

## IV.2.2. Mouvement du patient

### IV.2.2.1. Définition

Le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient peut conduire à des artefacts de raies, à du flou ou à des zones d'ombre dans l'image reconstruite (Figure 68). Ces artefacts résultent de l'incapacité des algorithmes de reconstruction à résoudre le problème de l'inconstance de l'atténuation au cours de l'acquisition. En effet, s'il n'y a pas de mouvement du patient, chaque voxel obtenu correspond à une partie du volume exploré à un temps  $t$ . En revanche, si le volume exploré bouge durant l'acquisition, un voxel ne correspondra plus à une seule partie du volume à l'instant  $t$ , mais à une moyenne de plusieurs parties du volume [19-24]. La sensibilité de l'image au mouvement dépend de l'axe du mouvement.

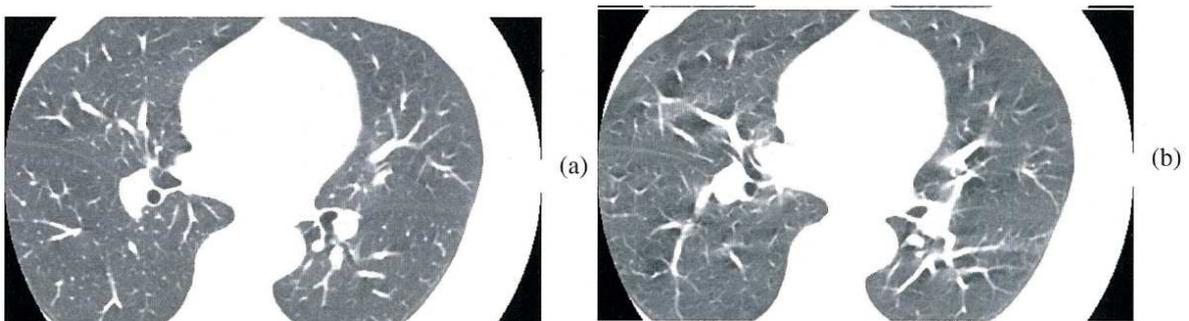


Figure 68 : Images CT de poumons obtenues durant une apnée (a) et durant une respiration libre (b) [1]

### IV.2.2.2. Prévention et Correction

Il existe plusieurs techniques permettant de minimiser l'impact du mouvement sur la qualité de l'image. Le patient peut être immobilisé ou sédaté, une apnée peut être réalisée par le patient. Réaliser l'acquisition le plus rapidement possible afin de s'affranchir au mieux du mouvement est une des options. Alfid et al. [19] ont démontré que pour réduire les artefacts cardiaques (issus des contractions cardiaques cf. V.1.2), l'acquisition devait être réalisée en moins de 50 ms, ce qui est actuellement impossible puisque les scanners les plus récents ont un

temps de rotation du tube égal à 0,33 s soit 330 ms. Une autre approche permettant de s'affranchir de l'influence du mouvement sur l'image est le *gating*, qu'il soit respiratoire [25, 26], cardiaque [27-31] ou les deux (cf. V.3). Certaines études ont également tenté de réduire les artefacts de mouvement en corrigeant les images [25, 32-35] ou en travaillant directement dans le sinogramme [22].

#### IV.2.3. Projections incomplètes

Si une portion du patient est située en dehors du champ de vue (FOV) du scanner, les informations relatives à cette portion et récoltées par le système seront incomplètes et des artefacts de raies ou des zones d'ombres peuvent, par conséquent, altérer l'image. Par exemple, la figure 69



Figure 69 : Image CT d'un patient dont le bras a été placé en dehors du champ de vue [1].

montre un patient scanné dont le bras est situé hors du champ de vue. Comme le bras est hors du champ de vue, il n'est pas présent sur l'image, mais sa présence dans certaines projections conduit à une dégradation de la qualité de l'image. Pour éviter les artefacts dus aux projections incomplètes, il est important de positionner correctement le patient, afin qu'aucune partie de son corps ne soit en dehors du champ de vue. Certains patients trop corpulents ne peuvent être scannés de manière convenable.

#### IV.3. Artefacts liés au système

Si, dans une couronne de détecteurs de scanner de troisième génération, un détecteur n'est pas calibré, il va donner une erreur constante à chaque position angulaire du tube (Figure 70). Il va en résulter un artefact en anneaux (Figure 71). Un scanner avec des détecteurs solides, où tous les détecteurs sont des entités indépendantes les unes des autres, est plus susceptible d'être soumis à des artefacts en anneaux qu'un scanner avec des détecteurs à gaz, où les détecteurs consistent en une seule chambre remplie de xénon et sous-divisée par des électrodes. Les artefacts en anneaux visibles dans l'air ou dans des fantômes peuvent ne pas être visibles sur des images cliniques si une large fenêtre est utilisée. Même s'ils sont visibles, ils sont rarement confondus avec des détails anatomiques. Néanmoins, ils peuvent affaiblir la qualité du diagnostic. Quand le détecteur central est affecté, une tache noire apparaît au milieu de l'image.

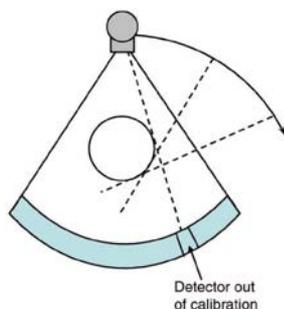


Figure 70 : Un artefact en anneaux apparaît lorsque l'un des détecteurs de la couronne n'est pas calibré.

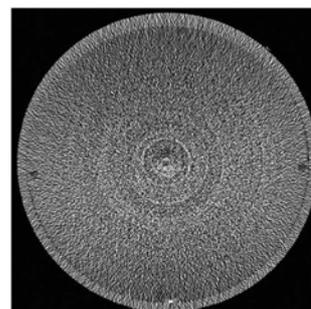


Figure 71 : Image CT d'un fantôme rempli d'eau présentant des artefacts en anneaux [3].

## IV.4. Les artefacts propres aux scanners hélicoïdaux et volumiques

### IV.4.1. Artefacts hélicoïdaux dans le plan axial

Les artefacts présentés précédemment peuvent être rencontrés en mode hélicoïdal, et en mode incrémental. Certains artefacts sont néanmoins spécifiques au mode hélicoïdal. Ils sont dus à l'interpolation hélicoïdale et au processus de reconstruction. Les artefacts apparaissent quand l'anatomie varie rapidement dans l'axe z. Plus le pitch est important, plus l'image sera dégradée. Par exemple, si on scanne un cône orienté dans l'axe z, les images CT axiales obtenues devraient être une succession de cercles parfaits. Or il apparaît qu'en réalité, on obtient des cercles déformés avec des contours flous (Figure 72), ce qui peut s'expliquer par l'utilisation de la fonction de pondération dans l'algorithme d'interpolation hélicoïdale. Pour certaines projections, l'image est influencée par des parties plus larges du cône situées devant le plan de coupe, pour d'autre, elle est plus influencée par des parties plus fines du cône situées derrière le plan de coupe. En clinique, les artefacts hélicoïdaux peuvent facilement être interprétés à tort comme des pathologies (Figure 73).

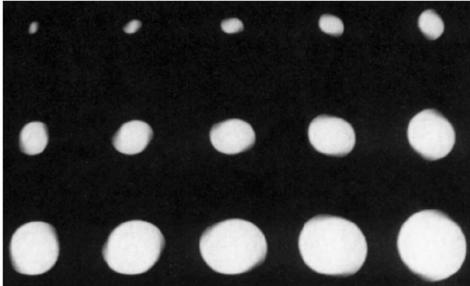


Figure 72 : Images CT axiales consécutives d'un cône orienté selon l'axe z [4].

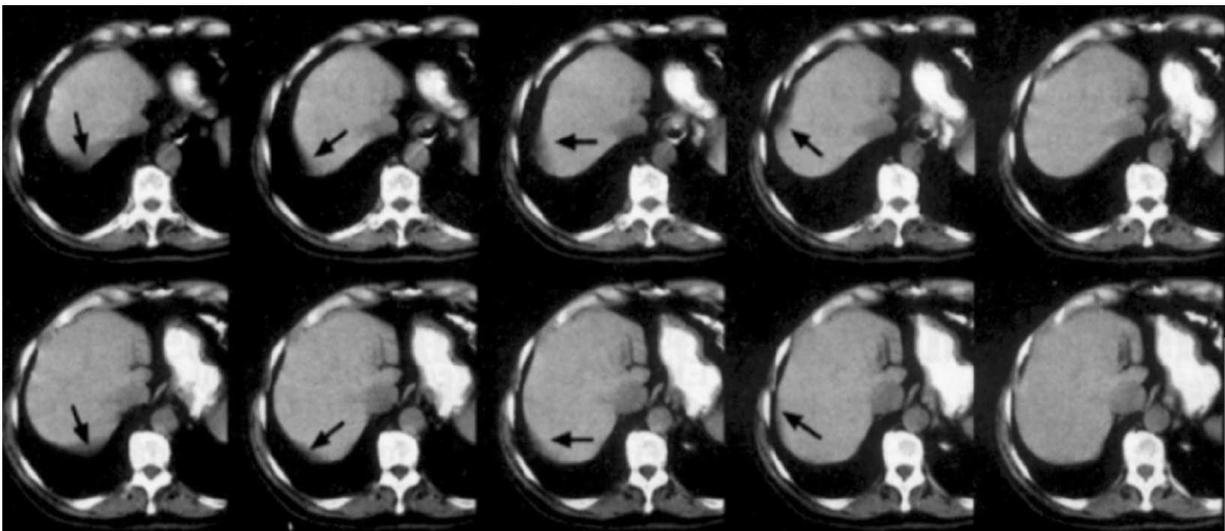


Figure 73 : Série d'images CT d'un examen de foie. La présence d'artefacts hélicoïdaux peut conduire à une mauvaise interprétation des images en masquant ou en imitant un détail anatomique important. [4].

Pour minimiser ces artefacts, il est nécessaire de réduire les effets de la variation selon l'axe z, ce qui implique l'utilisation d'un pitch faible, d'une faible épaisseur de coupe et d'une interpolation 180° plutôt qu'une interpolation 360°. Parfois il est même préférable d'utiliser un mode incrémental qu'un mode hélicoïdal pour faire les images (notamment en neuroradiologie).

IV.4.2. Artefacts volumiques

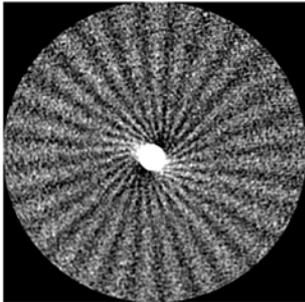


Figure 74 : Image CT d'une sphère en acrylique présentant des artefacts en moulin à vent [2].

Le processus d'interpolation hélicoïdale induit une distorsion des images axiales plus complexes avec des scanners multibarrettes qu'avec des scanners monobarrettes. Les artefacts en « moulin à vent » (*Windmill artifacts*) sont dus au fait que plusieurs rangées de détecteurs coupent le plan de reconstruction durant chaque rotation (Figure 74). Plus le pitch va augmenter, plus le nombre de rangées de détecteurs coupant le plan va augmenter, et plus le nombre « d'ailes » du moulin à vent va augmenter. Des filtres peuvent être utilisés pour minimiser ces artefacts [2].

IV.4.3. Effet de cône (*cone beam effect*)

Comme le nombre de sections acquises pendant une rotation augmente, une collimation plus large est requise et le faisceau de RX devient conique (Figure 75).

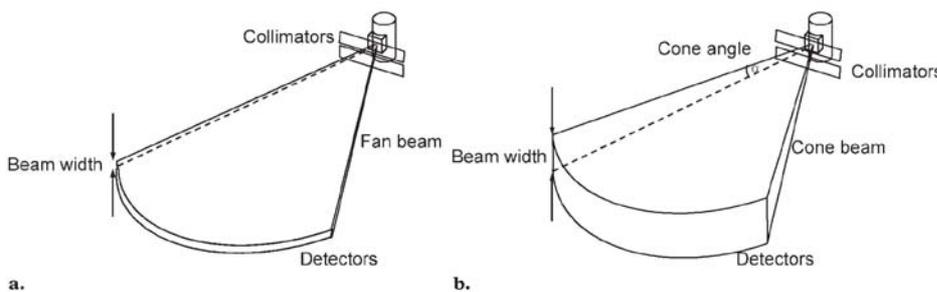


Figure 75 : (a) Acquisition monobarrette (géométrie en éventail). (b) acquisition multibarrettes (géométrie en cône) [1].

La figure 76a montre une vue du faisceau de RX et des détecteurs selon l'axe z. Comme le tube et les détecteurs tournent autour du patient, les données collectées par chaque détecteur correspondent au volume contenu dans deux cônes, à la place d'un plan idéal. Ceci entraîne des artefacts similaires à ceux causés par l'effet de volume partiel. Ces artefacts sont plus prononcés pour des détecteurs périphériques que pour des détecteurs plus centraux ou les données correspondent plus à un plan (Figure 76b, 76c) [36-39].

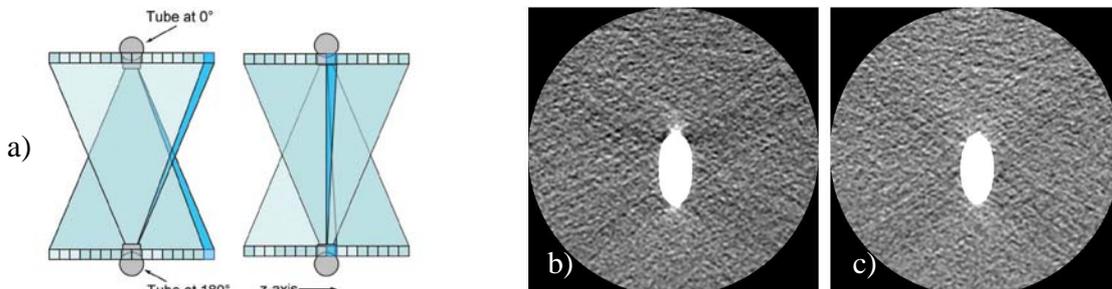


Figure 76 : (a) Volume de données collectées par un détecteur périphérique (gauche) et par un détecteur central (droite) d'un scanner 16 barrettes. Les images CT collectées avec un détecteur périphérique (a) et avec un détecteur central (b) montrent des artefacts de cône autour d'une bille de téflon.[3].

Plus le nombre de barrettes augmente, plus la base du faisceau conique sera grande et plus les effets de faisceau conique se feront ressentir. Des algorithmes de correction de cet effet sont mis en place par les constructeurs (Figure 77).

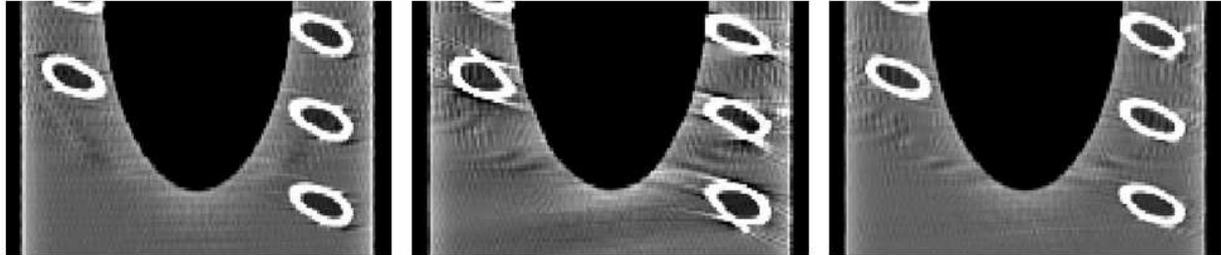


Figure 77 : Images CT d'un fantôme obtenues avec un scanner 4 barrettes et une reconstruction standard (a), avec un scanner 16 barrettes et une reconstruction standard (b), et avec un scanner 16 barrettes et un algorithme de reconstruction tenant compte de l'effet de cône [3].

#### IV.4.4. Reconstruction multiplan et tridimensionnelle

##### IV.4.4.1. Artefacts en escalier

Les artefacts en escalier apparaissent au niveau du contour des structures sur des images multiplanaires et/ou 3D, quand l'épaisseur de coupe est trop large ou quand les intervalles de reconstruction ne se superposent pas [40, 41]. En mode hélicoïdal, ils sont moins importants car il est possible de superposer les coupes sans augmenter la dose reçue par le patient (contrairement au mode incrémental) (Figure 78).

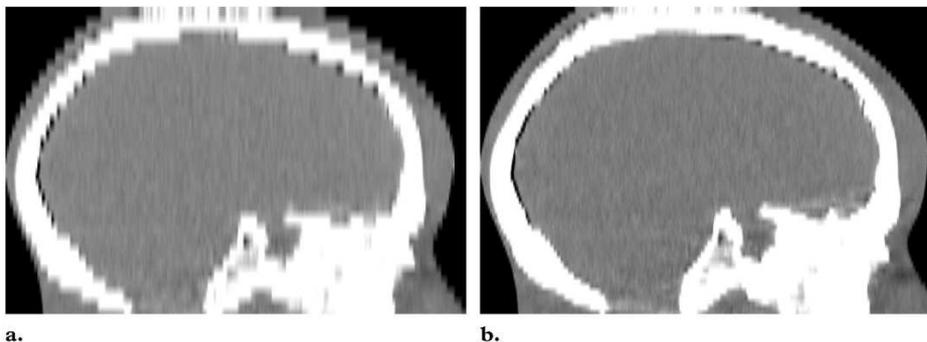


Figure 78 : Images CT sagittales reconstruites à partir d'images axiales (a) collimation 5mm, incrément de reconstruction 5 mm (b) collimation 5mm, incrément de reconstruction 2,5 mm [3].

##### IV.4.4.2. Artefacts zèbres

De faibles bandes peuvent apparaître sur des images multiplanaires ou volumiques reconstruites à partir de données hélicoïdales (Figure 79). Ces artefacts sont dus au fait que le processus d'interpolation hélicoïdale ne donne pas un niveau de bruit homogène le long de l'axe z.

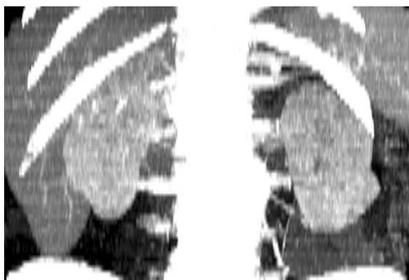


Figure 79 : Image CT, reconstruction MIP (maximum intensity projection) obtenue en mode hélicoïdal, montrant des artefacts zèbres [3].

## IV.5. Références

1. Hsieh J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*: SPIE Press, 2003.
2. Utrup SJ, Brown KM. Quantification and Elimination of Windmill Artifacts in Multi Slice CT. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008*; 6913.
3. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics 2004*; 24:1679-1691.
4. Wilting JE, Timmer J. Artefacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. *Eur Radiol 1999*; 9:316-322.
5. Hsieh J. Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise. *Med Phys 1998*; 25:2139-2147.
6. Zerfowski D. Motion Artifact Compensation in CT. In: *SPIE Medical Imaging, 1998*; 416-424.
7. Weidenmaier W, Christ G. [The effect of beam hardening on CT values]. *Rofo 1985*; 143:697-701.
8. Rao PS, Alfidi RJ. The environmental density artifact: a beam-hardening effect in computed tomography. *Radiology 1981*; 141:223-227.
9. Hsieh J, Molthen RC, Dawson CA, Johnson RH. An iterative approach to the beam hardening correction in cone beam CT. *Med Phys 2000*; 27:23-29.
10. Dehmshki J, Ye X, Amin H, Abaei M, Lin X, Qanadli SD. Volumetric quantification of atherosclerotic plaque in CT considering partial volume effect. *IEEE Trans Med Imaging 2007*; 26:273-282.
11. Shiraishi J, Tsuda K, Inoue Y, Onoyama Y. Measurement of CT section thickness by using the partial volume effect. *Radiology 1992*; 184:870-872.
12. Schultz E, Felix R. [Phantom measurements of spatial resolution and the partial-volume-effect in computer tomography (author's transl)]. *Rofo 1978*; 129:673-678.
13. Chakeres DW. Clinical significance of partial volume averaging of the temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol 1984*; 5:297-302.
14. Plewes DB, Dean PB. The influence of partial volume averaging on sphere detectability in computed tomography. *Phys Med Biol 1981*; 26:913-919.
15. Santago P, Gage HD. Quantification of MR brain images by mixture density and partial volume modeling. *IEEE Trans Med Imaging 1993*; 12:566-574.
16. Westin CF, Richolt J, Moharir V, Kikinis R. Affine adaptive filtering of CT data. *Med Image Anal 2000*; 4:161-177.
17. Van Hoe L, Haven F, Bellon E, Baert AL, Bosmans H, Feron M, Suetens P, Marchal G. Factors influencing the accuracy of volume measurements in spiral CT: a phantom study. *J Comput Assist Tomogr 1997*; 21:332-338.
18. Zhang Y, Zhang L, Zhu XR, Lee AK, Chambers M, Dong L. Reducing metal artifacts in cone-beam CT images by preprocessing projection data. *Int J Radiat Oncol Biol Phys 2007*; 67:924-932.
19. Alfidi RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR. The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol 1976*; 127:11-15.
20. Chen GT, Kung JH, Beaudette KP. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol 2004*; 14:19-26.
21. McCollough CH, Bruesewitz MR, Daly TR, Zink FE. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics 2000*; 20:1675-1681.
22. Lu W, Mackie TR. Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space. *Phys Med Biol 2002*; 47:1267-1284.
23. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology 1992*; 185:37-42.
24. Greuter MJ, Dorgelo J, Tukker WG, Oudkerk M. Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit. *Eur Radiol 2005*; 15:995-1007.
25. Crawford CR, King KF, Ritchie CJ, Godwin JD. Respiratory compensation in projecting imaging using a magnification and displacement model. In: *IEEE Trans. Med. Imaging, 1996*; 327-332.
26. Ritchie CJ, Hsieh J, Gard MF, Godwin JD, Kim Y, Crawford CR. Predictive respiratory gating: a new method to reduce motion artifacts on CT scans. *Radiology 1994*; 190:847-852.

27. Ohnesorge BM. Multislice CT in Cardiac Imaging: Technical Principles, Clinical Applications and Future Developments. Berlin: Springer-Verlag, 2002.
28. Lu B, Mao SS, Zhuang N, Bakhsheshi H, Yamamoto H, Takasu J, Liu SC, Budoff MJ. Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol* 2001; 36:250-256.
29. Kachelriess M, Kalender WA. Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. *Med Phys* 1998; 25:2417-2431.
30. Hong C, Becker CR, Huber A, Schoepf UJ, Ohnesorge B, Knez A, Bruning R, Reiser MF. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology* 2001; 220:712-717.
31. Flohr T, Ohnesorge B, Bruder H, Stierstorfer K, Simon J, Suess C, Schaller S. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. *Med Phys* 2003; 30:2650-2662.
32. Flohr TG, Stierstorfer K, Ulzheimer S, Bruder H, Primak AN, McCollough CH. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 2005; 32:2536-2547.
33. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Polacin A, Schaller S. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys* 2003; 30:832-845.
34. Roux S, Desbat L, Koenig A, Grangeat P. Exact reconstruction in 2D dynamic CT: compensation of time-dependent affine deformations. *Phys Med Biol* 2004; 49:2169-2182.
35. Sun H, Qiu S, Lou S, Liu J, Li C, Jiang G. A correction method for nonlinear artifacts in CT imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004; 2:1290-1293.
36. Gomi T, Koshida K, Miyati T. Development of a cone angle weighted three-dimensional image reconstruction algorithm to reduce cone-beam artefacts. *Dentomaxillofac Radiol* 2006; 35:398-406.
37. Hein I, Taguchi K, Silver MD, Kazama M, Mori I. Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT. *Med Phys* 2003; 30:3233-3242.
38. Chen L, Liang Y, Heuscher DJ. General surface reconstruction for cone-beam multislice spiral computed tomography. *Med Phys* 2003; 30:2804-2821.
39. Endo M, Tsunoo T, Nakamori N, Yoshida K. Effect of scattered radiation on image noise in cone beam CT. *Med Phys* 2001; 28:469-474.
40. Fleischmann D, Rubin GD, Paik DS, Yen SY, Hilfiker PR, Beaulieu CF, Napel S. Stair-step artifacts with single versus multiple detector-row helical CT. *Radiology* 2000; 216:185-196.
41. Wang G, Vannier MW. Stair-step artifacts in three-dimensional helical CT: an experimental study. *Radiology* 1994; 191:79-83.

## **Chapitre V: Problématique des organes en mouvement**



## V. Problématique des organes en mouvement

### V.1. Mouvement physiologique des organes

Les organes situés dans le thorax et dans l'abdomen sont soumis à un mouvement. Ce mouvement est dû à la respiration (dans le cas du foie, des reins, de la rate, du cœur, ...) et/ou aux contractions cardiaques (cœur, foie...).

#### V.1.1. Mécanique respiratoire

##### V.1.1.1. Anatomie

Le diaphragme est une cloison musculo-aponévrotique qui joue un double rôle : il sépare la cavité thoracique de la cavité abdominale et il est l'élément essentiel de la dynamique respiratoire. C'est un muscle large et mince formé d'une portion verticale, vertébro-lombaire (appelée piliers) et d'une portion horizontale, sterno-chondro-costale, globalement composée de deux coupoles dont la projection, en expiration forcée, est située au niveau du quatrième

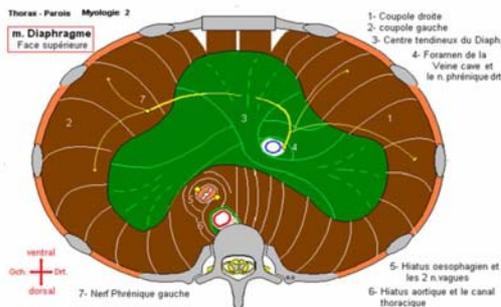


Figure 80 : Vues axiale du diaphragme (Source [www.anatomie-humaine.com](http://www.anatomie-humaine.com))

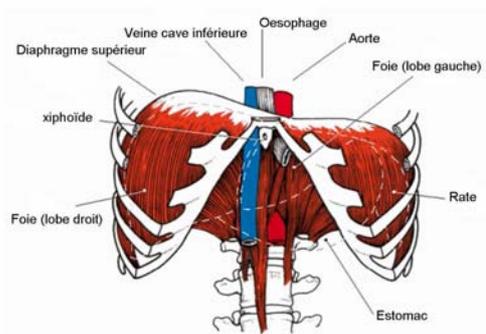


Figure 81 : Vues 1 frontale du diaphragme (Source [www.anatomie-humaine.com](http://www.anatomie-humaine.com))

espace intercostal pour la coupole droite et au niveau du cinquième espace intercostal pour la coupole gauche. Le diaphragme est un ensemble de muscles digastriques dont les tendons intermédiaires sont réunis sur un centre tendineux unique que l'on appelle le centre phrénique. La partie musculaire périphérique prend ses insertions sur le squelette de la cage thoracique, en ventral et latéral, et sur le rachis lombaire en dorsal. On distingue donc à cet ensemble musculaire, situé en périphérie, une partie lombale (lombaire), une partie costale et une partie sternale. Le contingent sterno-costal-crâniocaudal oblique s'insère sur la xiphoïde et sur la partie interne des cartilages costaux, du septième au douzième. Le contingent vertébral vertical s'insère sur les piliers et les arcs aponévrotiques. La forme normale du diaphragme humain au repos est celle d'un cylindroïde elliptique surmonté par un dôme. La portion cylindrique du diaphragme s'applique à la partie interne de la cage thoracique et constitue la zone d'apposition. Elle peut varier dans son extension axiale (hauteur) lorsque le diaphragme se raccourcit pendant l'inspiration, tandis que le dôme non apposé change très peu de forme en raison de la résistance des viscères abdominaux et médiastinaux (Figure

80, Figure 81). Le cœur, le foie, l'estomac, les reins, la rate et tous les autres organes abdomino-thoraciques se meuvent avec le diaphragme au rythme de la respiration (Figure 82).

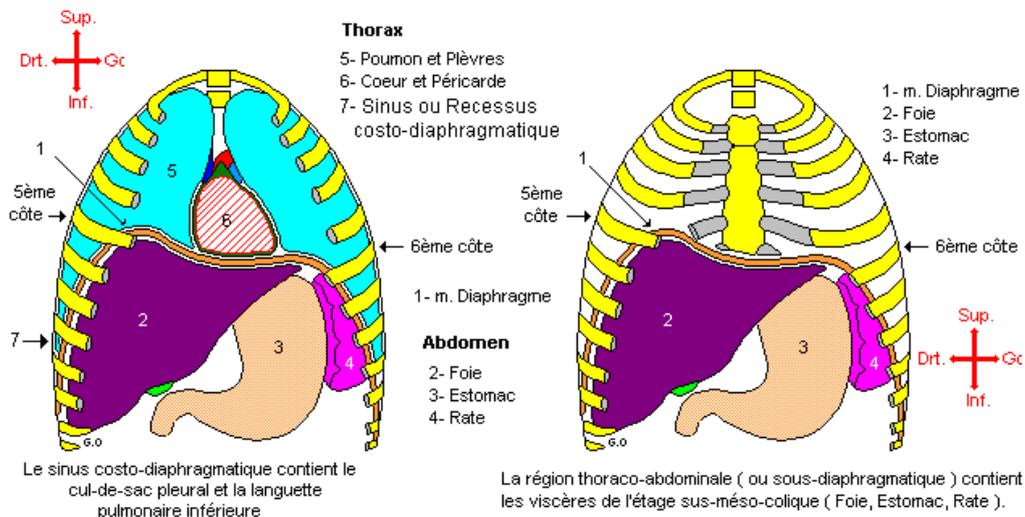


Figure 82 : Principaux organes placés dans les cavités thoracique et abdominale. (Source [www.anatomie-humaine.com](http://www.anatomie-humaine.com))

### V.1.1.2. Physiologie

Le cycle respiratoire peut être décomposé en deux phases : la phase d'inspiration (phénomène actif) et la phase d'expiration (phénomène passif). Le rythme respiratoire est environ de douze cycles par minute soit 0,20 cycle par seconde.

#### V.1.1.2.1. Processus d'inspiration

Le mécanisme d'inspiration se décompose en deux phases : la phase abdominale et la phase thoracique. La phase abdominale résulte d'un aplatissement des coupes, et d'un abaissement du centre phrénique, les points fixes étant les insertions sur la 10<sup>e</sup> côte. Elle a pour conséquence un appel d'air au niveau des poumons. Le mouvement étant dirigé vers le bas, les viscères abdominaux s'en trouvent comprimés. On observe alors un "gonflement du ventre", le muscle abdominal transverse jouant un rôle de contre appui. Lors de la phase thoracique, le centre phrénique devient le point fixe alors que les fibres continuent de se contracter en entraînant une élévation des côtes basses (les côtes basses étant à la base dirigées vers le bas, il suffit alors de les horizontaliser : c'est l'action du diaphragme). Cette élévation augmente le diamètre transversal et antéro-postérieur de la cage thoracique.

Lors de l'inspiration, le diaphragme descend donc par rapport à la colonne vertébrale, ce qui entraîne une augmentation des dimensions verticales de la cage thoracique. Par exemple, la course verticale au cours d'un volume courant de repos est de l'ordre de 1 à 1,7 cm [3]. Le diaphragme, en s'abaissant, comprime les viscères abdominaux qui opposent une résistance de plus en plus importante. Ils se comportent comme un point d'appui, entraînant un effet levier du diaphragme qui mène à une élévation des côtes.

Lors d'une inspiration dite « normale », le dôme diaphragmatique change peu de forme mais la hauteur de la zone d'apposition varie. En effet, au cours d'une inspiration de 1,2 L, cette hauteur diminue d'environ 2,2 cm chez un sujet normal tandis que les diamètres transversal et antéropostérieur de la cage thoracique augmentent respectivement de 0,3 et 0,5 cm [3]. Le mouvement diaphragmatique est complété par l'action des muscles intercostaux qui, lors de

leur contraction, génèrent une élévation de la cage thoracique, une poussée du sternum vers l'avant et donc une augmentation du diamètre du thorax.

Lors d'inspirations profondes ou forcées (exercices intenses, pneumopathies obstructives...), l'activation des muscles accessoires de la respiration (scalène, sterno-cléido-mastoïdien, petit pectoral) augmente encore la capacité du thorax en entraînant un déplacement vertical des côtes encore plus important.

#### V.1.1.2.2. Processus d'expiration

L'expiration quant à elle est normalement passive. Elle repose sur l'élasticité naturelle des poumons, sur la contraction musculaire et sur la gravité. Plus les muscles inspiratoires se relâchent et tendent à retrouver leur longueur initiale, plus la cage thoracique s'abaisse et les plus les poumons se rétractent. L'expiration forcée est un processus actif provoqué par la contraction des muscles de la paroi abdominale qui accroît la pression intra-abdominale et qui pousse les organes abdominaux contre le diaphragme en abaissant la cage thoracique.

#### V.1.1.3. Impact sur le mouvement des organes

Tous les organes abdominaux et thoraciques se meuvent en fonction de la respiration (Figure 83). Lors d'un examen CT ; le patient est allongé, le mouvement des organes est alors différent de celui observé en position debout, ce qui peut s'expliquer par un effet différent de la gravité. Il a été prouvé que l'amplitude de déplacement du diaphragme est différente en position allongée qu'en position debout lors d'une respiration normale [4]. En effet, en position debout, l'amplitude de déplacement du diaphragme postérieur est supérieure à celle du diaphragme antérieur [4]. De ce fait, les organes plutôt postérieurs de l'abdomen auront une amplitude de déplacement plus importante que les organes ayant une position plus antérieure. Certains organes comme le foie ou les reins sont à la fois antérieurs et postérieurs.

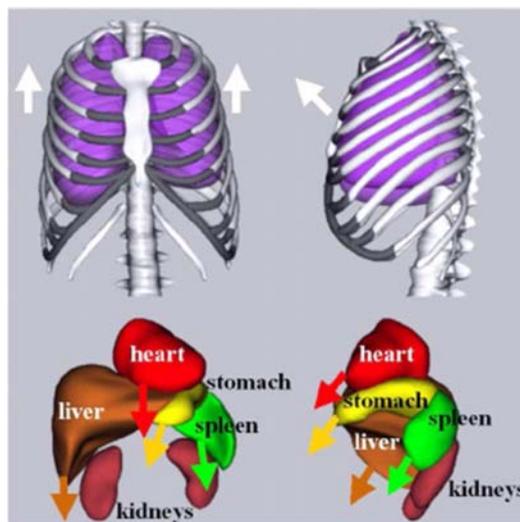


Figure 83 : Mouvement de organes induit par la respiration [5]

De nombreuses études [2, 6-14] ont tenté d'évaluer et de mesurer l'amplitude du mouvement des organes abdominaux dû à la respiration (Tableau XI).

| Organe     | Etude           | Respiration normale    |            | Respiration forcée     |            |
|------------|-----------------|------------------------|------------|------------------------|------------|
|            |                 | Amplitude moyenne (mm) | Ecart type | Amplitude moyenne (mm) | Ecart type |
| Diaphragme | Wade (1954)     | 17,4                   | -          | 98,8                   | -          |
|            | Weiss (1972)    | 13                     | 5          | -                      | -          |
|            | Korin (1992)    | 13                     | -          | 39                     | -          |
|            | Davies (1994)   | 12                     | 7          | 43                     | 10         |
| Foie       | Weiss (1972)    | 13                     | 5          | -                      | -          |
|            | Horauz (1979)   | 14                     | -          | -                      | -          |
|            | Suramo (1984)   | 25                     | -          | 55                     | -          |
|            | Korin (1992)    | 13                     | -          | 39                     | -          |
|            | Davies (1994)   | 10                     | 8          | 37                     | 8          |
|            | Brandner (2006) | 5                      | -          | -                      | -          |
| Reins      | Suramo (1984)   | 19                     | -          | 40                     | -          |
|            | Davies (1994)   | 11                     | 4          | -                      | -          |
|            | Schwartz (1994) | 15                     | -          | -                      | -          |
|            | Ahmad (1997)    | 14                     | -          | -                      | -          |
|            | Brandner (2006) | 5                      | -          | -                      | -          |

Tableau XI : Amplitude moyenne de déplacement du diaphragme, du foie et des reins dû à la respiration (Mouvement dans la direction cranio-caudale)

Au cours de cette thèse, nous nous intéresserons plus particulièrement au mouvement des reins

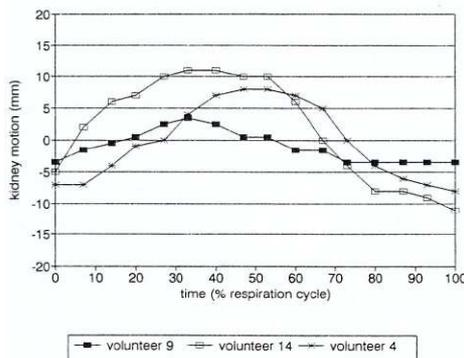


Figure 84 : Déplacement du rein pendant une respiration normale [2].

(cf VIII.1) (Figure 84, Figure 85). Le mouvement des reins est un mouvement complexe. Il ne s’effectue pas seulement dans un axe cranio-caudal (correspondant à l’axe z du scanner), mais dans les 3 axes de l’espace. Néanmoins, le mouvement dans l’axe z est le mouvement prédominant. Ainsi il a été montré que quand une coupole diaphragmatique bouge de 5 cm, la paroi abdominale bouge de 2 cm [15]. Le mouvement du rein possède également une composante rotationnelle. Le mouvement des reins varie en fonction du morphotype du patient (un patient maigre et de grande taille présentera un déplacement des reins plus important qu’un patient petit et obèse [2]) et

dépend de la place du rein dans l’abdomen. Le rein droit et le rein gauche n’ont en effet pas un mouvement symétrique [2, 6, 9, 10] (Figure 85).

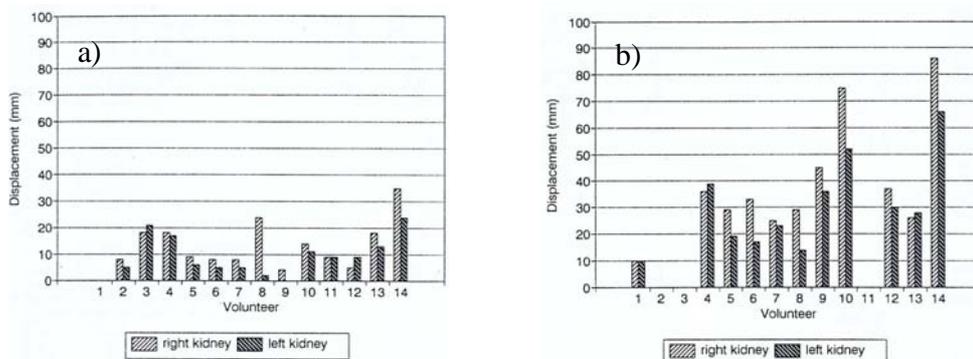


Figure 85 : Amplitude de déplacement des reins droits et gauches lors d’une respiration normale (a), et lors d’une respiration forcée (b) [2]

Le mouvement global du cœur est également lié à la respiration (Figure 86). Il a été quantifié par WANG *et al.* [19] sur 10 sujets à l'aide d'une IRM 1,5 Tesla. Cette étude donne des valeurs de vitesses des artères RCA et LAD, ainsi que des valeurs de déplacement globales du cœur et de sa partie inférieure, l'apex (tableau XII).

SI Displacements Compared with AP Displacements

| Anatomic Landmark | Coordinate Type      | Range (mm) | SI/AP Range Ratio |
|-------------------|----------------------|------------|-------------------|
| Heart             | SI (inferior margin) | 18.1 ± 9.1 | 10.3 ± 9.1        |
|                   | AP (anterior margin) | 2.4 ± 1.5  |                   |
| Apex              | SI                   | 16.0 ± 7.1 | 10.6 ± 7.7        |
|                   | AP                   | 3.0 ± 2.8  |                   |
| RCA root          | SI                   | 10.5 ± 4.8 | 6.2 ± 3.6         |
|                   | AP                   | 2.3 ± 1.4  |                   |
| LAD               | SI                   | 13.1 ± 4.1 | 8.2 ± 4.1         |
|                   | AP                   | 2.0 ± 0.7  |                   |

Motion range is taken to be the range of the measured coordinates. (Notation: mean ± standard deviation over 10 subjects.)

Tableau XII : Amplitude de déplacement dû à la respiration. (10 sujets, respiration libre) [19].

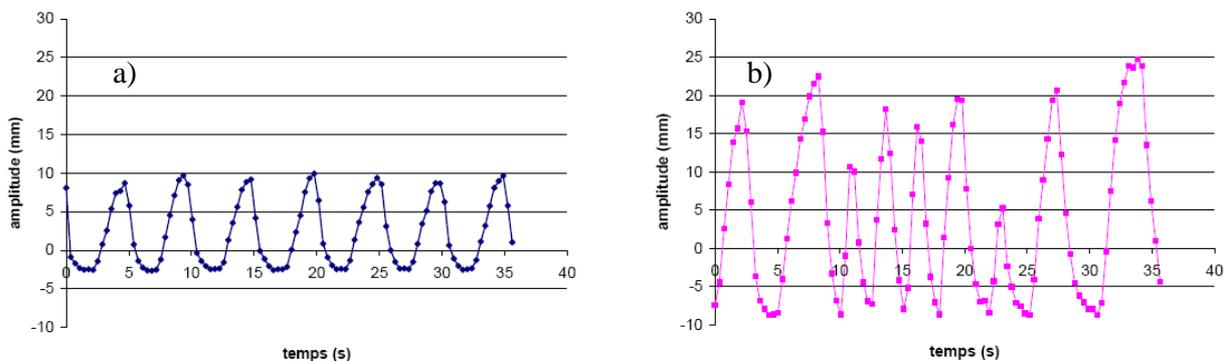


Figure 86: Déplacement de l'apex en respiration libre (a) et en respiration ample (b) [5].

### V.1.2. Mouvement intrinsèque du cœur

#### V.1.2.1. Le cœur

Le cœur se situe dans le médiastin qui est la partie médiane de la cage thoracique délimitée par les deux poumons, le sternum et la colonne vertébrale. Il se trouve un peu à gauche du centre du thorax, en arrière du sternum, sur le diaphragme. C'est un organe creux mû par un muscle, le myocarde, et enrobé du péricarde (pericardium) ; il est entouré par les poumons.

Le cœur mesure de 14 à 16 cm et son diamètre de 12 à 14 cm. Son volume vaut environ 50 à 60 cm<sup>3</sup>. Un peu moins gros chez la femme que chez l'homme, il mesure en moyenne chez celui-ci 105 mm de largeur, 98 mm de hauteur, 205 mm de circonférence. Le cœur d'un adulte pèse de 300 à 350 grammes. Ces dimensions sont souvent augmentées dans les affections cardiaques. Il consiste en quatre chambres, appelées cavités cardiaques : les oreillettes en haut, et les ventricules en bas (Figure 87). Chaque jour, le cœur pompe l'équivalent de 8 000 litres de sang pour un équivalent de 100 000 battements cardiaques. Un mur musculaire épais, le septum, sépare le ventricule gauche du ventricule droit, évitant le passage de sang entre les deux moitiés du cœur. Des valves entre les oreillettes et les ventricules assurent le passage unidirectionnel coordonné du sang depuis les oreillettes vers les ventricules. L'organe central de la circulation sanguine est, en réalité, composé de deux cœurs accolés l'un à l'autre, mais cependant totalement distincts l'un de l'autre : un cœur droit dit veineux (ou segment capacitif),

et un cœur gauche dit artériel (ou segment résistant). Les ventricles cardiaques ont pour fonction de pomper le sang vers le corps ou vers les poumons. Leurs parois sont plus épaisses que celles des oreillettes, et la contraction des ventricles est plus importante pour la distribution du sang.

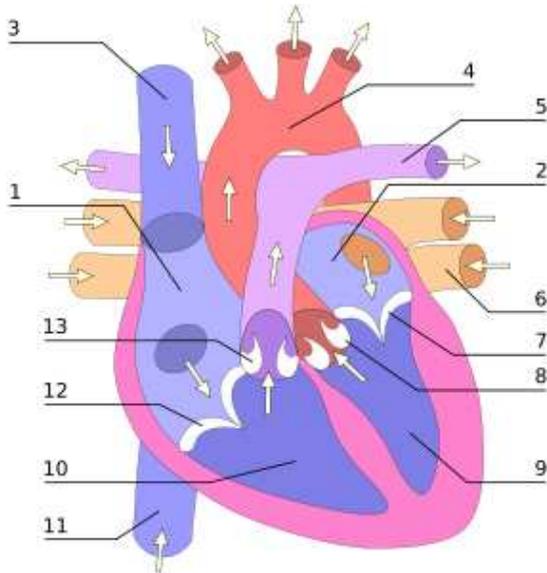


Figure 87: Schéma du cœur. 1. Oreillette droite, 2. Oreillette gauche, 3. Veine cave supérieure, 4. Aorte, 5. Artère pulmonaire, 6. Veine pulmonaire, 7. Valve mitrale (auriculo-ventriculaire), 8. Valve aortique, 9. Ventricule gauche, 10. Ventricule droit, 11. Veine cave inférieure, 12. Valve tricuspide (auriculo-ventriculaire), 13. Valve sigmoïde (pulmonaire). (fr.wikipedia.org)

Du sang appauvri en oxygène par son passage dans le corps entre dans l'oreillette droite par trois veines : la veine cave supérieure, la veine cave inférieure et le sinus coronaire. Le sang passe ensuite vers le ventricule droit. Celui-ci le pompe vers les poumons par l'artère pulmonaire. Après avoir perdu son dioxyde de carbone dans les poumons et s'y être pourvu d'oxygène, le sang passe par les veines pulmonaires vers l'oreillette gauche. De là, le sang oxygéné entre dans le ventricule gauche. Celui-ci est la chambre pompante principale, ayant pour but d'envoyer le sang par l'aorte vers toutes les parties du corps sauf les poumons. Le ventricule gauche est bien plus massif que le droit parce qu'il doit exercer une force considérable pour propulser le sang à traverser tout le corps contre la pression corporelle, tandis que le ventricule droit ne dessert que les poumons. Bien que les ventricules se trouvent en bas des oreillettes, les deux vaisseaux par lesquels le sang quitte le cœur (l'artère pulmonaire et l'aorte) se trouvent

en haut du cœur. La paroi du cœur est composée de trois couches distinctes. La première est l'épicarde qui se compose d'une couche de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. La deuxième est l'épais myocarde ou muscle cardiaque. À l'intérieur se trouve l'endocarde, une couche additionnelle de cellules épithéliales et de tissu conjonctif. Le cœur a besoin d'une quantité importante de sang, offerte par les artères coronaires (dont la circulation est dite diastolique) gauche et droite, issues de l'aorte.

#### V.1.2.2. Contractions cardiaques

La fréquence cardiaque au repos est de 60 à 80 battements par minute, pour un débit de 4,5 à 5 litres de sang par minute. Au total, le cœur peut battre plus de 2 milliards de fois en une vie. Chacun de ses battements entraîne une séquence d'événements collectivement appelés la révolution cardiaque. Celle-ci consiste en trois étapes majeures : la systole auriculaire, la systole ventriculaire et la diastole.

Au cours de la systole auriculaire, les oreillettes se contractent et éjectent du sang vers les ventricules (remplissage actif). Une fois le sang expulsé des oreillettes, les valves auriculo-ventriculaires entre les oreillettes et les ventricules se ferment. Ceci évite un reflux du sang vers les oreillettes. La fermeture de ces valves produit le son familier du battement du cœur. La systole ventriculaire implique la contraction des ventricules, expulsant le sang vers le système

circulatoire. Une fois le sang expulsé, les deux valves sigmoïdes - la valve pulmonaire à droite et la valve aortique à gauche - se ferment. Ainsi, le sang ne reflue pas vers les ventricules. La fermeture des valvules sigmoïdes produit un deuxième bruit cardiaque plus aigu que le premier. Pendant cette systole, les oreillettes, maintenant relâchées, se remplissent de sang. Enfin, la diastole est la relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage (passif) des ventricules, par les oreillettes droites et gauches et depuis les veines caves et pulmonaires. Le cœur passe 1/3 du temps en systole et 2/3 en diastole.

Ces contractions incessantes font que le cœur n'est jamais immobile. Ce mouvement perpétuel a une répercussion directe sur le mouvement des organes voisins tels que le foie. En effet le lobe gauche du foie, qui est voisin du cœur, à un mouvement qui va dépendre du mouvement du ventricule gauche. Ce ventricule gauche, le plus massif des deux, vient écraser le lobe gauche et influencer sa course. Le lobe droit, plus éloigné du cœur présente une course nettement moins influencée par les contractions cardiaques. Il en résulte un mouvement du foie asymétrique dépendant de la respiration et des contractions cardiaques.

### V.1.2.3. Mouvement du cœur

Les amplitudes de déplacement trouvées peuvent aller de 15 à 50 mm selon l'emplacement des coronaires qui sont observées [16]. L'amplitude est logiquement plus importante pour les artères positionnées sur le ventricule gauche, avec une variabilité physiologique. Depuis de nombreuses années, les études quantifiant ces mouvements ont été effectuées sur plusieurs systèmes d'imagerie : *Electron Beam CT* (EBCT) [14], IRM [15], *Multi-slice CT* (MSCT) [16]. La calcification des artères coronaires est la principale cause des accidents cardiovasculaires. Il est donc important de détecter ces vaisseaux afin de prévenir au mieux ce risque. Les artères coronaires sont les vaisseaux qui alimentent en sang le muscle cardiaque. Situés sur le cœur, elles sont soumises à son mouvement. C'est pourquoi de nombreuses études se sont attachées à quantifier leur mouvement [14-18]. Par exemple, les artères coronaires donc le mouvement a été quantifié par Vembar *et al.* [17] sont les suivantes :

- Artère coronaire gauche (LM : *Left Main*)
- Artère inter ventriculaire antérieure (IVA) (LAD : *Left Anterior Descending*)
- Artère circonflexe (LCX : *Left Circumflex*)
- Artère coronaire droite (RCA : *Right Coronary Artery*)

Cette étude repose sur un modèle introduit par l'*American Heart Association* (Figure 88)

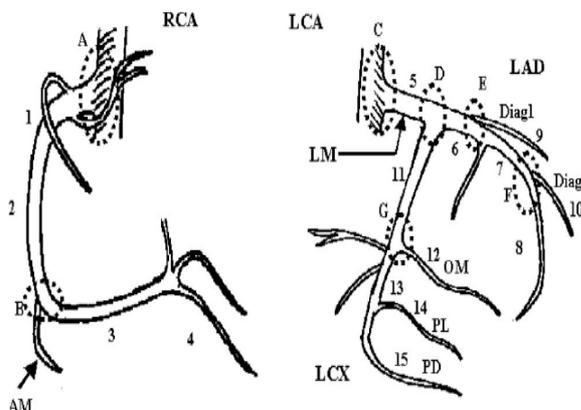


Figure 88 : Artères coronaires et leurs principaux segments : Artère coronaire droite (RCA) (segments 1-4), artère coronaire gauche (LM) (5), artère circonflexe (LCX : *Left circumflex*) (11,13), artère inter ventriculaire antérieure (LAD) (6-8)

Points de repères potentiellement utilisables : ostium RCA (A), bifurcation AM le long de la RCA (B), ostium LM (C), bifurcation de la LM en la LDA et LCX (D), première jonction diagonale le long de la LAD (E), deuxième jonction diagonale le long de la LAD (F), bifurcation de l'OM le long de LCX (G) [17]

La plupart des études quantifie le mouvement des artères coronaires dans le plan axial [13-14]. Une seule équipe a tenté de quantifier le mouvement de manière tridimensionnelle [16]. Dans une étude réalisée en IRM, Hofman *et al.* [18] présente une vitesse maximale moyenne de  $176 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1} \pm 49$  (Tableau XIII).

| Artere coronaire              | Amplitude moyenne<br>mm |     | Vitesse maximale<br>mm/s |      | Vitesse moyenne<br>mm/s |     |
|-------------------------------|-------------------------|-----|--------------------------|------|-------------------------|-----|
| LM (Left Main)                | 9                       | ± 1 | 129                      | ± 34 | 32                      | ± 7 |
| LAD Left Anterior Descending) | 11                      | ± 4 | 119                      | ± 41 | 34                      | ± 7 |
| LCX                           | 12                      | ± 2 | 128                      | ± 45 | 37                      | ± 7 |
| RCA (Right Coronary Artery)   | 25                      | ± 5 | 176                      | ± 49 | 61                      | ± 7 |

Tableau XIII : Tableaux récapitulatifs des amplitudes et des vitesses de déplacement du cœur du au seul mouvement cardiaque

A l'aide d'un EBCT, Achenbach *et al.* [19] montrent que la vitesse des artères coronaires dans le plan varie considérablement durant le cycle cardiaque. Les pics sont causés par la systole et la diastole ventriculaire. Hofman *et al.* [15] montrent que l'amplitude maximale obtenue, 25 mm, est celle de l'artère coronaire droite (RCA). Mao *et al.* et Lu *et al.* [20-22] ont fait le même constat avec des déplacements de la RCA compris entre 30 et 51 mm.

### V.2. Influence sur la qualité de l'image

L'influence du mouvement sur la qualité de l'image a été décrite précédemment (*cf.* IV.2.2). Le mouvement (d'origine volontaire ou involontaire) du patient peut conduire à des artefacts de raies, à du flou ou à des zones d'ombre dans l'image reconstruite. Cette dégradation de la qualité de l'image peut masquer certains détails anatomiques et conduire à un mauvais diagnostic.

### V.3. Techniques minimisant le mouvement lors d'une acquisition CT

#### V.3.1. Mouvement respiratoire

Afin de minimiser, voire de supprimer, l'influence du mouvement respiratoire du patient sur la qualité de l'image, plusieurs options sont envisageables.

L'une des solutions consiste à demander au patient de réaliser une apnée pendant l'acquisition. Pour certains patients, cela ne pose pas de problème mais pour d'autres (personnes âgées,

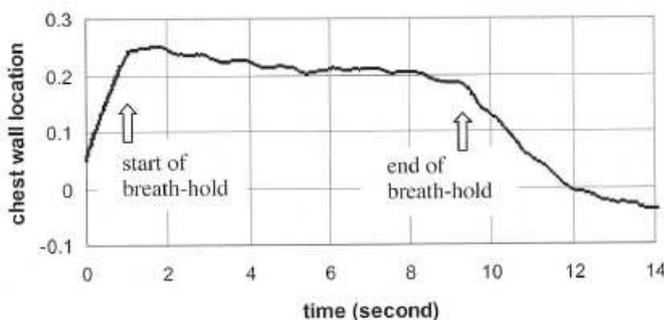


Figure 89 : Exemple de mouvement de la poitrine pendant une apnée. Malgré l'absence de respiration, la poitrine n'est pas parfaitement immobile durant l'apnée [1].

enfants, patients dyspnéiques, patients en souffrance...), l'apnée peut s'avérer impossible. Un problème inhérent à l'apnée est le fait que, même si le patient croit réaliser une apnée parfaite, il existe un mouvement résiduel des organes [1, 23, 24] (Figure 89). Ces dérives sont moins importantes lorsque l'apnée est faite en expiration (Figure 90). L'origine la plus probable de cette dérive est la fatigue musculaire. En effet, l'inspiration est un phénomène actif qui nécessite une contraction musculaire (diaphragme,

muscles intercostaux). Lors d'une apnée, les muscles doivent rester contractés, et, après un temps variable en fonction des patients, un relâchement conduit à une expiration et donc à un changement de la position des organes. Certains examens nécessitent la réalisation de plusieurs acquisitions (zone à explorer importante, différentes phases d'injections), plusieurs apnées consécutives doivent alors être réalisées. Or une apnée n'est jamais totalement reproductible (Figure 90), ce qui peut entraîner un biais au niveau de l'information extraite des images.

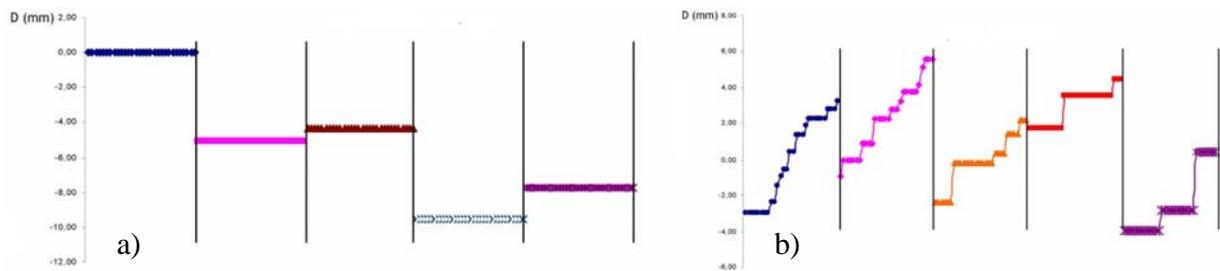


Figure 90 : Diagramme représentant 5 apnées successives d'un même patient en expiration (a) et en inspiration (b). Les lignes verticales marquent la fin de chaque apnée [5].

La gestion du mouvement respiratoire peut également être effectuée via une synchronisation, la mesure du signal se faisant alors pour la même position respiratoire pour chaque cycle. Il existe deux types de synchronisation : le *gating* et le *triggering*. Le *gating* consiste à acquérir les données de manière continue et à reconstruire les images seulement pendant les périodes du cycle respiratoire souhaitées. Le *triggering* consiste à déclencher l'acquisition des données seulement durant les périodes du cycle respiratoire souhaitées.

### V.3.2. Mouvement cardiaque

Afin de minimiser l'influence du mouvement des contractions cardiaques sur l'image, un dispositif d'électrocardiogramme (ECG) est couplé au scanner. Ce dispositif permet d'enregistrer l'activité électrique du cœur à partir de l'activité électrique surfacique mesurée par des électrodes placées sur le corps du patient. L'activité électrique et l'activité musculaire sont supposées être en parfaite adéquation. Pour la synchronisation cardiaque, le rythme cardiaque est supposé périodique. Le principe de la synchronisation repose sur la sélection de données dans une fenêtre d'acquisition du cycle cardiaque où le mouvement est supposé nul ou le plus faible possible. Comme pour la synchronisation respiratoire, il existe deux types de synchronisation cardiaque : le *gating* et le *triggering*. Le *gating* consiste à acquérir les données de manière continue et à reconstruire les images seulement pendant les périodes du cycle cardiaque souhaitées. Le *triggering* consiste à déclencher l'acquisition des données seulement durant les périodes du cycle cardiaque souhaitées.

Afin de réaliser un examen dans les conditions idéales (fréquence cardiaque faible, rythme régulier), il est possible d'utiliser des  $\beta$ -bloquants qui permettent de réguler le rythme cardiaque.

#### V.4. Références

1. Hsieh J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*: SPIE Press, 2003.
2. Moerland MA, van den Bergh AC, Bhagwandien R, Janssen WM, Bakker CJ, Lagendijk JJ, Battermann JJ. The influence of respiration induced motion of the kidneys on the accuracy of radiotherapy treatment planning, a magnetic resonance imaging study. *Radiother Oncol* 1994; 30:150-154.
3. Krempf M, Giron J. *Le Diaphragme: physiologie, pathologie et imagerie du diaphragme (et de ses confins)*: Sauramps médical, 1996.
4. Takazakura R, Takahashi M, Nitta N, Murata K. Diaphragmatic motion in the sitting and supine positions: Healthy subject study using a vertically open magnetic resonance system. *J Magn Reson Imaging* 2004; 19:605-609.
5. Pasquier C. *Capturs de mouvements dédiés à l'imagerie adaptative en IRM: Développement technique et méthodologique*. In: Ecole Doctorale Biose. Nancy: Nancy Université, 2007; 200.
6. Ahmad NR, Huq MS, Corn BW. Respiration-induced motion of the kidneys in whole abdominal radiotherapy: implications for treatment planning and late toxicity. *Radiother Oncol* 1997; 42:87-90.
7. Davies SC, Hill AL, Holmes RB, Halliwell M, Jackson PC. Ultrasound quantitation of respiratory organ motion in the upper abdomen. *Br J Radiol* 1994; 67:1096-1102.
8. Harauz G, Bronskill MJ. Comparison of the liver's respiratory motion in the supine and upright positions: concise communication. *J Nucl Med* 1979; 20:733-735.
9. Brandner ED, Wu A, Chen H, Heron D, Kalnicki S, Komanduri K, Gerszten K, Burton S, Ahmed I, Shou Z. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:554-560.
10. Schwartz LH, Richaud J, Buffat L, Touboul E, Schlienger M. Kidney mobility during respiration. *Radiother Oncol* 1994; 32:84-86.
11. Weiss PH, Baker JM, Potchen EJ. Assessment of hepatic respiratory excursion. *J Nucl Med* 1972; 13:758-759.
12. Wade OL. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiol* 1954; 124:193-212.
13. Korin HW, Ehman RL, Riederer SJ, Felmlee JP, Grimm RC. Respiratory kinematics of the upper abdominal organs: a quantitative study. *Magn Reson Med* 1992; 23:172-178.
14. Suramo I, Paivansalo M, Myllylä V. Cranio-caudal movements of the liver, pancreas and kidneys in respiration. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 1984; 25:129-131.
15. Stockberger SM, Jr., Liang Y, Hicklin JA, Wass JL, Ambrosius WT, Kopecky KK. Objective measurement of motion in patients undergoing spiral CT examinations. *Radiology* 1998; 206:625-629.
16. Guerra RMC, A., Ponvianne Y, Grosjean R, Felblinger J. Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler Tissue Imaging (DTI) data. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2006; 6142:61420K61421 -61428.
17. Vembar M, Garcia MJ, Heuscher DJ, Haberl R, Matthews D, Bohme GE, Greenberg NL. A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT. *Med Phys* 2003; 30:1683-1693.
18. Hofman MB, Wickline SA, Lorenz CH. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:568-576.
19. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 2000; 216:457-463.
20. Mao S, Lu B, Oudiz RJ, Bakhsheshi H, Liu SC, Budoff MJ. Coronary artery motion in electron beam tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24:253-258.
21. Mao S, Budoff MJ, Bin L, Liu SC. Optimal ECG trigger point in electron-beam CT studies: three methods for minimizing motion artifacts. *Acad Radiol* 2001; 8:1107-1115.
22. Lu B, Mao SS, Zhuang N, Bakhsheshi H, Yamamoto H, Takasu J, Liu SC, Budoff MJ. Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol* 2001; 36:250-256.
23. Fischer RW, Botnar RM, Nehrke K, Boesiger P, Manning WJ, Peters DC. Analysis of residual coronary artery motion for breath hold and navigator approaches using real-time coronary MRI. *Magn Reson Med* 2006; 55:612-618.

24. Holland AE, Goldfarb JW, Edelman RR. Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing: preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging. *Radiology* 1998; 209:483-489.



## **Chapitre VI: Influence du mouvement sur la qualité de l'image**



## VI. Étude de l'influence du mouvement sur la qualité de l'image

### VI.1. Plate-forme dynamique

La partie VI.1 est le résultat d'un travail effectué en collaboration avec Rui Matias GUERRA, PhD et Mesdemoiselles Céline LORENTZ (étudiante en M1 GEII), Marina ISSAITCHIKOVA et Estelle MORIN (étudiantes troisième année ESSTIN).

Ces résultats ont donné lieu à une communication orale

**Grosjean R.**, Guerra RM., Odille F., Sauer B., Pasquier C., Felblinger J.

*Dynamic Platform for the evaluation of the blurring involved by the respiration in Computed Tomography (CT).*

Journées de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Lyon, France.

7-9 Juin 2006

à un article de conférence

**Grosjean R.**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II, 61423C:1137-1147.

et à deux présentations affichées

**Grosjean R.**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

SPIE Medical Imaging.

11-16 février 2006, San Diego, California, USA.

**Grosjean R.**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Interreg IIIc eBird - Recherche sans frontières - In-vivo Imaging.

5-6 Juillet 2006; Liège, Belgique

Comme nous l'avons vu dans la partie II.9, la scanographie est une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X (cf. I.1). Il est donc impossible d'étudier l'influence du mouvement des organes sur la qualité de l'image en plaçant des patients dans la machine puisque l'exposition non justifiée du patient au rayonnement est interdite. Des fantômes doivent donc être utilisés pour quantifier la qualité des images. Les propriétés physiques des fantômes (absorption et diffusion des rayons X) doivent être les plus proches possibles de celles des tissus biologiques. Les fantômes disponibles dans le commerce ne permettent pas la mise en mouvement de ce fantôme durant l'acquisition. Certaines études ont réalisé des fantômes mobiles, notamment afin d'étudier le mouvement cardiaque. Dans cette partie, nous aborderons les différentes phases ayant conduit à la réalisation de la plate-forme de mouvement : état de l'art, analyse du besoin, conception, réalisation, validation.

#### VI.1.1. État de l'art

Pour s'approcher au mieux de la réalité physiologique, certaines études ont développé des fantômes cardiaques dynamiques. La majorité des fantômes existants est utilisée en médecine nucléaire où l'influence des mouvements est encore plus importante qu'en tomodensitométrie (temps d'examen plus long) [1-7]. La présence d'éléments métalliques sur la plupart d'entre eux fait qu'aucun n'est adapté pour une étude en scanographie. En effet, le métal possède un coefficient d'absorption aux rayons X très important et génère de ce fait des artefacts sur l'image (cf. IV.2.1). Certains fantômes cardiaques dynamiques, utilisés dans des études de validation en scanographie, ne simulent pas les mouvements cardiaques à

proprement parler mais les variations volumiques d'un ou de deux ventricules [7, 8] (Figure 91). Le problème qui se pose alors est que la variation volumique du ventricule durant le cycle cardiaque est approximative, il n'y a pas de contrôle du mouvement. De plus, ce type de fantômes ne peut pas simuler les mouvements respiratoires. Tous les fantômes dynamiques rencontrés, simulant les mouvements cardiaque et/ou respiratoires en les décomposant en translations et/ou rotations ne permettent pas de déplacer des masses importantes et par là même, des fantômes CT standard [9-14](Figure 92).



Figure 91: Fantôme cardiaque dynamique utilisée dans l'étude de Nguyen et al. [7]

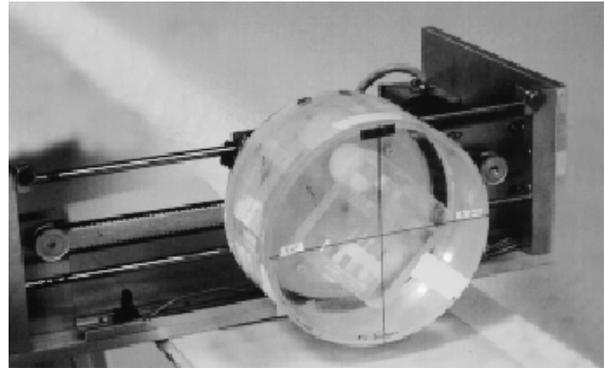


Figure 92: Fantôme cardiaque dynamique utilisée dans l'étude McCollough et al. [14]

Lorsque nos travaux ont démarré, il n'existait donc, à notre connaissance, aucun fantôme dynamique permettant de simuler les mouvements respiratoires et/ou cardiaques suffisamment robuste pour déplacer des fantômes CT standards utilisés en statique.

### VI.1.2. Analyse du besoin

Le projet de la plate-forme dynamique a été initié dans le cadre de la thèse de Rui Matias GUERRA intitulée : « Intégration des mouvements physiologiques en tomographie : estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque » [15]. La plate-forme devait permettre de simuler le mouvement des artères coronaires, qui est la résultante de la combinaison du mouvement intrinsèque du cœur et du mouvement respiratoire (cf. V.1). La plate-forme devait donc idéalement simuler ces mouvements qui possèdent des caractéristiques différentes. En effet, alors que le mouvement respiratoire a des vitesses et des accélérations modérées, le mouvement cardiaque présente des vitesses et des accélérations importantes. Pour un segment d'artère coronaire donné, le mouvement global résultant peut être en première approximation décomposé en une combinaison de rotations et de translations (Figure 93a). Dans un premier temps, seuls les mouvements de translation et de rotation selon l'axe z ont été retenus puisque, la principale composante du mouvement de respiration est dans cet axe.

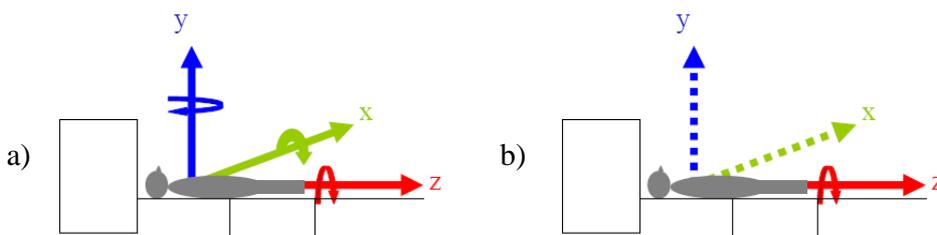


Figure 93 : Décomposition du mouvement à reproduire. (a) Rotations et translations permettant de décomposer au mieux le déplacement du cœur. (b) Mouvements minimaux à recréer.

Pour pouvoir être utilisée en scanographie, une telle plate-forme doit répondre à quelques contraintes : moteurs capables de reproduire les mouvements demandés, mise en place d'un système de guidage performant et de systèmes de mesures internes et/ou externes afin de maîtriser et de connaître parfaitement le mouvement, absence de parties métalliques dans la zone d'acquisition, faible atténuation aux RX, possibilités de mouvoir des fantômes de poids relativement important (40kg maximum ; au départ une étude réalisée en collaboration avec le service de médecine nucléaire utilisant un fantôme de ce poids était aussi concernée par l'utilisation de cette plate-forme), possibilité d'intégrer d'autres mouvements dans le futur, interface utilisateur et mise en oeuvre simples.

### VI.1.3. Conception & réalisation

La plate-forme de mouvement peut se décomposer en deux parties : la partie mécanique et la partie logicielle.

#### VI.1.3.1. Partie mécanique

##### VI.1.3.1.1. Description générale

Devant les contraintes temporelles rencontrées (durée du stage ingénieur ESSTIN et DEA, attentes de livraisons, nécessité de faire des mesures afin de présenter des résultats expérimentaux dans le cadre du DEA Bioingénierie-Biomatériaux) et la volonté de valider le plus rapidement possible le système mécanique et le moteur utilisé, il a été convenu, au début du stage, que dans un premier temps, seule la translation serait réalisée (Figure 94a). La rotation devant être mise en place plus tard (Figure 94b).

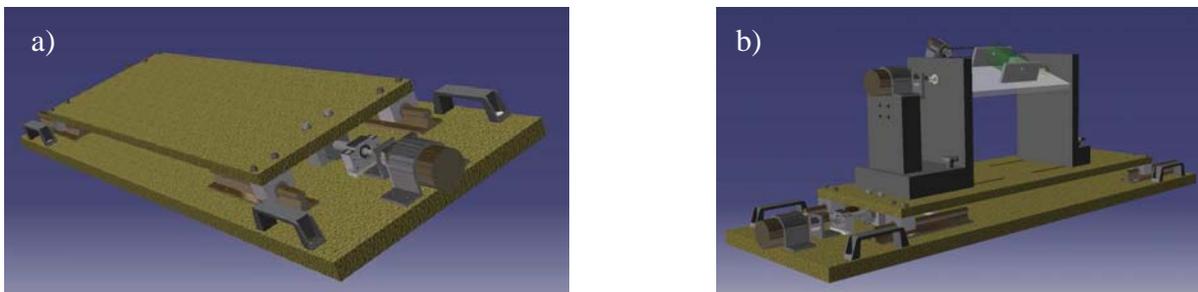


Figure 94 : Dessin préliminaire. (a) ) plate-forme avec une translation (z).  
(b) plate-forme avec une translation (z) et une rotation en z.



Figure 95 : État d'avancement du montage de la plate-forme

Une fois les plans réalisés, une recherche de fournisseurs pour l'ensemble des pièces a été effectuée. Des devis ont été demandés et des commandes ont été lancées. Comme prévu lors de l'élaboration des plans de la plate-forme, certaines pièces ont du être réalisées sur mesure par mes soins en collaboration avec les techniciens du département technique de l'ESSTIN (Y. LEJAS et P. LEGOFF) (Figure 95). Parallèlement, des solutions de sécurité ont été envisagées afin d'assurer une protection maximale de l'utilisateur et du matériel. Après une étude du matériel existant, les éléments choisis (déTECTEURS inductifs, interrupteurs de sécurité, bouton d'arrêt d'urgence...) l'ont été suivant trois critères : prix, encombrement et facilité de montage. La plate-forme est composée de deux panneaux de particules

agglomérées. Le panneau inférieur, statique, sert de support au système de translation qui est réalisé grâce à un moteur Brushless (Transtech JVL MAC 140) couplé à un réducteur (Riduttori MP-TR). A l'aide d'un accouplement (Oldham BGC 25), ce dernier met en rotation une vis mère qui entraîne la translation du deuxième panneau. La stabilité de la translation est assurée par quatre liaisons glissières. La sécurité de l'utilisateur et la protection du matériel environnant sont assurées par la présence de deux interrupteurs de sécurité (Siemens 3SE22001E), trois détecteurs inductifs de position (Infra ISS34-2) et un boîtier d'arrêt d'urgence (Schlegel IRFG) (Figure 96).

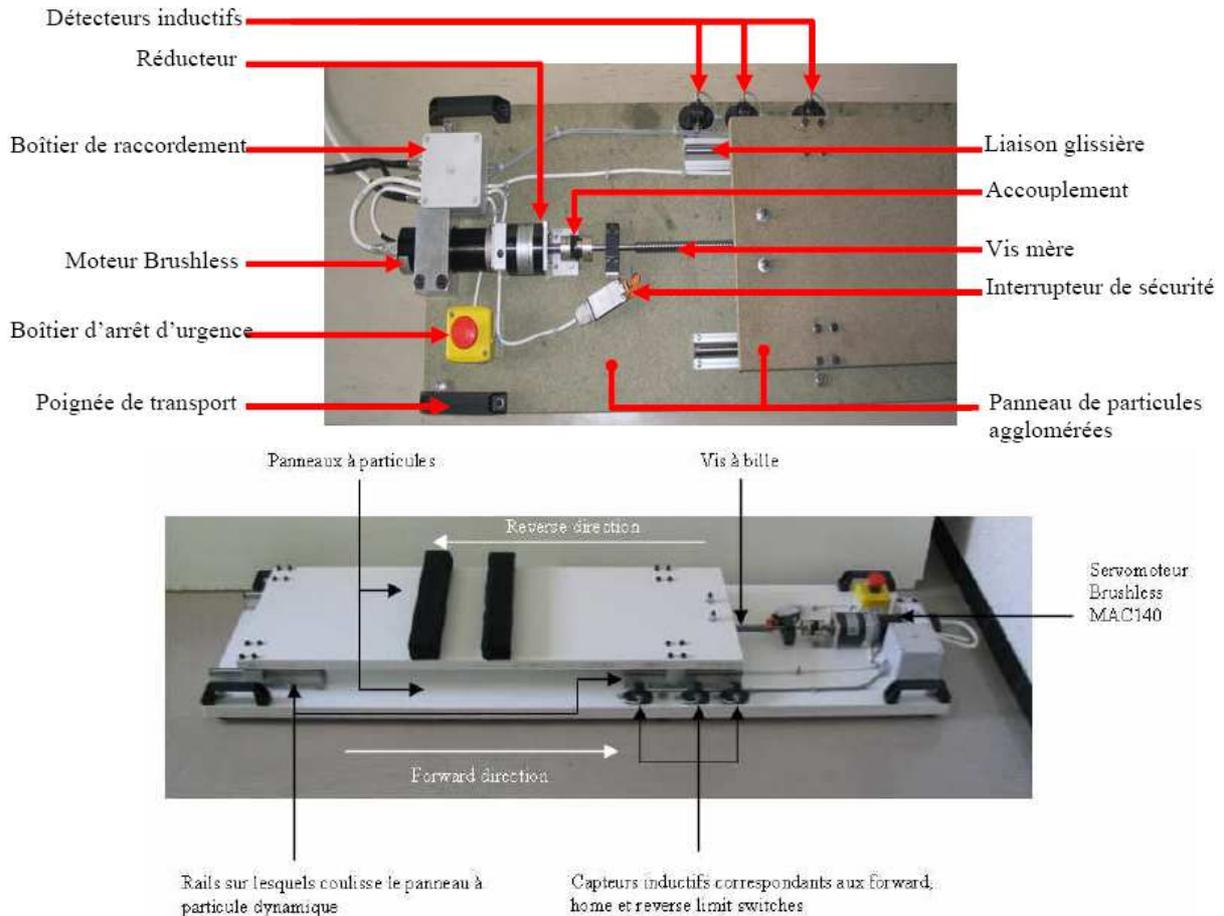


Figure 96 : Les différents éléments composant la plate-forme dynamique, vue de dessus et vu de côté.

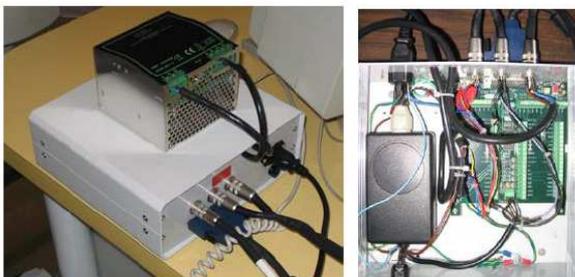


Figure 97 : Boîtier d'alimentation et de commande

La plate-forme permet une translation maximale de 16 cm en z avec des vitesses pouvant atteindre  $50 \text{ mm.s}^{-1}$ , ce qui permet de simuler le mouvement en z de quasiment toutes les coronaires. Un boîtier électrique, réalisé par nos soins, assure un apport en électricité aux moteurs et aux détecteurs inductifs. Il permet également de relier la plate-forme à l'ordinateur de commande (Figure 97).

VI.1.3.1.2. Description des différents éléments

La plate-forme devant être utilisée dans un scanner, il existe certaines contraintes relatives aux matériaux utilisés et, au fur et à mesure de l'avancement du montage, des validations sont réalisées. Elles ont permis de justifier le choix des panneaux de particules agglomérées labellisés hydrofuges qui ont une valeur d'atténuation aux RX plus faible que le plexiglas que nous voulions utiliser au départ (Figure 98). Le faible nombre de Hounsfield de ces plaques nous permet d'utiliser un fantôme anthropomorphique sans nous soucier de l'absorption générale du système. Cela nous permet de régler le problème de l'homogénéité de l'absorption autour du fantôme.

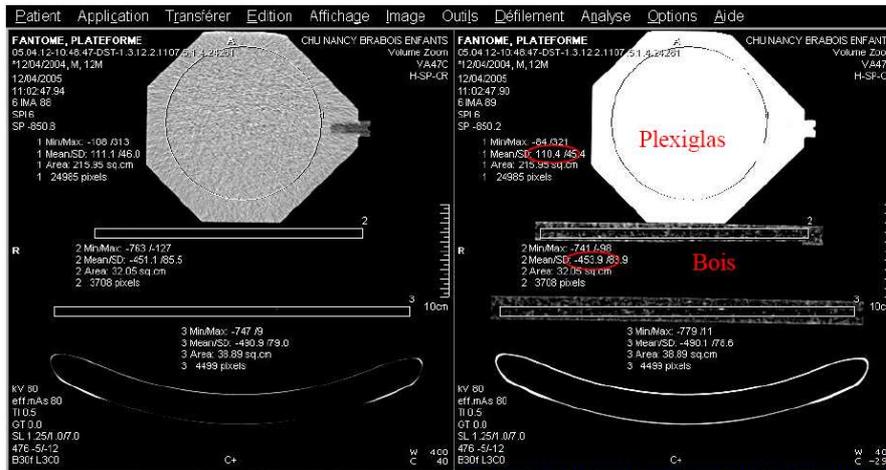


Figure 98 : Acquisitions équivalentes avec fenêtrages différents (fenêtrage standard C40W400 à gauche, fenêtrage C-341W400 permettant de visualiser les plaques à droite). On a bien un nombre de Hounsfield de - 453,9 pour le bois contre un HU de 110,4 pour le plexiglas. ( $HU_{air} = -1000$ ,  $HU_{os} = 1000$ )

Ces manipulations ont également permis de valider l'absence d'artefacts dus à la présence de métal dans la zone d'intérêt. (cf. Figure 99)

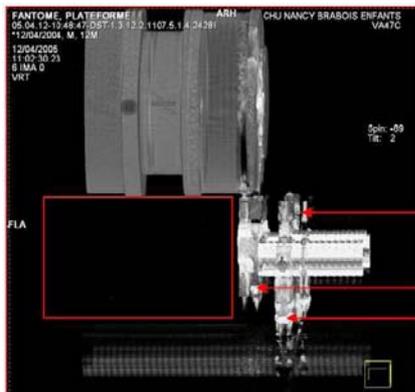


Figure 99 : Dans le cadre rouge, zone d'acquisition dans laquelle est placé le fantôme anthropomorphique. On voit bien que les artefacts dus au métal ne s'y propagent pas. Les flèches rouges indiquent les artefacts métalliques.

Le moteur utilisé pour mettre en mouvement la plate-forme est un servomoteur *Brushless* dont la vitesse peut varier de 0 à 4000 tour/min. Il possède un codeur incrémental intégré permettant d'avoir un retour d'information sur la position (et donc la vitesse) et par conséquent une connaissance totale du déplacement de la plate-forme. Au codeur intégré dans le moteur sont ajoutés trois détecteurs inductifs permettant également un retour d'informations sur la position de la plate-forme. Les trois détecteurs sont de type PNP NF. Ils sont utilisés pour mettre la plate-forme en position initiale avant l'envoi des consignes de mouvement. Ils ont également

un rôle de sécurité. En effet, deux d'entre eux (le reverse et le forward) représentent les limites de position qui ne peuvent être franchies au risque de faire sortir les glissières de leur rail. Le troisième (home) permet de placer la plate-forme en position initiale (c'est-à-dire au milieu des rails), afin que toutes les consignes de types périodiques puissent être exécutées dans les meilleures conditions (Figure 100).

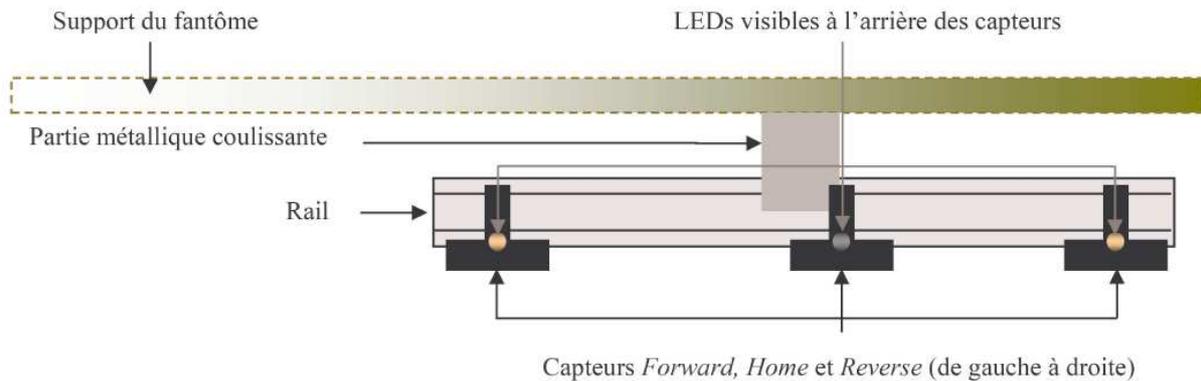


Figure 100 : Schéma des capteurs lorsque la plate-forme est en position initiale. La partie métallique à détecter par les capteurs est large de quelques centimètres. Pour cette raison, le capteur central (home) n'est pas situé au milieu du rail. Le système est conçu pour que la plate-forme soit en position initiale lorsque l'arrêt droit de la partie métallique coulissante est détectée par le capteur central. Lors de la mise en position initiale de la plate-forme, le programme recherche d'abord le capteur reverse puis le capteur forward et enfin le capteur home, ce qui permet d'arriver par la gauche du capteur.

En cas de panne informatique, deux interrupteurs de sécurité sont installés à chaque extrémité de la plate-forme. S'ils sont déclenchés par contact mécanique avec le chariot, le moteur s'arrête. Un boîtier d'arrêt d'urgence a également été installé sur la plate-forme.

#### VI.1.3.2. Logiciel et interfaces utilisateurs

La commande du moteur est contrôlée par ordinateur via une carte *motion controller* PCI 7344 (National Instrument, Tx, USA). Cette carte est spécialement conçue pour commander, en mode position ou vitesse, un servomoteur. Elle permet de contrôler jusqu'à quatre moteurs indépendamment les uns des autres (4 axes), en envoyant des tensions de  $\pm 10V$  sur des sorties analogiques prévues à cette effet. Elle est conçue à partir d'une architecture biprocesseur utilisant un Motorola MV68331 *real time* 32-bit CPU et un Analog Devices ADSP-2185 *Digital Signal Processor* (DSP). Elle possède une mémoire interne (RAM et ROM) permettant une programmation directe sur la carte (onboard programs). Notre moteur a été configuré en mode *Analog Velocity with deadband*, ce qui nous permet d'éviter de subir les petites variations dues aux perturbations. Une interface de contrôle et de commande a été réalisée (par Mlle Celine Lorentz) afin de permettre à l'utilisateur d'avoir une parfaite maîtrise des éléments de la plate-forme. L'environnement de programmation Labview (National Instrument, Tx, USA) a été choisi pour réaliser la partie logicielle de notre plate-forme. Les fonctions incluses dans la bibliothèque *flexmotion* nous ont permis de configurer la carte et de contrôler les différents éléments du système (moteur, codeur, détecteurs). Le lien entre la partie logicielle et la partie mécanique se fait par l'intermédiaire du bornier UMI-7764 placé dans le boîtier électrique (Figure 97). En effet, la sortie *Motion I/O* de la carte est reliée à ce bornier. La consigne est envoyée au moteur

sous la forme d'un signal analogique. Les signaux de retour, nécessaires à la boucle fermée et les signaux des trois capteurs sont également envoyés à la carte via la bornier (Figure 101).

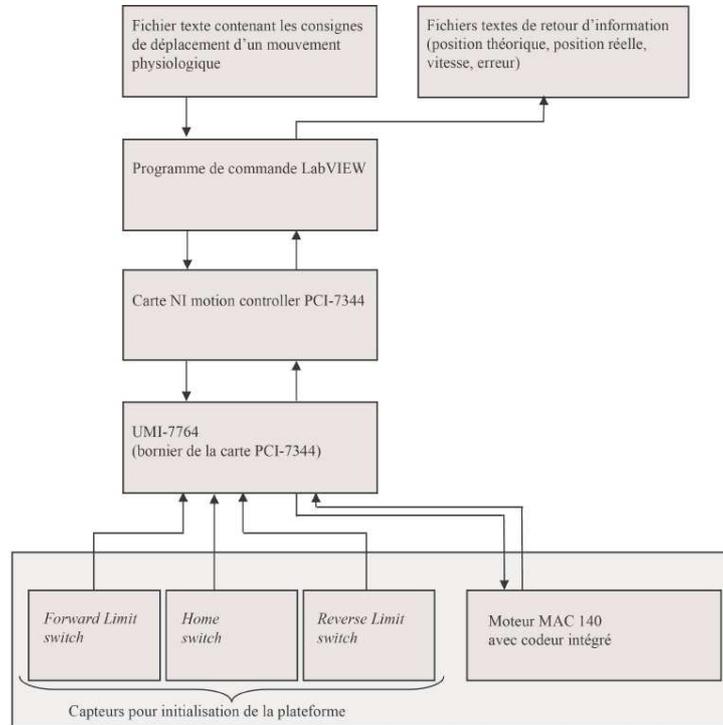


Figure 101 : Organisation de la commande

Le programme s'exécute de manière séquentielle. En effet, certaines étapes ne peuvent être validées avant les autres (par exemple, les consignes ne peuvent pas être envoyées avant d'avoir vérifié qu'elles ne risquent pas d'endommager le système). Une étape ne peut également pas être validée si les données entrées par l'utilisateur sont erronées. En cas d'erreur, un message s'affiche à l'écran, indiquant la nature du problème et comment y remédier.

L'interface est extrêmement simple d'emploi, il suffit de valider les étapes les unes après les autres au fur et à mesure de l'exécution du programme. L'interface utilisateur apparaissant au lancement du programme permet de configurer les caractéristiques des éléments de la plateforme (impulsions par millimètre, codeur, réducteurs, vis à bille) et de régler les paramètres  $K_p$ ,  $K_d$  et  $K_i$  du régulateur PID (Figure 102). Le programme permet deux types de déplacement : des déplacements physiologiques (commande en position) et des déplacements linéaires à vitesse constante (commande en vitesse). En choisissant un de ces deux modes, l'interface principale laisse place à une interface spécifique au type de mouvement choisi (Figure 103 & 104).

Dans l'interface d'accueil (Figure 102), la sélection de *Linear motion with constant speed* permet de passer à l'interface de mouvement linéaire (Figure 103). Cette interface permet de réaliser les différentes étapes nécessaires à la mise en marche du moteur. L'amplitude, le détecteur de départ et la vitesse doivent être spécifiés. Une fois placée en position initiale, le mouvement souhaité est effectué. L'évolution de la position de la plate-forme et la vitesse peuvent être visualisées en temps réel (Figure 103).

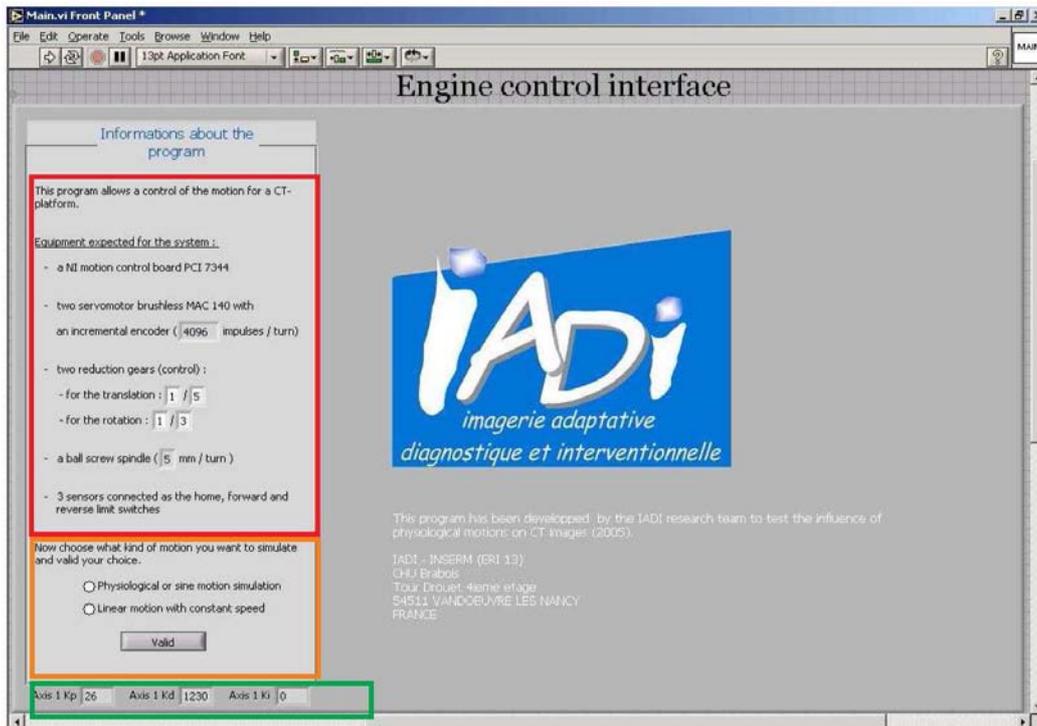


Figure 102 : Interface d'accueil du programme de contrôle du moteur. Elle permet de définir les caractéristiques des éléments de la plateforme (rouge), de choisir le type de mouvement à effectuer (orange) et de choisir les coefficients du PID (vert).

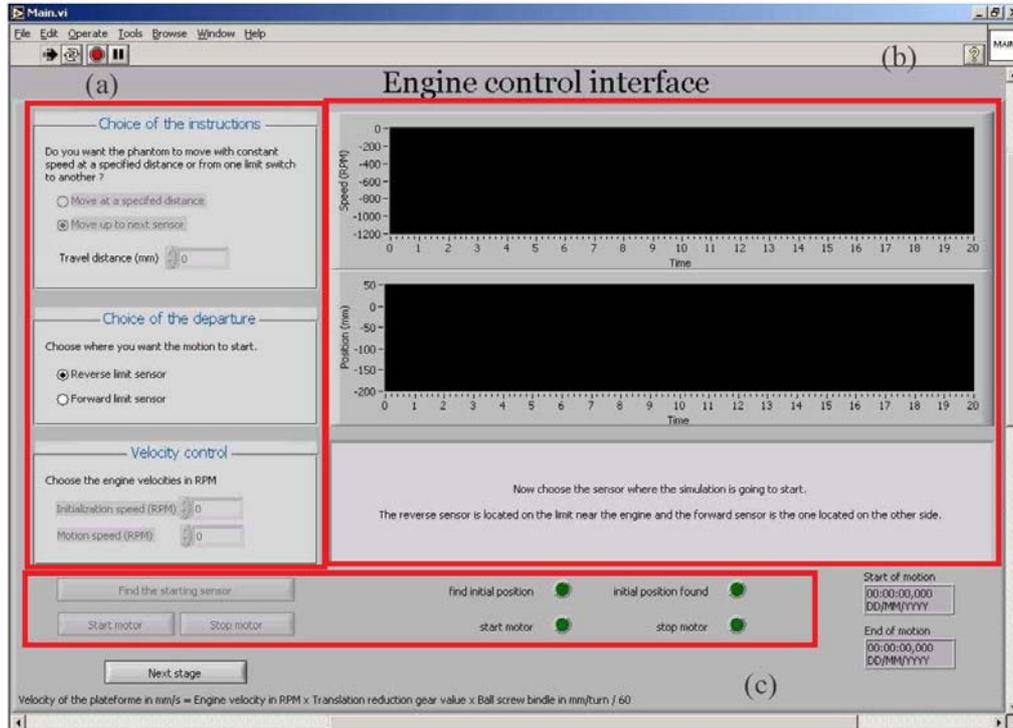


Figure 103 : Interface apparaissant après le choix de commande du moteur en mouvement linéaire. (a) étapes successives à valider. (b) visualisation de la commande effectuée. (c) état des différents composant de la plateforme.

L'interface dite de mouvement physiologique (Figure 102) est également programmée de manière séquentielle (5 étapes).

- La première étape est le choix des paramètres de configuration tels que la vitesse maximale ou la vitesse de mise en position initiale (des paramètres par défaut étant déjà implantés).
- L'étape suivante consiste à choisir le type de données à envoyer au moteur. Deux choix sont possibles : un mouvement sinusoïdal défini par sa fréquence et son amplitude ou un mouvement défini à parti d'un fichier texte.
- Le rapatriement des consignes contenues dans les fichiers textes se déroule alors de la manière suivante. Le programme Labview récupère les informations contenues dans la fichier texte, et les traite pour les rendre exploitables par la carte. Cette phase nécessite d'intégrer les caractéristiques de différents éléments de la plate-forme (codeur, réducteur, vis à bille).
- Le programme s'assure qu'aucune consigne ne risque d'amener la plate-forme à sortir de ses rails et que la fréquence de la sinusoïde (le cas échéant) n'entraîne pas une vitesse trop élevée du moteur.
- La carte est initialisée, puis la plate-forme est placée en position initiale. Le moteur peut alors être lancé.

Quelque soit le type de mouvements effectué, à chaque période d'échantillonnage, les valeurs de position et de vitesse réelles, obtenues grâce au codeur incrémental, sont sauvegardées dans des tableaux. A la fin du mouvement, des fichiers textes de sauvegarde (position et vitesse) sont créés.

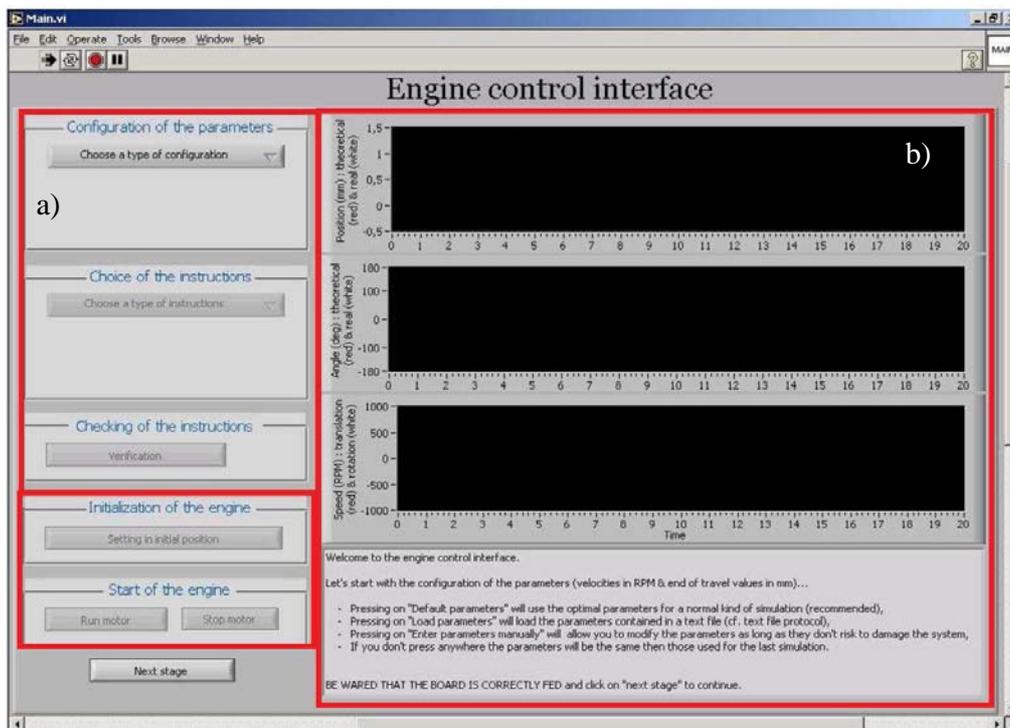


Figure 104 : Interface de mouvement physiologique. (a) succession d'étapes à effectuer, (b) fenêtre permettant la visualisation en temps réel de la commande.

### VI.1.4. Validation et caractérisation

La capacité de la plate-forme à réaliser des mouvements le plus fidèlement possible (réponse rapide, précise et stable) a été quantifiée et optimisée. L'optimisation de ces paramètres permet de réduire au maximum l'erreur entre les positions réelles et les positions théoriques.

#### VI.1.4.1. Réglage des paramètres PID

Après avoir exposé les démarches entreprises afin de s'assurer du respect de la période d'échantillonnage, penchons nous maintenant sur la réponse du système à une consigne donnée.

Les systèmes asservis (Figure 105a) peuvent présenter certaines caractéristiques telles une précision insuffisante, une stabilité trop relative (voire une instabilité), un temps de réaction trop lent ou un dépassement trop important. Il est donc nécessaire d'intégrer un correcteur (Figure 105b), dont l'objectif est de réaliser le meilleur compromis entre la précision, la stabilité et la rapidité de réponse du système.

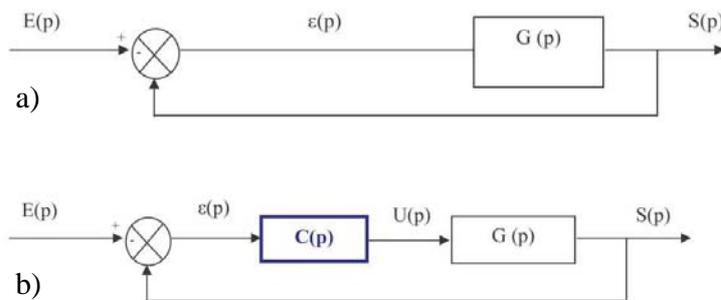
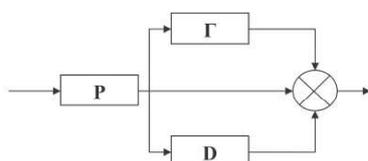


Figure 105 : Schéma bloc d'un système asservi sans correcteur (a) et avec correcteur (b)

La carte *NI motion controller* contenant un algorithme de correction PID (Proportionnel, Intégrateur, Dérivateur), les paramètres de ce dernier ont donc pu être configurés afin d'assurer la réponse la plus fiable possible de notre plate-forme.

Pour rappel, un correcteur PID est un ensemble de trois correcteurs : le correcteur proportionnel (gain  $K_p$ ) qui sert à augmenter la rapidité du système, le correcteur intégrateur (constante de temps  $T_i$ ) qui sert à augmenter la précision du système et le correcteur dérivateur (constante de temps  $T_d$ ) qui sert à améliorer la stabilité du système. L'intérêt de ce type de correcteur est de réunir les avantages des trois correcteurs qui le composent. Parmi les différentes structures des correcteurs PID, notre carte utilise une structure dite mixte (Figure 106)



$$C(p) = K_c \left( 1 + \frac{1}{T_i p} + T_d p \right)$$

Figure 106 : Schéma bloc du correcteur PID mixte utilisé, et équation du correcteur dans le domaine de Laplace.

Il s'agit donc de déterminer les paramètres  $K_c$ ,  $T_d$  et  $T_i$  afin d'obtenir le meilleur compromis entre la rapidité, la stabilité et la précision du système. Pour cela, deux approches générales peuvent être appréhendées. La première est basée sur la connaissance d'un modèle du système sous forme d'une fonction de transfert. Cette méthode n'est pas envisageable dans notre cas car la fonction de transfert de la plate-forme est inconnue. La seconde approche est une

approche empirique. Les paramètres de régulateur seront calculés à partir des essais expérimentaux sur le système. L'intérêt majeur de cette méthode est sa simplicité. Elle est largement utilisée dans le domaine industriel et est, dans la plupart des cas, suffisante.

Pour la détermination des paramètres de notre correcteur, le choix de la méthode empirique de Ziegler et Nichols en boucle fermée a été fait. Cette méthode consiste à déterminer le gain limite  $K_{osc}$  et la période d'oscillation correspondante  $T_{osc}$  de manière expérimentale. Les trois paramètres sont tout d'abord mis à zéro. Le gain du correcteur proportionnel pur  $K_p$  est alors progressivement augmenté jusqu'à la juste oscillation (oscillation ni atténuée, ni divergente). Le gain limite  $K_{osc}$  ( $= K_p$ ) et la période  $T_{osc}$  sont alors relevés. Les paramètres  $K_c$ ,  $T_d$  et  $T_i$  peuvent alors être déterminés grâce au tableau XIV.

Les coefficients obtenus par l'expérience sont  $K_c = 26$ ,  $K_d = 1230$  et  $K_i = 0$ . La réponse indicielle de la plate-forme pour ces paramètres PID a été évaluée et jugée comme satisfaisante malgré la présence d'un dépassement (Figure 107). L'évolution des paramètres du correcteur PID a également été étudiée en fonction du poids déplacé par la plate-forme. Pour chaque charge testée, un échelon a été appliqué en entrée du système. Les paramètres PID ont été modifiés en fonction de la réponse obtenue. Il en résulte que quelque soit le poids de l'objet déplacé par la plate-forme, les paramètres du correcteur sont sensiblement les mêmes (Tableau XV). Le paramètre  $K_p$  varie entre 26 et 28,  $K_d$  est toujours constant et égal à 1530,  $K_i$  varie de 0 à 2. Le poids du fantôme n'influe donc pas de manière significative sur les paramètres du correcteur PID.

|       | P               | PI               | PID               |
|-------|-----------------|------------------|-------------------|
| $K_p$ | $0.5 * K_{osc}$ | $0.45 * K_{osc}$ | $0.6 * K_{osc}$   |
| $T_i$ | –               | $0.83 * T_{osc}$ | $0.5 * T_{osc}$   |
| $T_d$ | –               | –                | $0.125 * T_{osc}$ |

Tableau XIV : Détermination des paramètres du correcteur PID à partir de la méthode de Ziegler et Nichols

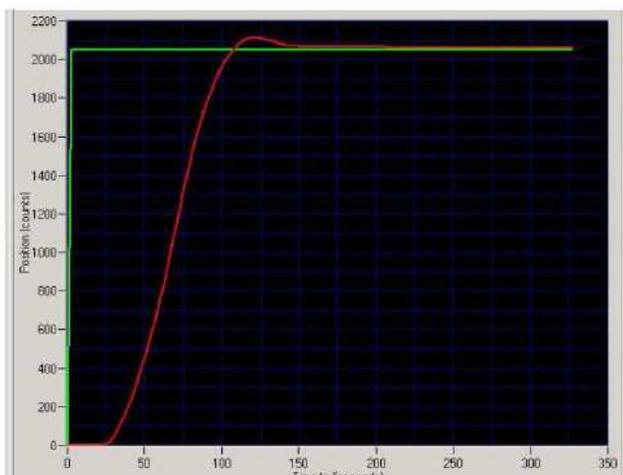


Figure 107 : Réponse en basse fréquence après configuration du PID

| Poids (kg) | Paramètres PID |       |       |
|------------|----------------|-------|-------|
|            | $K_p$          | $K_d$ | $K_i$ |
| 0          | 28             | 1530  | 2     |
| 1.5        | 28             | 1530  | 2     |
| 3          | 28             | 1530  | 2     |
| 4.5        | 28             | 1530  | 2     |
| 6          | 28             | 1530  | 2     |
| 7.5        | 28             | 1530  | 2     |
| 9          | 28             | 1530  | 2     |
| 10.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 12         | 28             | 1530  | 2     |
| 13.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 15         | 28             | 1530  | 0     |
| 16.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 18         | 28             | 1530  | 2     |
| 19.5       | 28             | 1530  | 1     |
| 21         | 28             | 1530  | 2     |
| 22.5       | 27             | 1530  | 0     |
| 24         | 28             | 1530  | 2     |
| 25.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 27         | 28             | 1530  | 2     |
| 28.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 30         | 26             | 1530  | 0     |
| 31.5       | 28             | 1530  | 2     |
| 33         | 27             | 1530  | 0     |
| 34.5       | 27             | 1530  | 2     |
| 36         | 27             | 1530  | 2     |

Tableau XV : Valeurs des paramètres du correcteur PID en fonction du poids du fantôme transporté.

### VI.1.4.2. Caractéristiques limites de la plate-forme

Afin de déterminer les mouvements réalisables par la plate-forme, différents tests ont été effectués afin de connaître l'amplitude et la fréquence maximale d'un mouvement sinusoïdal ainsi que la vitesse maximale d'un mouvement linéaire pouvant être réalisé par la plate-forme.

#### VI.1.4.3.1. Mouvement sinusoïdal

Différents mouvements sinusoïdaux ont été produits avec des fréquences (0,1 à 4Hz) et des amplitudes (2,5 à 70 mm) variables. Une première série de mouvements a été réalisée avec un fantôme de 1,5 kg afin d'éliminer tous les couples (amplitude, fréquence) ne donnant pas de réponse correcte. La réponse de la plate-forme à un tel mouvement peut être analysée de manière visuelle grâce à l'interface utilisateur. On s'aperçoit que pour une amplitude donnée, il existe une fréquence de coupure à partir de laquelle le système ne reproduit plus le mouvement demandé (Figure 108).

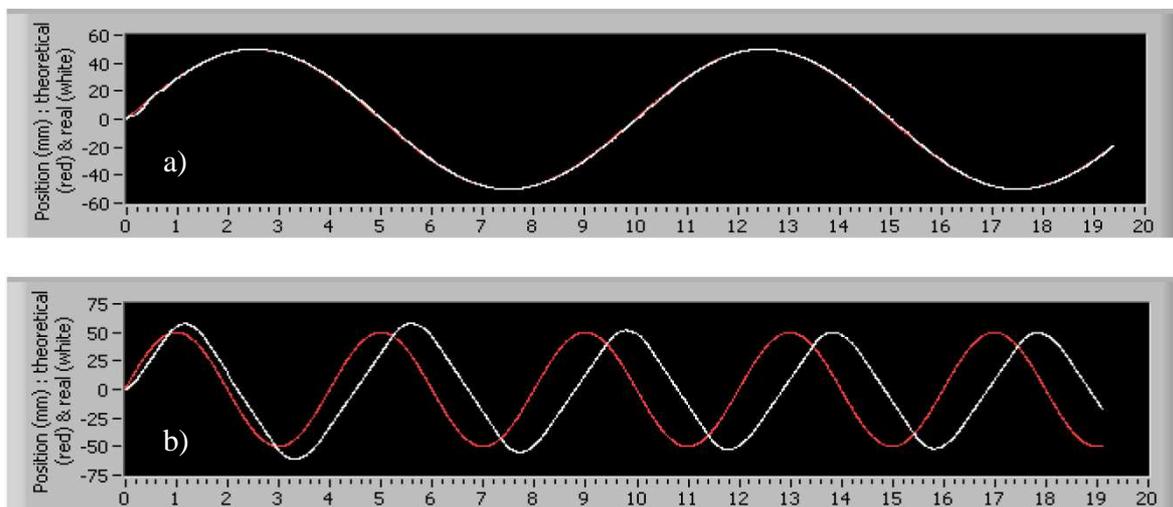


Figure 108 : (a) Simulation d'un mouvement sinusoïdal d'amplitude égale à 50 mm et de fréquence 0,1 Hz. (b) Simulation d'un mouvement sinusoïdal d'amplitude égale à 50 mm et de fréquence 0,25 Hz.. Les courbes rouges correspondent au mouvement théorique, et les courbes blanches correspondent au mouvement réel.

Les fichiers textes de sortie nous ont permis de comparer les positions réelles et les positions théoriques. Pour chaque simulation (c'est-à-dire pour un poids donné, pour chaque couple (amplitude, fréquence) testé), la moyenne des écarts absolus entre les deux courbes a été calculée. Une erreur maximale d'acceptation a été fixée en fonction de la résolution spatiale longitudinale disponible actuellement sur la plupart des scanners. Le mouvement réalisé par la plate-forme devait donc avoir une erreur de déplacement moyenne inférieure à 0,5 mm ou à 0,75 mm ou à 1 mm ou à 1,5 mm selon l'épaisseur de coupe désirée.

Il en résulte, que, pour une amplitude donnée, le poids n'a pas d'influence sur les limites en fréquence (Tableau XVI).

| a)              |     | Seuil en mm |       |       |       |
|-----------------|-----|-------------|-------|-------|-------|
|                 |     | 0,5         | 0,75  | 1     | 1,5   |
| Amplitude en mm | 2,5 | 1,126       | 1,136 | 1,146 | 1,165 |
|                 | 5   | 0,833       | 0,835 | 0,838 | 0,843 |
|                 | 10  | 0,572       | 0,573 | 0,575 | 0,579 |
|                 | 20  | 0,339       | 0,366 | 0,393 | 0,402 |
|                 | 50  | 0,138       | 0,174 | 0,194 | 0,212 |
|                 | 60  | 0,119       | 0,144 | 0,166 | 0,172 |
|                 | 70  | 0,102       | 0,121 | 0,136 | 0,149 |

| b)              |     | Seuil en mm |       |       |       |
|-----------------|-----|-------------|-------|-------|-------|
|                 |     | 0,5         | 0,75  | 1     | 1,5   |
| Amplitude en mm | 2,5 | 1,257       | 1,264 | 1,27  | 1,283 |
|                 | 5   | 0,836       | 0,839 | 0,842 | 0,848 |
|                 | 10  | 0,571       | 0,573 | 0,575 | 0,579 |
|                 | 20  | 0,344       | 0,376 | 0,401 | 0,403 |
|                 | 50  | 0,146       | 0,175 | 0,195 | 0,204 |
|                 | 60  | 0,121       | 0,148 | 0,167 | 0,173 |
|                 | 70  | 0,103       | 0,124 | 0,143 | 0,151 |

Tableaux XVI Valeurs de la fréquence de coupure (en Hz) avec la plate-forme sans fantôme (0 kg) (a) et avec le fantôme le plus lourd (36 kg) (b). Les différents seuils (en mm) correspondent aux épaisseurs de coupe disponibles.

#### VI.1.4.3.2. Mouvement linéaire

La réponse du système à une consigne de vitesse linéaire (5 à 25 mm.s<sup>-1</sup>) pour différentes charges a également été caractérisée. Les critères d'acceptation de l'erreur sont les mêmes que ceux présentés dans la partie (VI.1.4.3.1), ils sont directement liés au choix de l'épaisseur de coupe. Le Tableau XVII montre l'erreur moyenne entre le mouvement théorique et le mouvement réel pour les différentes vitesses testées, pour la charge minimum et pour la charge maximum testées.

| Vitesse (mm.s <sup>-1</sup> ) | Erreur moyenne (mm) | Vitesse (mm.s <sup>-1</sup> ) | Erreur moyenne (mm) |
|-------------------------------|---------------------|-------------------------------|---------------------|
| 5                             | 0,043               | 5                             | 0,050               |
| 10                            | 0,054               | 10                            | 0,057               |
| 15                            | 0,078               | 15                            | 0,055               |
| 20                            | 0,135               | 20                            | 0,123               |
| 25                            | 0,279               | 25                            | 0,212               |

Tableau XVII : Erreur moyenne en fonction de la vitesse sans fantôme et avec un fantôme de 36kg.

Il résulte de ces tests que le poids n'influence pas la vitesse de la plate-forme. Le critère d'acceptation le plus drastique (0,5 mm) est toujours validé, quelque soit la vitesse et le poids testés. La plate-forme permet donc de simuler tout type de mouvement linéaire sans avoir à ce soucier de la fidélité de la réponse.

Il faut néanmoins souligner que lors de sollicitations importantes et répétées, le plate-forme fatigue et reproduit de manière moins précise le mouvement désiré. En augmentant le poids transporté par la plate-forme, on constate une augmentation du phénomène de vibrations pouvant engendrer du jeu au niveau du système de fixation de la plate-forme, voire d'éventuels artefacts de mouvement non désirés et non maîtrisés sur l'image.

#### VI.1.5. Types de mouvements pouvant être réalisés.

Comme nous l'avons vu précédemment, la plate-forme peut donc réaliser des mouvements linéaires, et des mouvements sinusoïdaux. Elle peut également simuler des mouvements physiologiques selon l'axe z (Figure 109). Pour simuler des mouvements respiratoires, les fichiers textes d'entrée sont créés à partir des données obtenues en IRM par Pasquier et al. [16, 17]. Pour simuler des mouvements cardiaques, les fichiers textes d'entrée sont créés à partir des données obtenues en Échographie Doppler par Guerra et al. [15, 18].

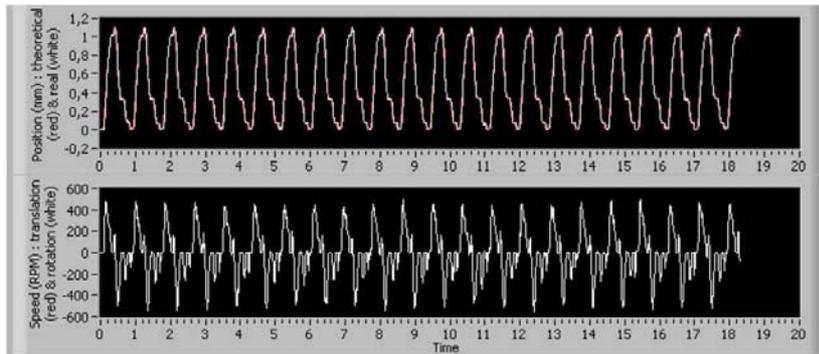


Figure 109 : Exemple de mouvement physiologique réalisé par notre plate-forme (ici, mouvement de l'artère coronaire droite RCA). Les courbes rouges correspondent au mouvement théorique et les courbes blanches correspondent au mouvement réel. En haut, évolution de la position, et en bas, évolution de la vitesse en fonction du temps

### VI.1.6. Conclusion

La plate-forme créée permet de répondre aux besoins énoncés au début du projet. Elle permet, avec un temps de réponse excellent, de simuler toutes sortes de mouvement dans l'axe z avec une précision acceptable en fonction des paramètres de l'acquisition. Elle permet de transporter des fantômes de poids variables avec une précision constante. Elle offre très peu d'atténuation aux Rayons X au niveau du champ d'acquisition, ce qui permet d'utiliser des fantômes anthropomorphiques sans se soucier de l'atténuation environnante. Elle est facilement transportable d'un site à l'autre. Son interface utilisateur est intuitive et facile d'accès. Elle est « multimodalités » puisqu'elle peut également être utilisée en TEP (Tomographie par Emission de Positons). La conception mécanique et logicielle permet d'ajouter facilement d'autre mouvement (une rotation en z a été rajoutée, cf VI.2.3).

Loin de se limiter aux mouvements cardiovasculaires, elle permet également de simuler les mouvements d'autres organes étant soumis au mouvement respiratoire (foie, reins...). Le mouvement des reins sera celui qui nous intéressera le plus au cours de cette thèse (cf. VIII.5).

La figure 110 permet de comprendre la disposition de la plate-forme de mouvement durant une acquisition et donne un bref récapitulatif des signaux échangés entre l'ordinateur de contrôle et la plate-forme.

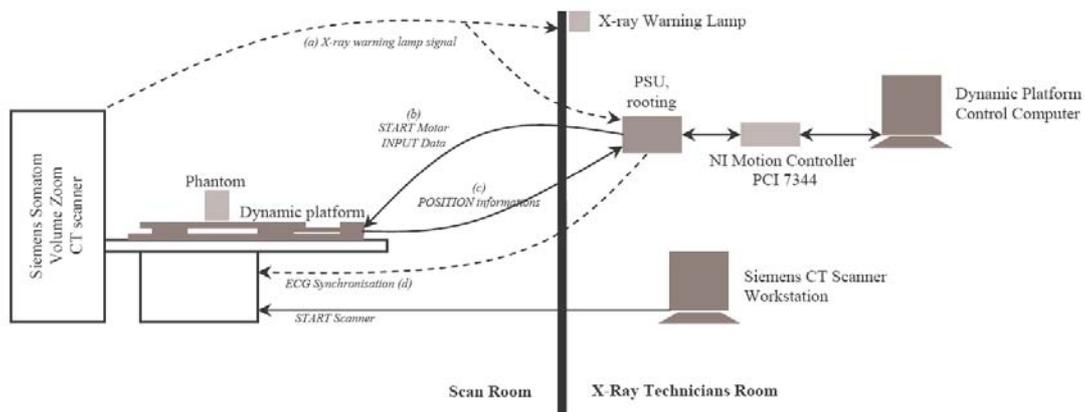


Figure 110 : L'ordinateur permettant de contrôler la plate-forme est placé dans la salle où sont situées les consoles des manipulateurs. Le signal b est l'entrée des consignes données au moteur, le signal c est le retour du codeur permettant de connaître la vitesse et la position réelles de la plate-forme. Les signaux a et d, prévus au départ n'ont jamais été utilisés puisque pas accessibles.

## VI.2. Étude de l'influence du mouvement sur la qualité des images axiales.

Les résultats de la partie VI.2.1 ont donné lieu à un article de conférence

**Grosjean R**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II, 61423C:1137-1147.

et à une présentation affichée

**Grosjean R**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

SPIE Medical Imaging. 11-16 février 2006, San Diego, California, USA.

### VI.2.1. Influence du mouvement de translation en z sur la qualité des images axiales (scanner 4 barrettes)

#### VI.2.1.1. Introduction

Cette étude a pour but de valider l'utilisation de la plate-forme durant une acquisition et d'évaluer l'influence du mouvement sur la dégradation globale de l'image. Cette étude préliminaire est le point de départ de toutes celles que nous avons menées par la suite.

#### VI.2.1.2. Matériel et méthodes

##### VI.2.1.2.1. Fantôme

Lors de cette étude, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) a été utilisé. Ce fantôme est divisé en deux parties : le fantôme anthropomorphique (ou fantôme corps) et l'insert de calibration. Le fantôme anthropomorphique comprend principalement deux zones simulant les poumons, et une zone simulant la colonne vertébrale (Figure 111). Pour respecter les caractéristiques de densités et d'atténuation, les matériaux utilisés pour ce fantôme reproduisent les tissus du thorax. A la position théorique du cœur est présent un cylindre creux dans lequel un insert de calibration peut être positionné (Figure 111).

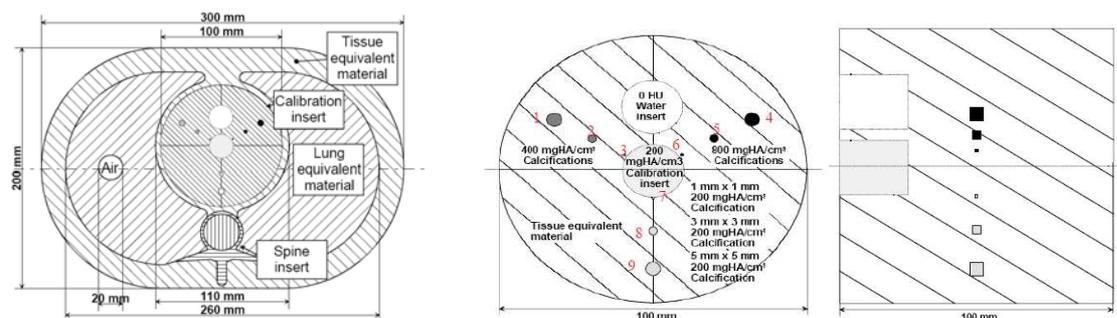


Figure 111 : A gauche, schéma du fantôme anthropomorphique avec l'insert de calibration. A droite, schéma de l'insert de calibration (les calcifications ont été numérotées afin de faciliter la compréhension des résultats). (Images commerciales QRM)

L'insert de calibration contient neuf calcifications cylindriques ayant des tailles et des densités d'hydroxyapatite (HA) différentes ainsi que deux cylindres de tailles plus importantes (Figure 111). L'insert de calibration contient donc 3 séries de 3 calcifications espacées de 120°. Chaque série a une densité en hydroxyapatite (HA) différente (200, 400 et 800  $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) et contient trois

cylindres différents ayant un diamètre (d en mm) et une longueur (L en mm) spécifique ( $d_1=L_1=5$ ,  $d_2=L_2=3$ ,  $d_3=L_3=1$ ) (Tableau XVIII).

| HA density [mg/cm <sup>3</sup> ] | Length [mm] | Diameter [mm] | Area [mm <sup>2</sup> ]* | Volume [mm <sup>3</sup> ] | HA mass [mg] |
|----------------------------------|-------------|---------------|--------------------------|---------------------------|--------------|
| 200                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 19.6         |
| 200                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 4.2          |
| 200                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.2          |
| 400                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 39.3         |
| 400                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 8.5          |
| 400                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.3          |
| 800                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 78.5         |
| 800                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 17.0         |
| 800                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.6          |

Tableau XVIII : Propriétés des calcifications cylindriques contenues dans l'insert de calibration

#### VI.2.1.2.2. Plate-forme



Figure 112 : L'ensemble plate-forme+fantôme QRM placé sur la table d'examen du scanner 4 barrettes Volume Zoom Siemens (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland)

Le fantôme QRM a été placé sur la plate-forme de mouvement décrite dans la partie VI.1 (Figure 112). Afin d'obtenir une image de référence, la première acquisition a été réalisée sans mouvement. Trois acquisitions ont ensuite été réalisées avec trois vitesses différentes (5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>). Ces trois vitesses correspondent aux vitesses de déplacement des organes durant une apnée non maintenue [16, 17].

#### VI.2.1.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées sur un scanner 4 barrettes Volume Zoom Siemens (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland) avec les paramètres suivants : durée de rotation du tube 0,5s, épaisseur de coupe 1,25 mm, intervalle de reconstruction 0,75 mm, filtre de reconstruction B30f. Pour chaque vitesse (0, 5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>), 15 acquisitions ont été réalisées, chacune avec un couple (kV, mAs) différent (Tableau XIX).

| vitesse<br>mAs \kV | 0 mm/s |     |     | 5 mm/s |     |     | 10 mm/s |     |     | 20 mm/s |     |     |
|--------------------|--------|-----|-----|--------|-----|-----|---------|-----|-----|---------|-----|-----|
|                    | 80     | 120 | 140 | 80     | 120 | 140 | 80      | 120 | 140 | 80      | 120 | 140 |
| 80                 | A1     | A2  | A3  | A1     | A2  | A3  | A1      | A2  | A3  | A1      | A2  | A3  |
| 100                | A4     | A5  | A6  | A4     | A5  | A6  | A4      | A5  | A6  | A4      | A5  | A6  |
| 120                | A7     | A8  | A9  | A7     | A8  | A9  | A7      | A8  | A9  | A7      | A8  | A9  |
| 150                | A10    | A11 | A12 | A10    | A11 | A12 | A10     | A11 | A12 | A10     | A11 | A12 |
| 200                | A13    | A14 | A15 | A13    | A14 | A15 | A13     | A14 | A15 | A13     | A14 | A15 |

Tableau XIX : Acquisitions réalisées. Pour chaque vitesse (0, 5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>), 15 acquisitions ont été réalisées, chacune avec un couple (kV, mAs) différent

#### VI.2.1.2.4. Analyse des images

Les images CT axiales ont été analysées à l'aide du logiciel Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, Ma, USA). Les méthodes basées sur l'étude des niveaux de gris sont les plus couramment utilisées en imagerie médicale. Le principe de ces méthodes est de minimiser une mesure de similarité entre les images, basée sur l'intensité des pixels. Les trois méthodes de comparaison d'images utilisées lors de cette étude sont l'information mutuelle, le calcul du coefficient de corrélation et de l'écart type. L'image de référence pour la comparaison d'images est l'image correspondant à une vitesse de déplacement du fantôme nulle. Les images à comparer sont celles acquises à des

vitesse de déplacements du fantôme égales à 5, 10, 20 mm.s<sup>-1</sup>. L'épaisseur de coupe étant de 1,25mm et la longueur des plus petits cylindres d'hydroxyapatite de 1 mm, il n'existe qu'une image par série où les plus petits cylindres apparaissent. Pour chaque série, c'est cette image qui permettra la comparaison.

*- Information mutuelle*

Pour calculer l'information mutuelle, on définit l'histogramme conjoint de deux images I et J, HIST<sub>ij</sub>, qui recense les pixels qui sont d'intensité *i* dans l'image I et d'intensité *j* dans l'image J. Si les deux images sont identiques, cet histogramme est une droite, la bissectrice des axes *i* et *j*. A partir de cet histogramme, on déduit la probabilité *p<sub>ij</sub>* de trouver un pixel d'intensité *i* dans I et d'intensité *j* dans J, ainsi que les probabilités marginales *p<sub>i</sub>* et *p<sub>j</sub>*. L'information mutuelle se définit alors par :

$$MI = \sum_{i,j} p_{ij} \log \frac{p_{ij}}{p_i \times p_j} \quad (33)$$

L'information mutuelle permet de mesurer la dépendance entre deux images [19]. Elle est d'autant plus élevée que les deux images comparées sont similaires, le maximum étant atteint lorsque les deux images sont identiques.

*- Coefficient de corrélation*

Le coefficient de corrélation est utilisé pour mesurer le degré de liaison entre deux variables, ici il s'agit de l'intensité des images. Il est compris entre -1 et 1. Plus les images comparées seront proches l'une de l'autre, plus le coefficient de corrélation sera proche de 1.

$$CC = \frac{\sum_i (A(i) - \bar{A})(B(i) - \bar{B})}{(\sum_i (A(i) - \bar{A})^2 \cdot \sum_i (B(i) - \bar{B})^2)^{1/2}} \quad (34)$$

*- Écart type*

L'écart type (ou déviation standard) est un critère de dispersion. Il mesure l'écart à la moyenne observée (et non à la moyenne théorique) et correspond à la moyenne quadratique des écarts entre les valeurs observées et la moyenne de ces valeurs observées. Il est noté  $\sigma$ .

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (35)$$

Où *x<sub>i</sub>* sont les valeurs du critère, *n<sub>i</sub>* les effectifs, et  $\bar{x}$  la moyenne. Pour deux images identiques, l'écart type est égal à zéro. Il est d'autant plus élevé que les deux images sont indépendantes. Pour chaque méthode de comparaison, les 15 résultats nous ont servi à calculer la valeur moyenne du critère pour chaque vitesse.

VI.2.1.3. Résultats

Visuellement, l'influence du mouvement sur la qualité de l'image est indiscutable (Figure 113). L'apparition de flou, de bandes sombres et de raies dégrade la qualité de l'image. La calcification de 1 mm de diamètre, et de densité 800 mgHA/cm<sup>3</sup>, disparaît à partir de 20 mm.s<sup>-1</sup> (Figure 111d). La calcification de 1 mm de diamètre, et de densité 200 mgHA/cm<sup>3</sup>, disparaît à partir de 5 mm.s<sup>-1</sup>. On observe également une déformation des calcifications.

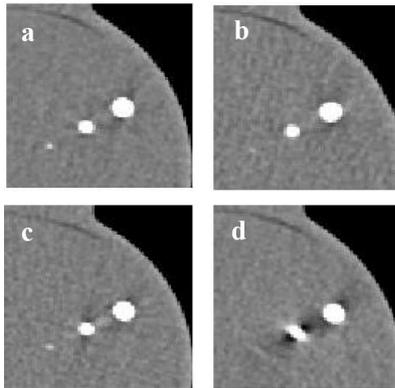


Figure 113 : Images CT axiales de l'insert de calibration QRM. Zoom sur les calcifications de densités égales à  $800 \text{ mgHA/cm}^3$ .

(140kV, 200 mAs)

(a) Image obtenue sans mouvement

(b) image obtenue avec un mouvement de translation à  $5 \text{ mm.s}^{-1}$ .

(c) image obtenue avec un mouvement de translation à  $10 \text{ mm.s}^{-1}$ .

(d) image obtenue avec un mouvement de translation à  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ .

Les méthodes de comparaison d'images utilisées prouvent que la qualité de l'image est dépendante de la vitesse appliquée au fantôme. Plus la vitesse augmente, plus les artefacts de mouvement sont importants sur les images CT axiales. La présence d'un mouvement pendant l'acquisition conduit à des images différentes de celles obtenues sans mouvement. Toutes les méthodes de comparaison d'images utilisées montrent que la différence entre ces images est d'autant plus importante que la vitesse de translation appliquée est élevée (Figure 114).

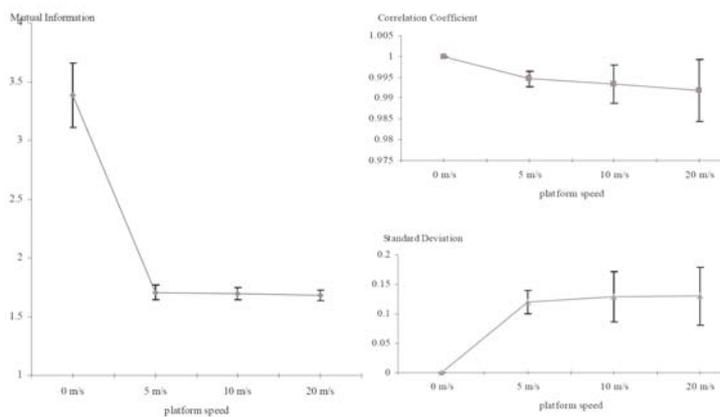


Figure 114 : Courbes présentant l'influence du mouvement sur l'information mutuelle (a), le coefficient de corrélation (b) et l'écart type (c). Chaque point caractéristique de la courbe correspond à la valeur moyenne des 15 valeurs calculées pour le critère en question.

#### VI.2.1.4. Discussion

Cette première étude a permis la validation de notre plate-forme durant une acquisition (en terme de synchronisation, d'absorption...). Les images obtenues montrent bien l'influence du mouvement sur la qualité de l'image. Les critères de comparaison d'images utilisés ici (information mutuelle, écart type, coefficient de corrélation) sont des critères tenant compte de la qualité globale de l'image. Ils prouvent qu'une dégradation de la qualité de l'image a lieu quand la vitesse de translation augmente mais ne permettent pas de caractériser les différents types d'artefacts. Ils seront donc abandonnés dans la suite des études au bénéfice de critères permettant davantage d'identifier les types d'artefacts rencontrés. Cette étude peut être qualifiée de préliminaire car elle a permis de valider le système et de se rendre compte de la modification des images engendrée par un mouvement de translation en z. Il est également important de noter que ces acquisitions ont été réalisées sur un scanner 4 barrettes, ce qui peut apparaître comme une technologie relativement obsolète à l'heure actuelle, mais qui était, au moment de l'étude, une technologie assez répandue. Des résultats obtenus avec un scanner 4 barrettes ne sont plus vraiment transposables à la problématique clinique actuelle.

## VI.2.2. Influence du mouvement de translation en z sur la qualité des images axiales (scanner 64 barrettes)

*Les résultats de la partie VI.2.2 ont donné lieu à une communication orale*

**Grosjean R.**, Guerra RM, Sauer B., Blum A., Hubert J., Felblinger J

*Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner*

29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France.

23-26 Août 2007

*et à un article de conférence*

**Grosjean R.**, Guerra RM, Sauer B., Blum A., Hubert J., Felblinger J

*Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner*

Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:2924-7.

### VI.2.2.1. Introduction

On a vu que des mouvements physiologiques volontaires ou involontaires, périodiques ou apériodiques peuvent avoir lieu durant une acquisition scanographique. Ces mouvements conduisent à des artefacts qui peuvent sérieusement dégrader la qualité de l'image CT [14, 20-23]. Avant de pouvoir optimiser les paramètres CT et/ou de tenter de corriger les artefacts, il est nécessaire de bien les comprendre et d'étudier leur apparition et leur influence sur la qualité de l'image. Dans cette étude, trois vitesses différentes, simulant une apnée non maintenue, ont été appliquées à notre plate-forme afin d'étudier l'influence d'un mouvement dans l'axe z sur la résolution spatiale axiale, c'est-à-dire dans le plan (x,y), et sur les valeurs d'atténuation aux rayons X des structures mesurées (en HU) [24].



Figure 115 : L'ensemble plate-forme+fantôme QRM placé sur la table d'examen du scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon)

### VI.2.2.2. Matériel et méthodes

#### VI.2.2.2.1. Fantôme

Lors de cette étude, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) a été utilisé. Ce fantôme est le même que celui décrit dans la partie VI.2.1.2.1 (Figure 111).

#### VI.2.2.2.2. Plate-forme et mouvement

Le fantôme QRM a été placé sur la plate-forme de mouvement décrite dans la partie VI.1 (Figure 115). Afin d'obtenir une image de référence la première acquisition a été réalisée sans mouvement. Trois acquisitions ont ensuite été réalisées avec trois vitesses différentes (5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>). Ces trois vitesses correspondent à des vitesses de déplacement des organes durant une apnée non maintenue [16, 17].

#### VI.2.2.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées sur un scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon) avec les paramètres suivants : 120kV, 400mA, durée de

rotation du tube 0,35s, collimation 0,5 mm, intervalle de reconstruction 0,3 mm, filtre de reconstruction FC 12, pitch 0,828, taille de pixel 0,781x0,781. Ces paramètres correspondent à un protocole d'acquisition standard de la région abdominale (Figure 115).

#### VI.2.2.2.4. Analyse d'images

Les images CT axiales ont été analysées à l'aide du logiciel Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). Trois méthodes différentes d'analyse ont été utilisées afin d'étudier la résolution spatiale des images CT axiales. Tout d'abord, l'aire de chaque calcification a été mesurée, ensuite l'index de circularité de chaque calcification a été calculé et finalement, un profil d'intensité a été tracé à mi hauteur de chaque calcification selon l'axe x.

Le calcul de l'aire de chaque calcification a pu être mis en œuvre après avoir appliqué une segmentation aux images CT (seuil 100HU). L'indice de circularité des calcifications a été obtenu à l'aide de la formule :

$$F_c = \frac{A_{réelle}}{A_{mesurée}} \quad (36)$$

Où  $F_c$  est l'indice de circularité,  $A_{réelle}$  l'aire réelle d'une calcification et  $A_{mesurée}$  l'aire calculée à partir des images. L'indice de circularité sera égal à 1 si la calcification est un cercle parfait sur l'image. Plus la calcification sera déformée plus l'indice de circularité sera différent de 1.

#### VI.2.2.3. Résultats

##### VI.2.2.3.1. Profil d'intensité

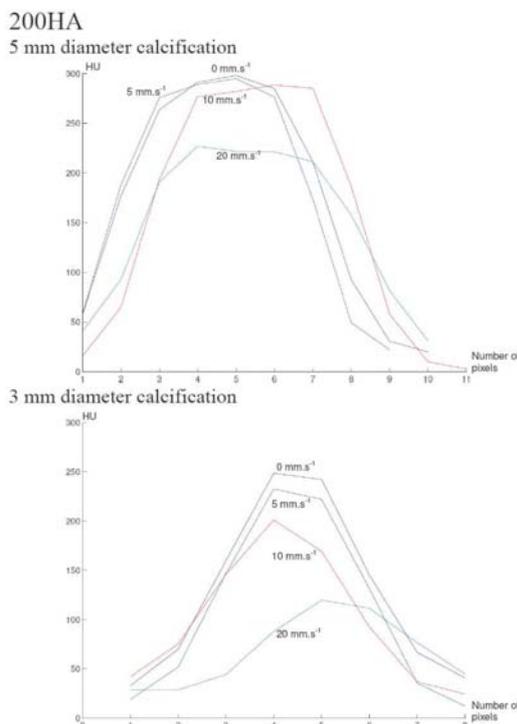


Figure 116 : Influence de la vitesse de déplacement selon l'axe z sur le profil de ligne dessiné à mi hauteur de chaque calcification selon l'axe x. Ici les calcifications ont une densité de 200mgHA/cm<sup>2</sup>.

Sans mouvement, pour toutes les densités d'hydroxyapatite testées (800 mgHA/cm<sup>2</sup>, 400 mgHA/cm<sup>2</sup> and 200 mgHA/cm<sup>2</sup>), les calcifications de diamètre 1, 3 et 5 mm sont toutes détectées (Figure 116 & 117). La calcification de 1mm de diamètre ayant une densité de 200 mgHA/cm<sup>2</sup> est la seule à ne jamais être détectée (Figure 116)

Quand un mouvement linéaire est appliqué au fantôme, quelque soit la vitesse testée (5, 10 ou 20 mm.s<sup>-1</sup>), les calcifications de diamètre 3 et 5 mm sont toujours détectées indépendamment de leur densité en hydroxyapatite. On peut néanmoins remarquer que plus la vitesse appliquée au fantôme est importante, plus les valeurs d'atténuation aux RX des calcifications sont faibles. Les valeurs d'atténuation aux RX mesurées en statique (0mm.s<sup>-1</sup>) peuvent être jusqu'à 2 à 3 fois plus importantes que celles mesurées quand la vitesse la plus grande (20 mm.s<sup>-1</sup>) est appliquée au fantôme.

Pour la densité de 800 mgHA/cm<sup>2</sup>, la calcification de 1 mm de diamètre n'est plus détectable à partir de 20 mm.s<sup>-1</sup> (Figure 117b). Pour la densité de 400

mgHA/cm<sup>2</sup>, la calcification de 1 mm de diamètre n'est plus détectable à partir de 5 mm.s<sup>-1</sup> (Figure 117a). Pour la densité de 200 mgHA/cm<sup>2</sup>, la calcification de 1 mm de diamètre n'est jamais détectable.

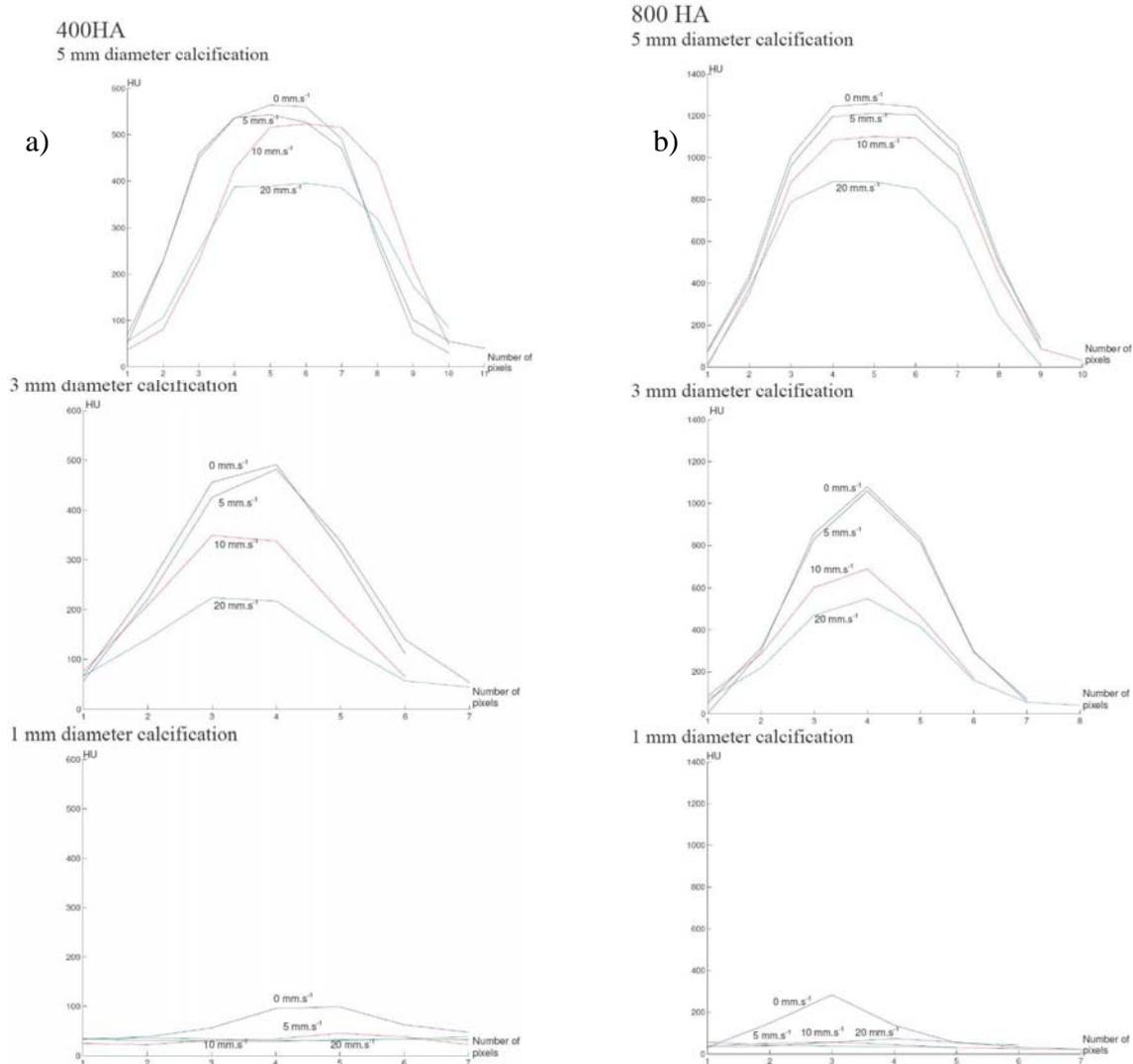


Figure 117 : Influence de la vitesse de déplacement selon l'axe z sur le profil de ligne dessiné à mi hauteur de chaque calcification selon l'axe x. Ici les calcifications ont une densité de 400 mgHA/cm<sup>2</sup> (a) et de 800 mgHA/cm<sup>2</sup> (b)

#### VI.2.2.3.2. Aire

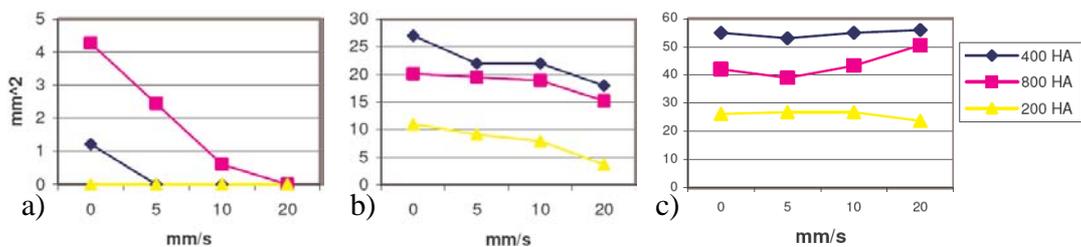


Figure 118 : Influence de la vitesse de déplacement selon l'axe z sur la mesure de l'aire des calcifications de diamètre 1 mm (a), 3 mm (b) et 5 mm (c).

Pour les calcifications de 1 mm de diamètre (Figure 118a), l'aire ne peut pas être calculée pour la densité de 200 mgHA/cm<sup>2</sup>. Pour la densité de 400 mgHA/cm<sup>2</sup>, l'aire ne peut plus être calculée à partir d'une vitesse de déplacement linéaire en z égale à 5 mm.s<sup>-1</sup>. Pour la densité de 800 mgHA/cm<sup>2</sup>, l'aire ne peut plus être calculée à partir de 20 mm.s<sup>-1</sup>. Ceci s'explique par le fait que les calcifications ne sont alors plus détectables sur les images CT axiales. Pour les calcification de 1 mm de diamètre ayant une densité égale à 800 mgHA/cm<sup>2</sup>, plus la vitesse appliquée au fantôme QRM est importante, plus l'aire calculée est faible (Figure 118a). Pour les calcifications de 3 mm de diamètre (Figure 118b), toutes les aires peuvent être calculées. Pour une densité d'hydroxyapatite donnée, plus la vitesse de déplacement du fantôme augmente, plus l'aire de la calcification diminue. Pour les calcifications de 5 mm de diamètre, toutes les aires peuvent être calculées. La variation due à l'augmentation de la vitesse n'est pas significative (Figure 118c).

#### VI.2.2.3.3. Indice de circularité

Même sans mouvement, les calcifications n'apparaissent pas parfaitement circulaires puisque aucun indice de circularité n'est égal à 1. Néanmoins, cet indice est dépendant du mouvement puisqu'il varie quand la vitesse de déplacement du fantôme augmente (Tableau XX). Pour les calcifications de 5 mm de diamètre, l'évolution de l'indice n'est pas linéaire mais on peut remarquer que la différence entre l'indice de circularité calculé sans mouvement et celui calculé avec la vitesse maximale est toujours la plus grande. Par exemple,  $F_c(C4, V0) < F_c(C4, V3)$ . Pour les calcifications de 3 mm de diamètre, plus la vitesse est élevée, plus l'indice de circularité est grand. Par exemple,  $F_c(C5, V0) < F_c(C5, V1) < F_c(C5, V2) < F_c(C5, V3)$ . Pour les calcifications de 1 mm de diamètre, seulement 4 indices de circularité ont pu être calculés. Pour la densité de 800 mgHA/cm<sup>2</sup>, l'indice de circularité augmente quand la vitesse augmente.

|                 | Diameter (mm) | HA density (mgHA/cm <sup>2</sup> ) | 0 mm/s            | 5 mm/s            | 10 mm/s           | 20 mm/s           |
|-----------------|---------------|------------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                 |               |                                    | circularity index | circularity index | circularity index | circularity index |
| Calcification 4 | 5             | 800                                | 0.466             | 0.503             | 0.453             | 0.588             |
| Calcification 1 | 5             | 400                                | 0.585             | 0.607             | 0.585             | 0.575             |
| Calcification 9 | 5             | 200                                | 0.748             | 0.731             | 0.731             | 0.825             |
| Calcification 5 | 3             | 800                                | 0.351             | 0.362             | 0.374             | 0.463             |
| Calcification 2 | 3             | 400                                | 0.429             | 0.526             | 0.526             | 0.643             |
| Calcification 8 | 3             | 200                                | 0.643             | 0.772             | 0.891             | 1.930             |
| Calcification 6 | 1             | 800                                | 0.184             | 0.322             | 1.287             |                   |
| Calcification 3 | 1             | 400                                | 0.643             |                   |                   |                   |
| Calcification 7 | 1             | 200                                |                   |                   |                   |                   |

Tableau XX : Indices de circularité calculés pour chaque calcification et pour chaque vitesse.

#### VI.2.2.4. Discussion et conclusion

Comme décrit par Tublin et al. [25] et par Shin et al. [26], les plus petites calcifications avec les plus faibles contrastes (c'est-à-dire ici, les calcifications de 1 mm de diamètre avec une densité de 200 mgHA/cm<sup>2</sup>) ne sont jamais détectées, même lorsque aucun mouvement n'est appliqué au fantôme. Les calcifications de 1 mm de diamètre avec des valeurs de densités plus importantes (400 et 800 mgHA/cm<sup>2</sup>) sont, elles, toujours détectables sans mouvement. Quand

un mouvement dans l'axe z intervient, la calcification de 1 mm de diamètre disparaît à partir de  $5 \text{ mm.s}^{-1}$  pour la densité de  $400 \text{ mgHA/cm}^2$  et à partir de  $20 \text{ mm.s}^{-1}$  pour la densité de  $800 \text{ mgHA/cm}^2$ . Les calcifications de 3 et 5 mm de diamètre sont toujours détectables même pour la valeur de vitesse maximale testée. La taille et la densité des objets étudiés jouent donc un rôle primordial dans la détermination de l'influence du mouvement sur la qualité de l'image.

Pour les calcifications de 1 et 3 mm de diamètre, l'aire mesurée augmente quand la vitesse augmente. Cela n'est pas le cas pour les calcifications de 5 mm de diamètre, où l'aire mesurée ne varie pas de manière significative quand la vitesse augmente. Les petites structures, ayant un diamètre inférieur à 3 mm, sont donc plus sensibles au mouvement que les plus grosses structures. L'influence du mouvement n'est donc pas la même suivant la taille de la structure observée. En effet, les objets de petites tailles sont davantage sensibles au moyennage volumique et à l'effet de volume partiel.

L'influence du mouvement sur les calcifications les plus petites peut également être montrée en utilisant l'indice de circularité, qui est ici utilisé comme un critère de déformation. En effet, comme l'indice de circularité varie quand la vitesse augmente, il prouve que la déformation des calcifications n'est pas toujours la même. Le fait que l'indice de circularité ne soit jamais égal à 1, même quand aucun mouvement n'est appliqué au fantôme, prouve que les objets sont toujours déformés quand ils apparaissent sur une image CT (effet de cône). Cette déformation, d'autant plus importante quand la vitesse augmente, a également été montrée par Chen et al. [20] (moyennage volumique partiel). Plus les calcifications sont petites, plus la vitesse a une influence importante sur la déformation (effet de volume partiel et moyennage volumique partiel). Par exemple,  $F_c(C6, V2) = 7 \times F_c(C6, V0)$  and  $F_c(C1, V2) = F_c(C1, V0)$ . De plus le contraste des calcifications varie avec la vitesse. En effet, pour toutes calcifications et pour tous les diamètres testés, les valeurs d'atténuation aux RX diminuent quand la vitesse de déplacement du fantôme augmente.

La déformation, la détectabilité et le contraste des calcifications sont donc dépendants de la taille, de la densité et du mouvement appliqué. On peut donc dire que l'influence du mouvement sur la qualité de l'image dépend de l'objet étudié et ne peut être prédit. Même avec les dernières générations de scanners, le mouvement en z n'est pas un problème résolu et entraîne une dégradation de la qualité de l'image qui peut conduire à un diagnostic faussé.

### VI.2.3. Influence du mouvement de translation en z couplé à une rotation en z sur la qualité des images axiales

*Les résultats de la partie VI.2.3 ont donné lieu à un article de conférence*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008; 6913;1

*et à une présentation affichée*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

SPIE Medical Imaging. 16- 21 février 2008, San Diego, California, USA.

### VI.2.3.1. Introduction

Parmi les mouvements involontaires du patient qui peuvent avoir lieu durant l'acquisition CT, les mouvements respiratoires et les mouvements cardiaques sont ceux qui dégradent le plus la qualité de l'image [14, 20, 22, 27]. En effet, comme nous l'avons vu dans la partie V.1, les organes situés dans l'abdomen tels que les reins, le foie, la rate bougent de manière significative pendant la respiration [28, 29]. De plus, les contractions cardiaques induisent un mouvement du cœur mais également des organes voisins tel que le foie.

Les mouvements des organes peuvent être vus comme une combinaison de plusieurs translations (avec la translation en z étant celle qui a la plus grande amplitude) et de rotation (avec la rotation d'axe z étant celle ayant la plus grande incidence sur la qualité de l'image). Afin de réduire les artefacts engendrés par ces mouvements, de nombreuses techniques peuvent être mises en place (*gating* respiratoire, cardiaque...). Elles permettent de compenser les limites techniques des scanners actuels. En effet, malgré les nombreuses améliorations apparues dans la dernière décennie (mode spiralé [30], scanner multicoupes [31], augmentation de la vitesse de rotation...), la qualité des images CT est toujours dégradée par les mouvements physiologiques. Par exemple, pour un diagnostic optimal des artères coronaires, une résolution temporelle inférieure à 50 ms devrait être utilisée [22]. Une telle résolution est actuellement impossible à obtenir en clinique. En effet, pour reconstruire une image, les projections d'au moins la moitié du temps de rotation du tube sont nécessaires [31]. Avec les scanners actuels, le temps de rotation le plus faible disponible est de 330 ms [32], donc au moins 165 ms sont nécessaires pour avoir la moitié des projections. Une autre solution développée par les constructeurs est l'augmentation du nombre de barrettes [32-34].

Avant d'essayer d'optimiser les paramètres CT et d'essayer de corriger les effets du mouvement sur la qualité de l'image, il est important de comprendre comment ces artefacts apparaissent, d'étudier leur apparition, leur influence sur la qualité de l'image et les effets des algorithmes de reconstruction.

Cette étude a pour but d'étudier l'influence des artefacts de mouvement sur la qualité de l'image à l'aide d'un scanner 64 barrettes qui est actuellement le type de scanner le plus performant en routine clinique. Les mouvements simulés lors de cette étude sont plus fidèles à la réalité physiologique que ceux réalisés dans les études précédentes.

### VI.2.3.2. Matériel et méthodes

#### VI.2.3.2.1. Fantôme

Lors de cette étude, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) a été utilisé. Ce fantôme est le même que celui décrit dans la partie VI.2.1.2.1 (Figure 109). Ici, seul l'insert de calibration est placé sur la plate-forme.

#### VI.2.3.2.2. Plate-forme

Dans le cadre de cette étude, un système permettant une rotation en z a été ajouté à la plate-forme existante (cf. VI.I). L'ajout de ce degré de liberté permet de simuler de manière plus réaliste les mouvements physiologiques. La rotation dans l'axe z est réalisée par un moteur Brushless (Transtech JVL MAC 140), identique à celui utilisé pour la translation, couplé à un réducteur (Ridutorri MP-TR). A l'aide d'un accouplement (NBK MPB-2C), le couple moteur-

réducteur entraîne le fantôme en rotation (Figure 116). Là encore, le codeur intégré au moteur permet de connaître la position réelle du fantôme. Trois détecteurs inductifs de position (Infra ISS34-2) permettent d'initialiser la position du fantôme et de stopper sa course (Figure 119). Les éléments de fixation ont été réalisés sur mesure d'après plan par monsieur Pierre-Louis Marange du laboratoire de RMN de l'université de Nancy.



Figure 119 : Système mécanique permettant une rotation du fantôme dans l'axe z et placé sur la plateau mobile de la plate-forme.

La commande du système se fait de manière identique à celle de la translation. L'utilisation de fichier texte d'entrée permet de réaliser des mouvements de rotation sinusoïdaux, de rotation linéaires ou d'utiliser des données permettant de réaliser des mouvements physiologiques [15-18]. A chaque période d'échantillonnage, les valeurs réelles de position angulaires et de vitesse de rotation, obtenues grâce au codeur incrémental, sont sauvegardées dans des tableaux. A la fin du mouvement, des fichiers textes de sauvegarde (position et vitesse) sont créés.

#### VI.2.3.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées sur un scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon) avec les paramètres suivants : 120kV, 400mA, durée de rotation du tube 0,35s, épaisseur de coupe 0,5 mm, intervalle de reconstruction 0,3 mm, filtre de reconstruction FC 30, pitch 0,828 (Figure 120). La première acquisition a été réalisée avec la plate-forme éteinte (0mm/s et 0°/s) afin d'obtenir une image de référence. Ensuite pour une vitesse de translation en z constante et nulle (0mm/s), 4 acquisitions successives ont été réalisées avec 4 vitesses de rotations différentes. Ces 4 acquisitions nous ont permis d'étudier l'influence de la rotation seule sur la qualité de l'image. La rotation du fantôme s'est faite dans le sens horaire, et dans le même sens que la rotation du tube à RX. De la même manière, les 4 vitesses de rotation ont été ensuite successivement associées à deux autres vitesses de translation en z (5 et 10 mm/s). Ces 8 nouvelles acquisitions nous ont permis d'étudier l'influence d'un mouvement de rotation-translation en z sur la qualité des images CT axiales



Figure 120 : La plate-forme, dans sa version translation+rotation, placée sur la table d'examen du scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon)

(Tableau XXI). Les valeurs de vitesse de déplacement choisies pour simuler un mouvement cardiaque sont en accord avec les données de la littérature[18, 27, 28, 35-40].

|                    |         | z-axis rotation |                |                |                |
|--------------------|---------|-----------------|----------------|----------------|----------------|
|                    |         | 0 °s            | 10 °s          | 20 °s          | 45 °s          |
| z-axis translation | 0 mm/s  | Acquisition 1   | Acquisition 2  | Acquisition 3  | Acquisition 4  |
|                    | 5 mm/s  | Acquisition 5   | Acquisition 6  | Acquisition 7  | Acquisition 8  |
|                    | 10 mm/s | Acquisition 9   | Acquisition 10 | Acquisition 11 | Acquisition 12 |

Tableau XXI : Combinaisons des vitesses de rotation et de translation testées

#### VI.2.3.2.4. Analyse des images

Les images CT axiales ont été analysées à l'aide du logiciel Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). La valeur moyenne d'atténuation a été mesurée dans trois régions d'intérêt (ROI), de 35 mm de diamètre, placées dans l'insert de calibration QRM. Aucune de ces trois ROIs n'inclue de calcifications. On caractérise le bruit de l'image par une mesure de variance décrite par :

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \times \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2 \quad (37)$$

Où  $\sigma$  est le bruit,  $P_i$  la valeur d'atténuation aux RX du pixel  $i$ ,  $P$  la moyenne des valeurs d'atténuation des pixels contenus dans la ROI et  $N$  le nombre de pixels contenus dans la ROI. De plus, un profil d'intensité a été tracé à mi hauteur de la calcification 1 selon l'axe x.

#### VI.2.3.3. Résultats

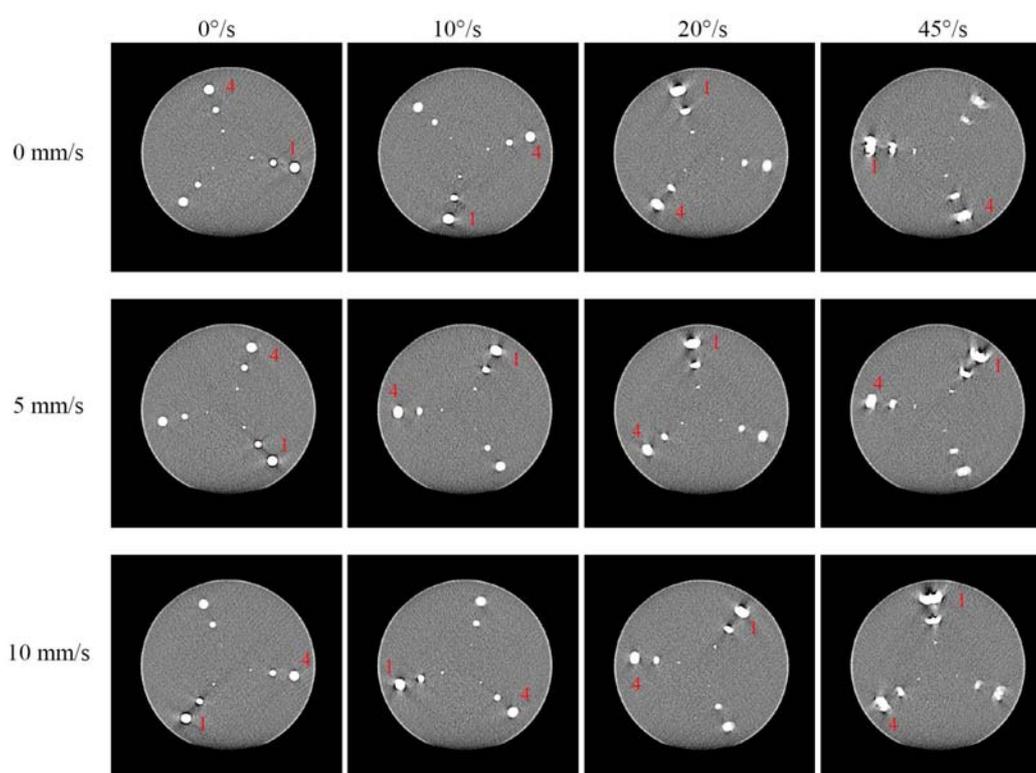


Figure 121 : Images CT axiales de l'insert de calibration QRM avec toutes les combinaisons de mouvements testées. Les calcifications 1 et 4 sont indiquées sur chaque image afin d'identifier facilement toutes les calcifications (Figure 109). La rotation se fait dans le sens horaire.

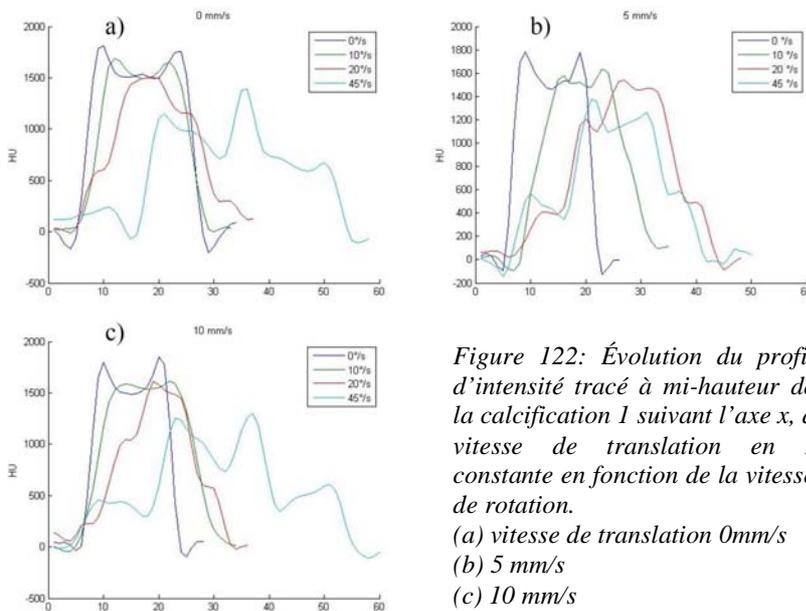


Figure 122: Évolution du profil d'intensité tracé à mi-hauteur de la calcification 1 suivant l'axe  $x$ , à vitesse de translation en  $z$  constante en fonction de la vitesse de rotation.  
 (a) vitesse de translation 0mm/s  
 (b) 5 mm/s  
 (c) 10 mm/s

Une fenêtre de visualisation de tissu mou (W 4000 HU ; L 40 HU) a été utilisée pour visualiser les images CT axiales (Figure 121). Visuellement, il apparaît clairement une dégradation de la définition des contours des calcifications quand la vitesse de rotation augmente. La qualité des images est donc dégradée quand un mouvement de rotation pure (c'est-à-dire avec une vitesse de translation nulle) est appliquée au fantôme. La même constatation avait été

faite avec un mouvement de translation pure. Quand les deux types de mouvements sont combinés, la dégradation est d'autant plus forte. Cette dégradation apparaît clairement sur les profils d'intensité tracés à mi hauteur de la calcification 1. A vitesse de translation constante, plus la vitesse de rotation augmente, moins les contours de la calcification sont nets et plus les valeurs moyennes d'atténuation sont faibles (Figure 122). Quand la vitesse de rotation constante est égale à 0 ou à 10°/s, l'augmentation de la vitesse de translation ne conduit pas à des modifications des valeurs d'atténuation de la calcification 1. Les contours de la calcification 1 restent également identiques à ceux obtenus en statique (Figure 123). À partir de vitesses de rotation constantes supérieures à 10 mm/s, plus la vitesse de translation augmente, moins les contours de la calcification sont nets et plus les valeurs moyennes d'atténuation sont faibles (Figure 123).

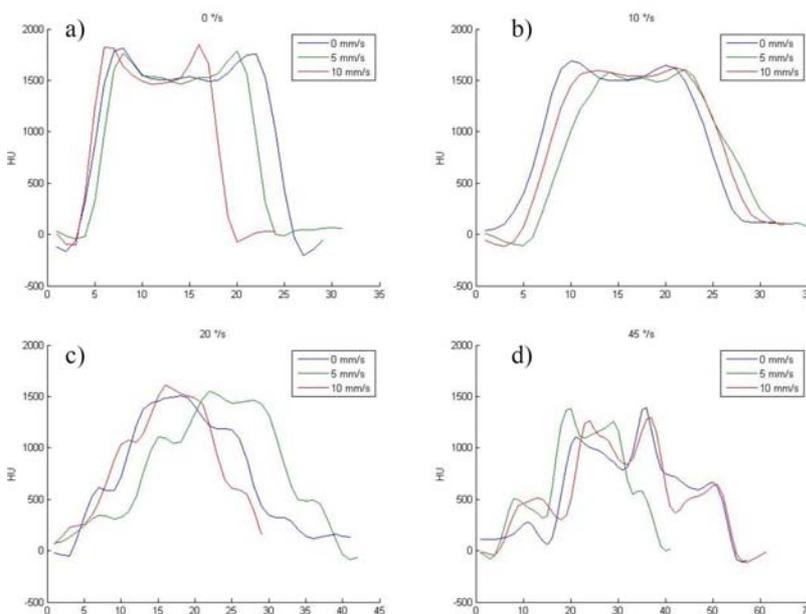


Figure 123: Évolution du profil d'intensité tracé à mi-hauteur de la calcification 1 suivant l'axe  $x$ , à vitesse de rotation en  $z$  constante en fonction de la vitesse de translation.  
 (a) vitesse de rotation 0 °/s  
 (b) 10 °/s  
 (c) 20 °/s  
 (d) 45 °/s

Quand une vitesse de translation de 0 mm/s est appliquée au fantôme (Figure 124a), l'augmentation de la vitesse de rotation conduit à une très faible, et donc non significative, augmentation du niveau de bruit de l'image. Les variations de niveau de bruit engendrées par une augmentation de la vitesse de rotation, à vitesse de translation constante (5 et 10 mm/s), ne sont pas significatives (Figures 124b & 124c). Le mouvement de rotation en z n'affecte donc pas le bruit de l'image.

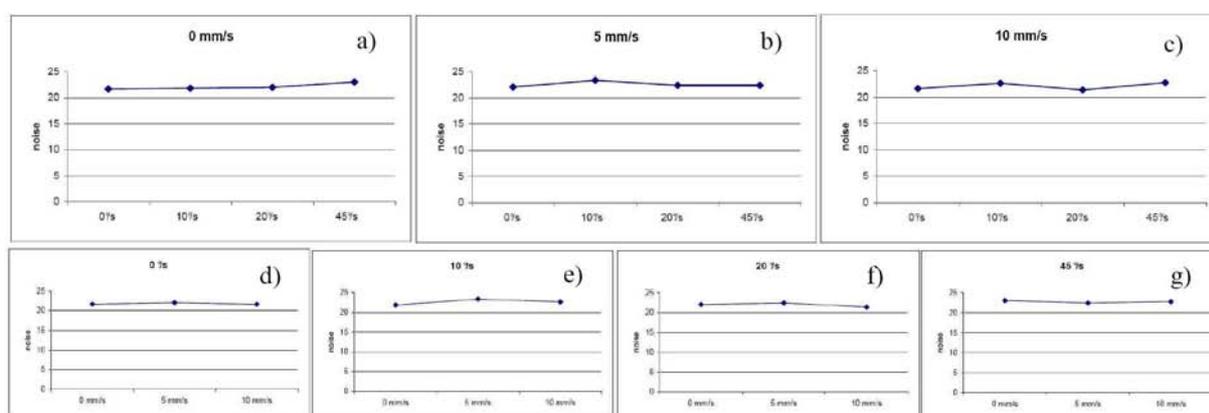


Figure 124 : Influence de la vitesse de rotation, pour une vitesse de translation constante donnée, sur le niveau de bruit dans les images CT axiales (a), (b), (c). Influence de la vitesse de translation, pour une vitesse de rotation constante donnée, sur le niveau de bruit dans les images CT axiales (d), (e), (f), (g).

Quand une vitesse de rotation nulle est appliquée au fantôme (Figure 124d), l'augmentation de la vitesse de translation induit de très faibles variations du niveau de bruit dans l'image. Il en va de même lorsque la vitesse de rotation n'est pas nulle (Figure 124e, 124f, 124g). Le niveau de bruit dans l'image ne varie donc pas significativement quand la vitesse de translation augmente.

#### VI.2.3.4. Discussion et conclusion

Dans cette étude, nous avons démontré comment des mouvements élémentaires influencent la qualité des images CT axiales. Cette dégradation s'exprime sous la forme d'une diminution des valeurs d'atténuation aux RX et d'une déformation des contours des objets scannés. Cette déformation peut s'expliquer par l'effet de volume partiel et par l'effet de cône. En effet, l'effet de volume partiel apparaît quand un objet dense est placé de telle manière qu'il peut être vu par les détecteurs lorsque ceux-ci sont orientés selon un angle  $\alpha$  et ne peut pas être vu lorsque les détecteurs sont orientés selon l'angle  $(\alpha+180^\circ)$ . Nos calcifications étant soumises à une rotation dans le plan (x,y), les détecteurs ne les détectent jamais à la même place. Il en résulte des zones d'ombre et du flou qui ne permettent plus de distinguer clairement les contours des calcifications. De plus, la translation en z entraîne un effet de moyennage volumique partiel, ce qui entraîne une baisse des valeurs d'atténuation aux RX. La forte densité des calcifications scannées et l'hétérogénéité de notre fantôme engendrent également des artefacts de durcissement de faisceau qui se traduisent par l'apparition de zones d'ombre au voisinage des calcifications. Ces artefacts ne sont, néanmoins, pas dus à la présence du mouvement. La corruption des données ainsi obtenues peut mener à des erreurs de diagnostic en masquant ou en imitant des détails anatomiques. Le bruit de fond de l'image, quant à lui n'est pas, ou très peu, influencé par le mouvement

### VI.3. Étude de l'influence du mouvement sur la qualité des images coronales

Les résultats de la partie VI.3 ont donné lieu à un article de conférence

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner*

Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:4429-32.

et à une présentation affichée

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner*

29th International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Lyon, France.

23-26 Août 2007

#### VI.2.1. Introduction

Le post-traitement permettant la transformation d'images axiales en images non axiales a évolué parallèlement à l'introduction de nouvelles technologies d'acquisition en CT. Actuellement tous les constructeurs proposent sur leurs machines des projections multiplanaires (MPR, *Multipolar Projection*) et des projections de maximum d'intensité (MIP, *Maximum Intensity Projection*) pour la reconstruction d'images 2D et des rendus de volumes pour la création d'images 3D. La précision des images obtenues avec ces méthodes de post-traitement dépend de la résolution spatiale en z. Les images axiales consistent en des données reconstruites dans le plan (x, y). Pendant de nombreuses années, la résolution en z a été inférieure à la résolution en x et en y. L'épaisseur de coupe étant plus importante que la taille du pixel des images axiales, les données obtenues étaient anisotropes [41]. L'introduction du scanner 64 barrettes a permis de réaliser, en routine, des acquisitions isotropes. Néanmoins, la qualité de détection des pathologies ne s'en est trouvée que faiblement améliorée [42]. Dans cette étude, nous nous sommes penchés sur la dégradation de la qualité des images coronales, c'est-à-dire reconstruites dans le plan (x, z).

#### VI.2.2. Matériel et méthodes

##### VI.2.2.1. Fantômes

Lors de cette étude, nous avons utilisé deux fantômes différents. Le premier est une mire de résolution (*bar pattern*) du commerce permettant de mesurer la résolution spatiale en paire de ligne par cm (lp/cm). Elle permet d'estimer une résolution spatiale allant de 0,5 lp/cm à 50 lp/cm. Ses dimensions sont 110x 40x 3 mm (Figure 125a). Cette mire est habituellement utilisée en radiologie conventionnelle pour évaluer la résolution spatiale dans le plan.

Le second fantôme a été réalisé à partir d'une plaque de polyacétal (250x 140x 5 mm). Dans cette plaque, des trous circulaires de différents diamètres ont été percés. C'est pourquoi ce fantôme est appelé « *Circle Pattern* » (Figure 125b). Dans l'axe z, il y a une succession de 5 trous de diamètres respectivement égaux à 10, 20, 30, 20 et 10 mm. A 5 mm de chacun de ces trous ont été percés une série de 2 trous de 2 mm espacés de 2 mm dans l'axe z. Chacune de ces séries est espacée de la suivante de 10 mm (Figure 125b). Une série de 2 trous de 2 mm espacés de 2 mm dans l'axe x a également été percée de part et d'autre des gros trous. Ce fantôme permet d'étudier la circularité des trous et la fusion éventuelle de plusieurs trous quand un mouvement en z est appliqué. Ces deux fantômes nous donnent un moyen facile d'estimer la résolution spatiale.

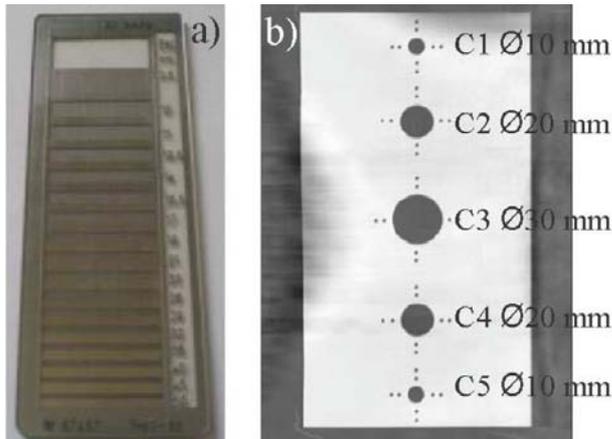


Figure 125 : a) Mire de résolution (bar pattern) permettant d'étudier la résolution spatiale en z. b) Plaque de polyacétal dans laquelle des trous calibrés ont été percés



Figure 126 : L'ensemble (mire de résolution et plate-forme) placé sur la table du scanner Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon)

#### VI.2.2.2. Plate-forme

Nos deux fantômes ont été placés sur la plate-forme décrite dans la partie VI.1 (Figure 126). Le mouvement de rotation présentée dans la partie VI.2.2.2 n'a pas été exploité ici, l'étude ayant été réalisée avant la mise en place de ce degré de liberté supplémentaire.

#### VI.2.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées sur un scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon) avec les paramètres suivants : 120kV, 400mA, durée de rotation du tube 0,35s, collimation 0,5 mm, intervalle de reconstruction 0,3 mm, filtre de reconstruction FC 12, pitch 0,828, taille de pixel 0,625x0,625 (Figure 126).

La première acquisition a été réalisée sans mouvement afin d'obtenir une image de référence. Trois acquisitions ont ensuite été réalisées, avec trois vitesses de translation en z différentes (5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>). Ces trois vitesses permettent de simuler une apnée ratée ou non maintenue par le patient durant le temps de l'acquisition.

#### VI.2.2.4. Analyse d'images

Cette étude est basée sur l'utilisation d'images MPR. Les fantômes ont été reconstruits dans le plan (x,z). Les images CT coronales ont été analysées à l'aide du logiciel Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, Ma, USA). Pour évaluer la dégradation de la résolution spatiale sur les images MPR due à un mouvement de translation en z, deux critères ont été utilisés. Un profil d'intensité a été réalisé dans la direction longitudinale (c'est-à-dire selon l'axe z) pour les deux fantômes. L'indice de déviation au cercle inscrit (*Deviation to the Inscribed Circle Index, DICI*) a été calculé pour chaque trou du fantôme en polyacétal. Cet indice est défini par :

$$DICI = 1 - \frac{A_{réelle}}{A_{mesurée}} \quad (38)$$

Avec  $A_{réelle}$  l'aire de la calcification en mm<sup>2</sup> et  $A_{mesurée}$  l'aire du trou apparaissant sur l'image CT coronale en mm<sup>2</sup>.

### VI.2.3. Résultats

#### VI.2.3.1. Profils d'intensité

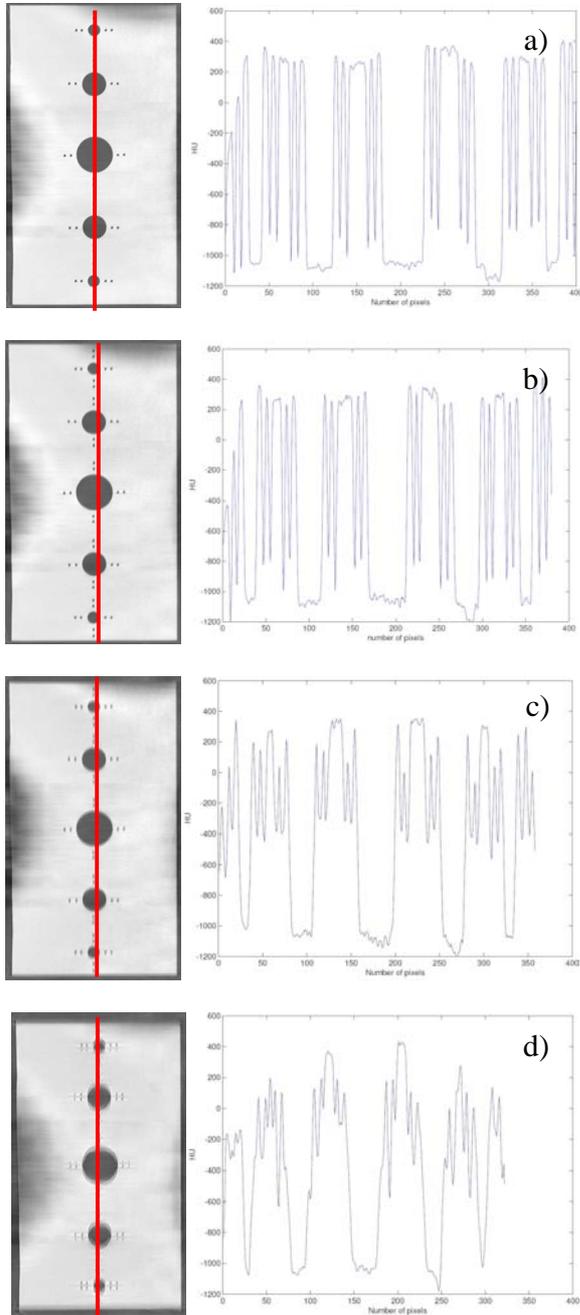


Figure 127 : A gauche, image MPR du fantôme en polyacétal. A droite, profil d'intensité correspondant à la ligne rouge tracée sur le fantôme. a) 0 mm.s<sup>-1</sup>, b) 5 mm.s<sup>-1</sup>, c) 10 mm.s<sup>-1</sup>, d) 20 mm.s<sup>-1</sup>

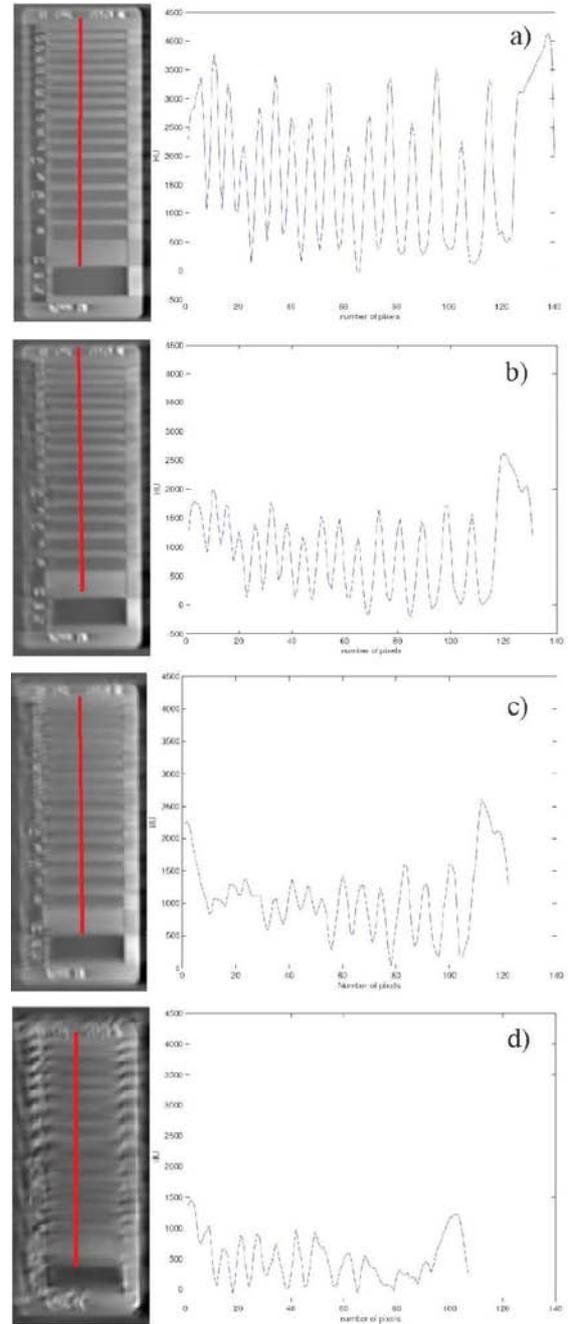


Figure 128 : A gauche, image MPR de la mire de résolution. A droite, profil d'intensité correspondant à la ligne rouge tracée sur le fantôme. a) 0 mm.s<sup>-1</sup>, b) 5 mm.s<sup>-1</sup>, c) 10 mm.s<sup>-1</sup>, d) 20 mm.s<sup>-1</sup>

*- Fantôme en polyacétal*

Sans mouvement, le profil d'intensité permet de détecter tous les trous percés dans la plaque de polyacétal (Figure 127a). La différence de contraste entre la plaque et les trous est constante et nette. La valeur d'atténuation aux RX de la plaque de polyacétal est égale à 300 HU. La valeur d'atténuation des trous de 10, 20 et 30 mm de diamètre est égale à -1100 HU. La valeur d'atténuation des trous de 2 mm de diamètre est égale à -850 HU (Figure 127a).

Quand le fantôme bouge à une vitesse de  $5 \text{ mm.s}^{-1}$  pendant l'acquisition, la détection des trous est la même qu'en statique, elle n'est pas altérée par le mouvement. La translation en z de  $5 \text{ mm.s}^{-1}$  semble ne pas avoir d'effet négatif sur la qualité des images coronales (Figure 127b).

Quand une vitesse de translation de  $10 \text{ mm.s}^{-1}$  est appliquée au fantôme, les 5 trous principaux sont toujours détectés et leur valeur d'atténuation aux RX est identique à celle mesurée sans mouvement (-1100 HU). Les trous de 2 mm de diamètres ont, eux, une valeur d'atténuation différente de celle mesurée en statique (-400 HU contre -850 HU sans mouvement). Les valeurs d'atténuation de la plaque de polyacétal entre les trous de 2 mm de diamètre et les trous principaux (10, 20 et 30 mm de diamètre) sont plus faibles (150 HU) que ceux obtenus en statique (300 HU) (Figure 127c).

Quand le fantôme bouge selon l'axe z avec une vitesse de  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ , les 5 trous principaux sont toujours détectables contrairement aux trous de 2 mm de diamètre dont certains ne peuvent plus être détectés. Certains trous de 2 mm de diamètre n'apparaissent plus sur l'image, ou ne peuvent plus être distingués comme des structures indépendantes de la plaque, ou sont fusionnés avec un des trous principaux. La valeur d'atténuation des trous de 2 mm de diamètre est de -200 HU.

On peut également noter que, plus la vitesse est importante, plus le diamètre des trous, la distance entre deux trous et la longueur totale de la plaque sont faibles. Par exemple, la longueur de la plaque est de 250 mm sans mouvement, 237 mm à  $5 \text{ mm.s}^{-1}$ , 223 mm à  $10 \text{ mm.s}^{-1}$ , et 201 mm à  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ . Un autre exemple est la diminution du diamètre mesuré du trou de 30 mm de diamètre. Sans mouvement, le diamètre mesuré est égal à 29 mm. Il est égal à 27 mm à  $5 \text{ mm.s}^{-1}$ , 25 mm à  $10 \text{ mm.s}^{-1}$ , et 21 mm à  $20 \text{ mm.s}^{-1}$  (Figure 127).

*- Mire de résolution*

Sans mouvement, les 16 aires permettant de tester la résolution spatiale sont détectées mais apparaissent comme des trous (Figure 128a). Même la résolution spatiale la plus faible (0,5 lp/cm) ne peut être mesurée. La dégradation de la résolution spatiale, due à la présence d'un mouvement, ne peut être montrée avec cette mire de résolution. Néanmoins, quelques informations peuvent être extraites de ces données. En effet, plus la vitesse est grande, plus les valeurs d'atténuation aux RX de la mire de résolution diminuent. Par exemple, la valeur moyenne d'atténuation du fantôme est égale à 3000 HU sans mouvement. Elle est égale à 700 HU lorsque la vitesse maximale est appliquée (Figure 128d). Tout comme pour le fantôme en polyacétal, la longueur de la mire diminue quand la vitesse augmente. Quand la vitesse de translation est nulle, la longueur de la mire est de 87 mm. A  $5 \text{ mm.s}^{-1}$ , elle est égale à 81 mm. À  $10 \text{ mm.s}^{-1}$ , la longueur est de 76. À  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ , elle est de 67 mm (Figure 128).

Quand une vitesse de  $5 \text{ mm.s}^{-1}$  est appliquée, les 16 aires de calibration sont détectées. A  $10 \text{ mm.s}^{-1}$ , seulement 14 peuvent l'être, et à  $20 \text{ mm.s}^{-1}$ , seulement 12.

### VI.2.3.2. Indice de déviation au cercle inscrit (DICI)

Pour tous les trous principaux (10, 20 et 30 mm de diamètre), l'indice de déviation au cercle inscrit (DICI) diminue quand la vitesse augmente, excepté pour le trou C2 de diamètre 20 mm (Figure 129).

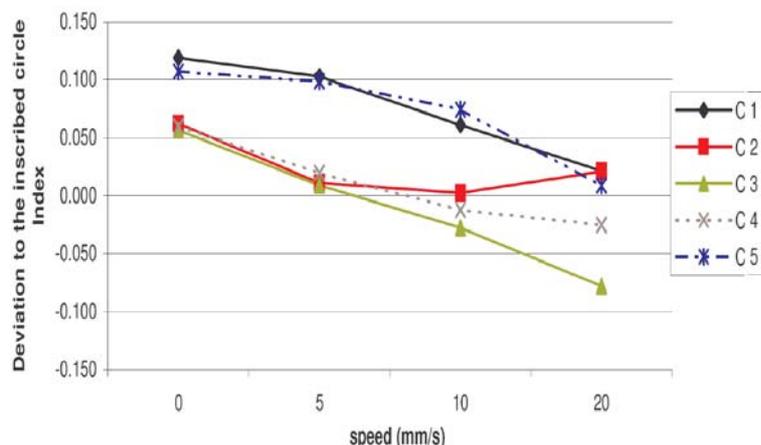


Figure 129 : Évolution de l'indice de déviation au cercle inscrit en fonction de la vitesse du mouvement réalisé selon l'axe z. C1 et C5 sont les trous de 10 mm de diamètre. C2 et C4 sont les trous de 20 mm de diamètre. C3 est le trou de 30 mm de diamètre.

### VI.2.4. Discussion

Quand la vitesse augmente, une fusion entre deux trous de 2 mm voisins ou entre un trou de 2 mm et un des trous principaux peut avoir lieu. Plus la vitesse est importante, plus il est difficile de distinguer les trous de 2 mm de diamètre, soit parce qu'ils ont fusionné avec d'autres trous, soit parce qu'ils apparaissent beaucoup plus petits qu'en réalité. Ceci peut s'expliquer par le sous-échantillonnage en z. Ce phénomène est dû au fait que le fantôme bouge avec une vitesse constante dans la même direction que la table. Comme ce mouvement n'est pas compensé par les algorithmes de reconstruction (contrairement à celui de la table), il en résulte un sous-échantillonnage. Cette notion permet d'expliquer la diminution de la longueur du fantôme en polyacétal (ou de la mire de reconstruction) quand la vitesse augmente. Elle permet également de comprendre pourquoi le DICI diminue quand la vitesse augmente. La valeur du DICI pour le trou C2 à  $20 \text{ mm.s}^{-1}$  est contradictoire avec l'aspect général des autres courbes, car à cette vitesse, les trous de 2 mm ont fusionné avec le trou C2. De ce fait l'aire de C2 est plus importante. La diminution des valeurs d'atténuation aux RX du fantôme en polyacétal et de la mire de résolution lorsque la vitesse de translation augmente peut s'expliquer par l'effet de moyennage volumique partiel dans l'axe z. Bien que la mire de résolution étudiée ne soit pas dédiée à ce genre d'étude et ne permette pas de quantifier la résolution spatiale, il nous est possible d'affirmer grâce à elle que la résolution spatiale en z est gravement dégradée quand un mouvement en z est réalisé durant l'acquisition.

Un mouvement de translation en z conduit donc à une perte d'information sur la forme, sur le contraste et sur la taille des objets dans la plan (x,z). Cette perte d'information peut s'avérer dommageable lors de l'interprétation des images reconstruites dans le plan coronal.

### VI.3. Étude de l'influence du mouvement sur le volume calculé

*Les résultats de la partie VI.4.2 ont donné lieu à un article de conférence*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008; 6913; 1

*et à une présentation affichée*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

SPIE Medical Imaging. 16- 21 février 2008, San Diego, California, USA.

#### VI.3.1. Introduction

Le post traitement permettant la transformation des données en images volumiques a évolué parallèlement à l'introduction de nouvelles technologies d'acquisition en CT. Actuellement tous les constructeurs proposent des rendus de volumes pour la création d'images 3D. La précision des images obtenues avec ces méthodes de post-traitement dépend de la résolution spatiale dans les trois plans. Cette étude permet donc de connaître l'influence d'un mouvement de translation en z et d'un mouvement de rotation en z sur la dégradation de la résolution spatiale dans les 3 plans de l'espace.

#### VI.3.2. Matériel et méthodes

##### VI.3.2.1. Fantôme

Lors de cette étude, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) a été utilisé. Ce fantôme est le même que celui décrit dans la partie VI.2.1.2.1 (Figure 111). Ici, seul l'insert de calibration est placé sur la plate-forme.

##### VI.3.2.2. Plate-forme

Dans le cadre de cette étude, la plate-forme utilisée est la même que celle décrite dans la partie VI.2.3.2.2.2. Elle permet, dans cette configuration de réaliser un mouvement de translation en z et un mouvement de rotation d'axe z.

##### VI.3.2.3. Acquisitions

Le scanner utilisé et le protocole d'acquisition sont en tous points similaires à ceux exposés dans la partie VI.2.3.2.3.

##### VI.3.2.4. Analyse d'images

L'insert de calibration QRM contient 9 calcifications de volume connu. La somme du volume de ces 9 calcifications a été calculée. Basé sur une technique de seuillage, le volume est obtenu grâce au logiciel Leonardo Syngo 2004A (Siemens, Erlangen, Deutschland). Sur l'image obtenue sans mouvement, la valeur du seuil minimal est fixée manuellement. Elle est choisie égale à la valeur d'atténuation aux RX la plus faible rencontrée sur les 9 calcifications. La même opération est réalisée pour la valeur de seuil maximale. Pour chaque acquisition, la somme des volumes des 9 calcifications a donc été réalisée.

### VI.3.3. Résultats

Même quand aucun mouvement n'est appliqué au fantôme (0mm/s & 0°/s), le volume calculé apparaît 1,4 fois plus grand que le volume réel (Figure 130). Quand la vitesse maximale testée (10 mm/s & 45°/s) est appliquée, le volume calculé est égal à 2,6 fois le volume réel (Figure 125 & Figure 131).

En l'absence de translation ( $V_T = 0$ ), le volume calculé augmente quand la vitesse de rotation ( $V_R$ ) augmente. Quand  $V_T$  n'est plus nulle (5 ou 10 mm.s<sup>-1</sup>), le même phénomène est observé (Figure 130a). L'influence du mouvement de la rotation sur le volume est donc significative. Par exemple, en moyenne, le volume obtenu avec  $V_R=45^\circ$  est 1,5 fois plus grand que celui obtenu avec  $V_R=0^\circ$ /s.

Quand une vitesse de rotation ( $V_R$ ) constante est appliquée au fantôme, les variations observées du volume ne sont pas significatives quand la vitesse de translation augmente (Figure 130b).

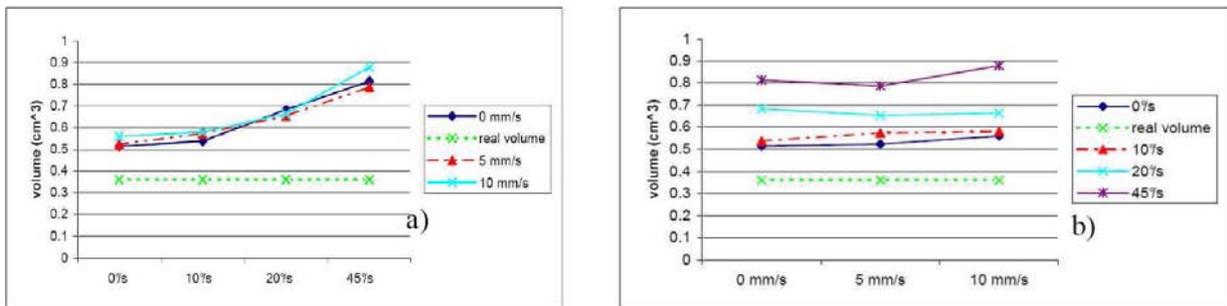


Figure 130 : a) Influence de la vitesse de rotation, à vitesse de translation constante, sur le volume calculé. b) Influence de la vitesse de translation, à vitesse de rotation constante, sur le volume calculé.

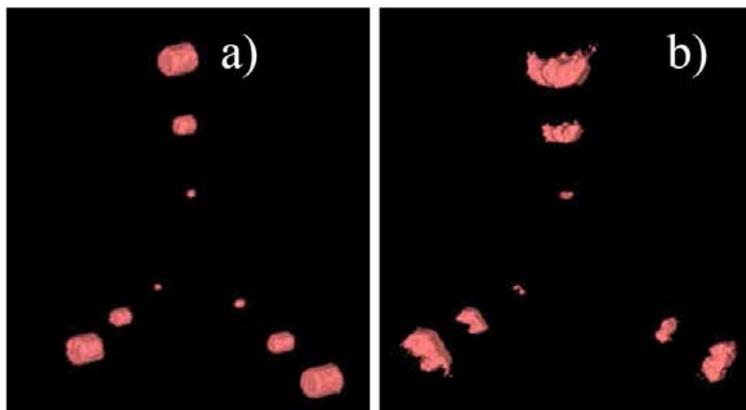


Figure 131 : Reconstruction 3D des calcifications de l'insert de calibration. Sans mouvement (0mm/s & 0°/s) (a) et avec le mouvement testé le plus grand (10 mm/s & 45°/s) (b).

### VI.3.4. Discussion

Le mouvement de translation a moins d'influence que le mouvement de rotation sur le volume de la structure mobile. L'influence de la translation est moins importante, ici, que dans l'étude précédente car les vitesses testées sont moins élevées. Néanmoins, si l'augmentation du volume n'est pas significative quand  $V_T$  augmente, l'allure des courbes est globalement croissante. L'influence de la rotation est donc prédominante. L'influence de ce mouvement s'exprime sous la forme d'une déformation des contours des objets scannés qui apparaissent plus gros. Comme pour l'étude des images axiales, cette déformation peut s'expliquer par l'effet de volume partiel et par le moyennage volumique partiel. En effet, l'effet de volume partiel

apparaît quand un objet dense est placé de telle manière qu'il peut être vu par les détecteurs lorsque ceux-ci sont orientés selon un angle  $\alpha$  et ne peut pas être vu lorsque les détecteurs sont orientés selon l'angle ( $\alpha+180^\circ$ ). Nos calcifications étant soumises à une rotation dans le plan (x,y), les détecteurs ne les détectent jamais à la même place. Il en résulte des zones d'ombre et du flou qui ne permettent plus de distinguer clairement les contours des calcifications. Le contourage des calcifications s'en trouvent alors altéré et le calcul du volume faussé.

La surestimation des volumes résultant d'une reconstruction 3D de structures en mouvement peut conduire à des erreurs d'interprétation et mener à un mauvais diagnostic des pathologies rencontrées.

#### VI.4. Références

1. Simon TR, Walker BS, Matthiesen S, Miller C, Triebel JG, Dowdey JE, Smitherman TC. A realistic dynamic cardiac phantom for evaluating radionuclide ventriculography: description and initial studies with the left ventricular chamber. *J Nucl Med* 1989; 30:542-547.
2. Makler PT, Jr., McCarthy DM, Bergey P, Marshall K, Bourne M, Velchik M, Alavi A. Multiple-hospital survey of ejection-fraction variability using a cardiac phantom. *J Nucl Med* 1985; 26:81-84.
3. Visser JJ, Sokole EB, Verberne HJ, Habraken JB, van de Stadt HJ, Jaspers JE, Shehata M, Heeman PM, van Eck-Smit BL. A realistic 3-D gated cardiac phantom for quality control of gated myocardial perfusion SPET: the Amsterdam gated (AGATE) cardiac phantom. *Eur J Nucl Med Mol Imaging* 2004; 31:222-228.
4. Kubo N, Mabuchi M, Katoh C, Arai H, Morita K, Tsukamoto E, Morita Y, Tamaki N. Validation of left ventricular function from gated single photon computed emission tomography by using a scintillator-photodiode camera: a dynamic myocardial phantom study. *Nucl Med Commun* 2002; 23:639-643.
5. De Bondt P, Nichols K, Vandenberghe S, Segers P, De Winter O, Van de Wiele C, Verdonck P, Shazad A, Shoyeb AH, De Sutter J. Validation of gated blood-pool SPECT cardiac measurements tested using a biventricular dynamic physical phantom. *J Nucl Med* 2003; 44:967-972.
6. al Hamwi A. Construction and optimal design of a dynamic heart phantom for simulation of motion artefacts in PET scan. *Biomed Tech (Berl)* 2002; 47 Suppl 1 Pt 2:810-811.
7. Nguyen LD, Leger C, Debrun D, Therain F, Visser J, Busemann Sokole E. Validation of a volumic reconstruction in 4-d echocardiography and gated SPECT using a dynamic cardiac phantom. *Ultrasound Med Biol* 2003; 29:1151-1160.
8. Sediono W, Dossel O. Elastomechanics of the ventricle: development of a phantom and results of simulation. In: *Biomed Tech. Berlin*, 2002; 243-245.
9. Wicky S, Rosol M, Hamberg LM, Hoffmann U, Enzweiler C, Graziano M, Brady T. Evaluation of retrospective multisector and half scan ECG-gated multidetector cardiac CT protocols with moving phantoms. *J Comput Assist Tomogr* 2002; 26:768-776.
10. Wicky S, Rosol M, Hoffmann U, Graziano M, Yucel KE, Brady TJ. Comparative study with a moving heart phantom of the impact of temporal resolution on image quality with two multidetector electrocardiography-gated computed tomography units. *J Comput Assist Tomogr* 2003; 27:392-398.
11. Kimura F, Shen Y, Satoh M, Sakai F, Ono Y. [Development and assessment of real cardiac motion simulation phantom]. *Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi* 2001; 61:29-32.
12. Yamamoto S, Hamada S, Takahei K, Naito H, Matsumoto T, Ogata Y, Nakanishi S. [Evaluation of the retrospective ECG-gated helical scan using half-second multi-slice CT: motion phantom study for volumetry]. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 2002; 58:94-100.
13. Nusslin F. A dynamic phantom for computer tomography. *Computer tomographie* 1981; 1:96-99.
14. McCollough CH, Bruesewitz MR, Daly TR, Zink FE. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics* 2000; 20:1675-1681.
15. Guerra RM. Intégration des mouvements physiologiques en tomodensitométrie: estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque. In: *Institut National Polytechnique de Lorraine. Nancy: Nancy Université, 2007.*
16. Pasquier C, Odille, F., Abaercherli, R., Vuissoz, PA., Felblinger, J. Modeling of organ's motion using external sensors. In: *Proc of ISMRM. Seattle, USA, 2006; 3201.*

17. Pasquier C. Capteurs de mouvements dédiés à l'imagerie adaptative en IRM: Développement technique et méthodologique. In: Ecole Doctorale Biose. Nancy: Nancy Université, 2007; 200.
18. Guerra RMC, A., Ponvianne Y, Grosjean R, Felblinger J. Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler Tissue Imaging (DTI) data. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2006; 6142:61420K61421-61428.
19. Pluim JP, Maintz JB, Viergever MA. Mutual-information-based registration of medical images: a survey. *IEEE Trans Med Imaging* 2003; 22:986-1004.
20. Chen GT, Kung JH, Beaudette KP. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol* 2004; 14:19-26.
21. Alfidi RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR. The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol* 1976; 127:11-15.
22. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992; 185:37-42.
23. Cody DD, Stevens DM, Ginsberg LE. Multi-detector row CT artifacts that mimic disease. *Radiology* 2005; 236:756-761.
24. Hounsfield GN. Picture quality of computed tomography. *AJR Am J Roentgenol* 1976; 127:3-9.
25. Tublin ME, Murphy ME, DeLong DM, Tessler FN, Kliewer MA. Conspicuity of renal calculi at unenhanced CT: effects of calculus composition and size and CT technique. *Radiology* 2002; 225:91-96.
26. Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol* 2004; 14:341-349.
27. Greuter MJ, Dorgelo J, Tukker WG, Oudkerk M. Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit. *Eur Radiol* 2005; 15:995-1007.
28. Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D, Ghaye B, Cotte L, Mastora I, Delannoy V, Remy J. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol* 2002; 12:1971-1978.
29. Brandner ED, Wu A, Chen H, Heron D, Kalnicki S, Komanduri K, Gerszten K, Burton S, Ahmed I, Shou Z. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:554-560.
30. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991; 18:910-915.
31. Kachelriess M, Schaller S, Kalender WA. Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT. *Med Phys* 2000; 27:754-772.
32. Flohr TG, Schaller S, Stierstorfer K, Bruder H, Ohnesorge BM, Schoepf UJ. Multi-detector row CT systems and image-reconstruction techniques. *Radiology* 2005; 235:756-773.
33. Flohr T, Stierstorfer K, Bruder H, Simon J, Polacin A, Schaller S. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys* 2003; 30:832-845.
34. Mori S, Endo M, Tsunoo T, Kandatsu S, Tanada S, Aradate H, Saito Y, Miyazaki H, Satoh K, Matsushita S, Kusakabe M. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys* 2004; 31:1348-1356.
35. Achenbach S, Ropers D, Holle J, Muschiol G, Daniel WG, Moshage W. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology* 2000; 216:457-463.
36. Mao S, Lu B, Oudiz RJ, Bakhsheshi H, Liu SC, Budoff MJ. Coronary artery motion in electron beam tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24:253-258.
37. Lu B, Mao SS, Zhuang N, Bakhsheshi H, Yamamoto H, Takasu J, Liu SC, Budoff MJ. Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol* 2001; 36:250-256.
38. Ulzheimer S. Cardiac Imaging with X-ray Computed tomography: new approaches to image acquisition and quality assurance. In: IMP, 2001.
39. Hofman MB, Wickline SA, Lorenz CH. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging* 1998; 8:568-576.

40. Stuber M, Scheidegger MB, Fischer SE, Nagel E, Steinemann F, Hess OM, Boesiger P. Alterations in the local myocardial motion pattern in patients suffering from pressure overload due to aortic stenosis. *Circulation* 1999; 100:361-368.
41. Dalrymple NC, Prasad SR, Freckleton MW, Chintapalli KN. Informatics in radiology (infoRAD): introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. *Radiographics* 2005; 25:1409-1428.
42. Dalrymple NC, Prasad SR, El-Merhi FM, Chintapalli KN. Price of isotropy in multidetector CT. *Radiographics* 2007; 27:49-62.

## **Chapitre VII: Influence des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image**



## VII. Étude de l’influence des paramètres d’acquisition sur la qualité de l’image

### VII.1. Étude préliminaire, influence du kilovoltage (kV) et de l’intensité (mA)

*Les résultats de la partie VII.1 ont donné lieu à un article de conférence*

**Grosjean R**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II, 61423C:1137-1147.

*Et à une communication affichée*

**Grosjean R**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

SPIE Medical Imaging.

11-16 février 2006, San Diego, California, USA.

#### VII.1.1. Introduction

On a vu, dans la partie II.8.1, que la tension était corrélée au pouvoir de pénétration du faisceau et que la baisse des kV constituait, en théorie, le moyen le plus efficace de réduire l’irradiation grâce à la relation ((13), cf. page 41) (Tableau V). Dans la partie II.8.2, on a vu que la réduction de la charge du tube (mAs) va se traduire par une dégradation du rapport signal sur bruit. Il est donc intéressant de connaître la véritable influence de ces deux paramètres sur la qualité de l’image, avec et sans mouvement réalisé durant l’acquisition.

#### VII.1.2. Matériel et méthodes

##### VII.1.2.1. Fantôme

Le fantôme utilisé lors de cette étude est le même que celui présenté dans la partie VI.2.1.2. Il s’agit d’un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland). Ce fantôme est divisé en deux parties : le fantôme anthropomorphique (ou fantôme corps) et l’insert de calibration (Figure 111)

##### VII.1.2.2. Plate-forme

Le fantôme QRM a été placé sur la plate-forme de mouvement décrite dans la partie VI.1 (Figure 110). La plate-forme utilisée ici est la version permettant seulement de réaliser une translation en z. Afin d’obtenir une image de référence la première acquisition a été réalisée sans mouvement. Trois acquisitions ont ensuite été réalisées avec trois vitesses différentes (5, 10 et 20 mm.s<sup>-1</sup>). Ces trois vitesses correspondent à des vitesses de déplacement des organes durant une apnée ratée ou non maintenue [1, 2].

##### VII.1.2.3. Acquisitions

Le scanner 4 barrettes utilisé et le protocole d’acquisition sont en tous points similaires à ceux exposés dans la partie VI.2.1.2.3 (Tableau XIX).

### VI.2.2.1. Analyse des images

Les images CT axiales ont été analysées à l’aide du logiciel Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). Les critères de comparaison d’images sont les mêmes que ceux utilisés dans la partie VI.2.1.2.4. Il s’agit de l’information mutuelle, du coefficient de corrélation et de l’écart type.

## VII.1.3. Résultats

### VII.1.3.1. Information mutuelle

A kV constant, il apparaît que, à vitesse de déplacement du fantôme  $V_T$  constante, plus les mAs sont importants, plus l’information mutuelle est grande. Pour la majorité des courbes obtenues, à couple (kV, mAs) constant, l’information mutuelle diminue quand la vitesse  $V_T$  augmente (Figure 132).

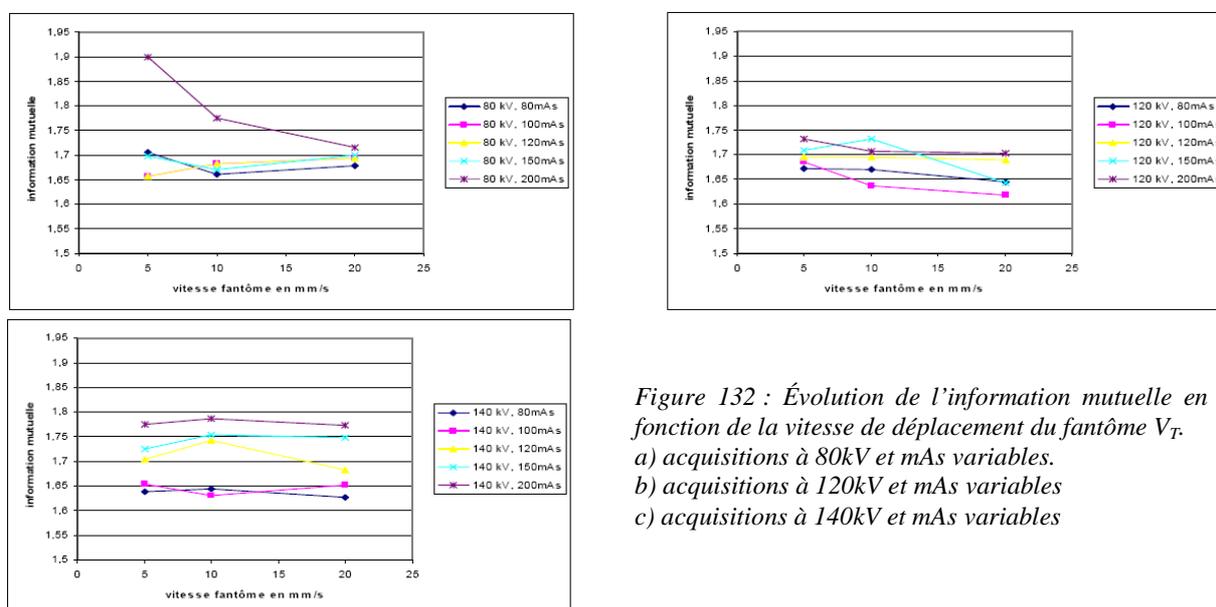


Figure 132 : Évolution de l’information mutuelle en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme  $V_T$ .  
 a) acquisitions à 80kV et mAs variables.  
 b) acquisitions à 120kV et mAs variables  
 c) acquisitions à 140kV et mAs variables

### VII.1.3.2. Coefficient de corrélation

L’allure des courbes obtenues est irrégulière. En effet, pour environ la moitié des couples (kV, mAs) testés, plus la vitesse de déplacement  $V_T$  du fantôme est importante, plus le coefficient de corrélation est faible (exemples : 80 kV & 80 mAs, 140kV & 80mAs). Mais pour l’autre moitié des couples, l’évolution du coefficient de corrélation en fonction de  $V_T$  est irrégulière. Pour une vitesse  $V_T$  donnée, le coefficient de corrélation le plus élevé ne correspond pas forcément à l’image acquise à dose maximale (Figure 133).

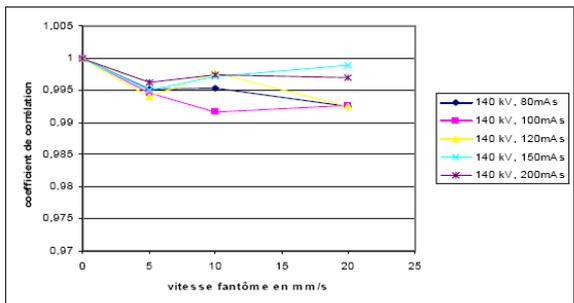
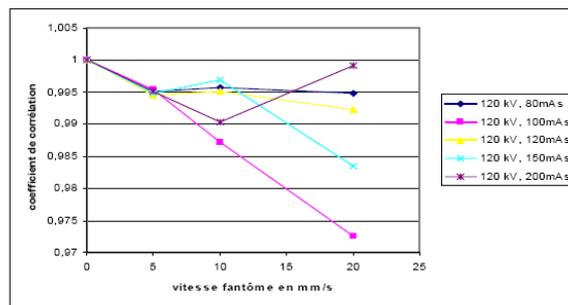
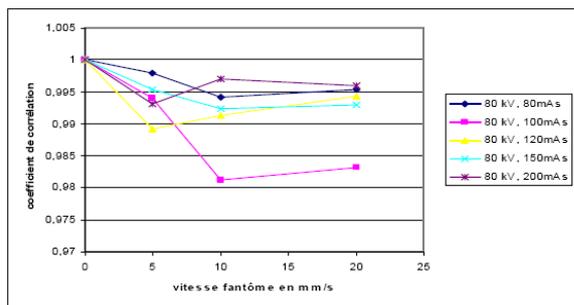


Figure 133 : Évolution du coefficient de corrélation en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme  $V_T$ .  
 a) acquisitions à 80kV et mAs variables.  
 b) acquisitions à 120kV et mAs variables  
 c) acquisitions à 140kV et mAs variables

### VII.1.3.3. Écart type

A couple (kV, mAs) constant, l'évolution de l'écart type en fonction de  $V_T$  est très irrégulière.

Pour certains couples (exemples : 80kV 80mAs, 120kV 150mAs,) l'écart type a tendance à croître quand  $V_T$  augmente. Pour les autres, l'allure des courbes est irrégulière et a parfois même tendance à décroître. Contrairement au cas statique, à vitesse  $V_T$  constante, l'écart type le plus faible ne correspond pas forcément à l'image acquise à dose maximale (Figure 134).

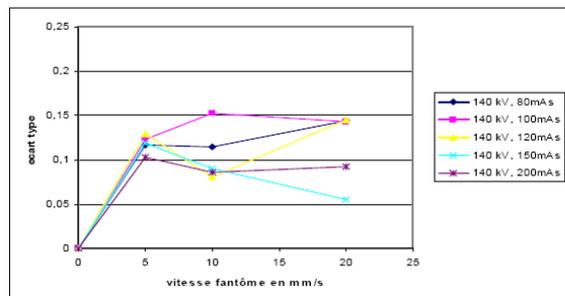
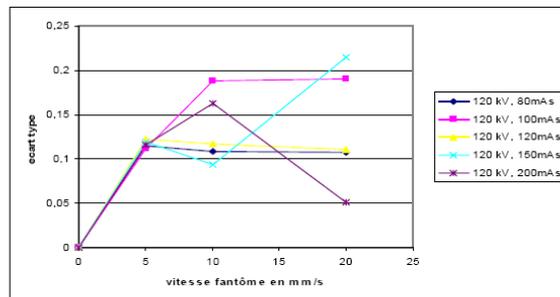
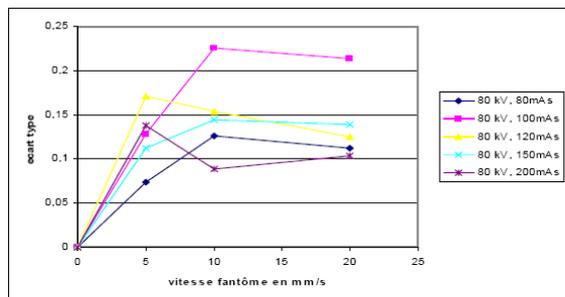


Figure 134 : Évolution de l'écart type en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme  $V_T$ .  
 a) acquisitions à 80kV et mAs variables.  
 b) acquisitions à 120kV et mAs variables  
 c) acquisitions à 140kV et mAs variables

#### VII.1.4. Discussion

##### VII.1.4.1. Information mutuelle

A kV constant, l'image obtenue pour une vitesse donnée est d'autant plus proche de l'image obtenue à  $V_T=0 \text{ mm.s}^{-1}$  que les mAs sont élevés (Figure 132). En effet, une augmentation des mAs permet d'augmenter le rapport signal/bruit (i.e la résolution en contraste) et ainsi de compenser le flou autour des calcifications engendré par le mouvement. Plus la vitesse  $V_T$  est importante, plus l'image est différente de celle obtenue sans mouvement. En effet, plus  $V_T$  est élevée, plus le mouvement génère des artefacts importants sur l'image. Les artefacts obtenus peuvent être une apparition de zones floues autour des calcifications, une diminution du rapport signal/bruit et une perte de résolution spatiale. Néanmoins, il existe des couples (kV, mAs), où l'information mutuelle ne diminue pas quand  $V_T$  augmente. Ces irrégularités peuvent s'expliquer par la non optimisation des algorithmes de reconstruction pour l'exploration des organes en mouvement.

##### VII.1.4.2. Coefficient de corrélation

L'allure générale des courbes ne permet pas de montrer que, pour un couple (kV, mAs) constant, le coefficient de corrélation diminue quand la vitesse  $V_T$  augmente. C'est-à-dire que plus  $V_T$  est grande, plus l'image est éloignée de l'image obtenue sans mouvement. Il est difficile de mettre en avant la relation entre la dose reçue et la qualité de l'image à vitesse constante. En effet, à vitesse  $V_T$  constante, le point correspondant à la dose reçue la plus importante ne correspond pas forcément au coefficient de corrélation le plus élevé.

##### VII.1.4.3. Écart type

Les résultats mettent en valeur la non-uniformité de la variation de l'écart type en fonction de la vitesse de déplacement du fantôme  $V_T$  à couple (kV, mAs) constant. Les courbes obtenues ne permettent pas d'affirmer que, pour un couple (kV, mAs) constant, l'écart type diminue quand la vitesse  $V_T$  augmente. C'est-à-dire que plus  $V_T$  est grande, plus l'image est éloignée de l'image obtenue à  $V_T = 0 \text{ mm.s}^{-1}$ . Il ne semble y avoir aucune relation entre la dose reçue et la qualité de l'image à vitesse constante. En effet, à vitesse  $V_T$  constante, la dose reçue la plus importante ne correspond pas forcément à l'écart type le plus élevé.

##### VII.1.4.4. Conclusion

La méthode de l'information mutuelle montre que, à dose constante, la qualité de l'image décroît quand la vitesse de déplacement du fantôme augmente. Il apparaît également que, à vitesse de déplacement de fantôme constante, la qualité de l'image décroît quand la dose diminue. Néanmoins, ces décroissances ne sont pas continues et linéaires. Les méthodes de comparaison reposant sur l'utilisation du coefficient de corrélation et de l'écart type mettent davantage en avant des incohérences.

Les méthodes de comparaison d'images utilisées ici sont des méthodes basées sur un aspect global de l'image. Elles ne sont donc pas adaptées pour identifier et caractériser des artefacts. Les résultats qui en découlent tendent à prouver que la qualité de l'image ne dépend pas de manière linéaire des kV et des mAs (et donc de la dose) et du mouvement. Les artefacts créés par notre plate-forme et qui apparaissent clairement sur les images axiales obtenues ne sont

pas pris en compte dans cette étude globale de l’image. Les critères de qualité d’image utilisés ici ont été abandonnés au profit de critères plus spécifiques au type d’artefact engendrés par le mouvement. Néanmoins, cette étude qui était, rappelons le, une étude préliminaire montre bien que les algorithmes utilisés dans le scanner 4 barrettes pour la reconstruction d’images ne sont pas adaptés à l’imagerie des organes en mouvement.

## VII.2. Influence de la vitesse de rotation du tube, pitch, épaisseur de coupe et filtre de reconstruction

*Les résultats de la partie VII.2 ont donné lieu à un article de conférence*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008; 6913; 1

*et à une présentation affichée*

**Grosjean R**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.

*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*

SPIE Medical Imaging. 16- 21 février 2008, San Diego, California, USA.

### VII.2.1. Introduction

Entre le début et la fin de cette thèse, de nombreuses améliorations techniques ont été réalisées en scanographie. Lors de notre première étude, nous avons utilisé un scanner 4 barrettes (Siemens Volume Zoom 4). Nous avons ensuite eu la chance de pouvoir faire nos acquisitions sur un scanner 16 barrettes (Siemens Somatom Sensation 16) et finalement, les dernières études ont été menées sur un scanner 64 barrettes (Toshiba Aquilion 64 CFX). L’amélioration technique n’est pas seulement engendrée par l’augmentation du nombre de barrettes, elle est aussi due à l’amélioration d’autres paramètres techniques comme l’augmentation de la vitesse de rotation du tube, la diminution de l’épaisseur de coupe, l’évolution des algorithmes de reconstruction ou encore l’amélioration des technologies de filtration. Ces améliorations ont plusieurs buts : améliorer la qualité de l’image tout en réduisant la dose reçue par le patient et diminuer le temps d’acquisition afin de s’affranchir au maximum des mouvements des organes.

Il nous a donc paru intéressant d’étudier l’influence des paramètres d’acquisitions que sont la vitesse de rotation du tube, le pitch, l’épaisseur de coupe et le filtre de reconstruction sur la qualité de l’image, avec et sans mouvement, sur la dernière génération de scanner disponible.

### VII.2.2. Matériel et méthodes

#### VII.2.2.1. Fantôme

Lors de cette étude, un fantôme de marque QRM (QRM GmbH, Möhrendorf, Deutschland) a été utilisé. Ce fantôme est le même que celui décrit dans la partie VI.2.1.2.1 (Figure 111). Ici, seul l’insert de calibration est placé sur la plate-forme.

#### VII.2.2.2. Plate-forme

L’insert de calibration QRM a été fixé sur la plate-forme de mouvement décrite dans la partie VI.2.3.2.2 (Figure 119 & Figure 120). La plate-forme utilisée ici est la version permettant de réaliser une translation en z et une rotation selon l’axe z.

### VII.2.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées sur un scanner multibarrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon) avec les paramètres suivants : 120kV, 400mA, durée de rotation du tube 0,35s, épaisseur de coupe 0,5 mm, intervalle de reconstruction 0,3 mm, filtre de reconstruction FC 30, pitch 0,828 (Figure 118).

Pur étudier l’influence du pitch, du temps de rotation du tube à RX, du filtre de reconstruction et de l’épaisseur de coupe sur la qualité des images CT axiales, 16 acquisitions ont été réalisées. Huit ont été réalisées avec une vitesse nulle (0 mm/s & 0°/s), l’autre moitié a été réalisée avec une vitesse intermédiaire (5 mm/s et 20 °/s). Trois valeurs de pitch (0.641, 0.828 et 0.941), trois vitesses de rotation du tube (0.35, 0.5 et 1s), trois filtres de reconstruction (FC04, FC 13, FC 30) et trois épaisseurs de coupes (0.5, 1, 2 mm) ont été testés (Tableau XXII).

|                | Translation speed<br>(mm/s) | Rotation Speed<br>(°/s) | Kilovoltage<br>(kV) | Intensity<br>(mA) | Gantry rotation time<br>(s) | Slice thickness<br>(mm) | Recon. Interval<br>(mm) | Recon. Filter | Pitch factor | Helical pitch |
|----------------|-----------------------------|-------------------------|---------------------|-------------------|-----------------------------|-------------------------|-------------------------|---------------|--------------|---------------|
| Acquisition 1  | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.5                         | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 2  | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 1                           | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 3  | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.5                         | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 4  | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 1                           | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 5  | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.906        | 58            |
| Acquisition 6  | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.641        | 41            |
| Acquisition 7  | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.906        | 58            |
| Acquisition 8  | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 30         | 0.641        | 41            |
| Acquisition 9  | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 1                       | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 10 | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 2                       | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 11 | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 1                       | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 12 | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 2                       | 0.3                     | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 13 | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 13         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 14 | 0                           | 0                       | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 04         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 15 | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 13         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 16 | 5                           | 20                      | 120                 | 400               | 0.35                        | 0.5                     | 0.3                     | FC 04         | 0.828        | 53            |

Tableau XXII: Valeurs des paramètres testés lors des 16 acquisitions réalisées.

### VII.2.2.4. Analyse d’images

#### VII.2.2.4.1. Volume

L’insert de calibration QRM contient 9 calcifications de volume connu. La somme du volume de ces 9 calcifications a été calculée. Basé sur une technique de seuillage, le volume est obtenu grâce au logiciel Leonardo Syngo 2004A (Siemens, Erlangen, Deutschland). Sur l’image obtenue sans mouvement, la valeur du seuil minimal est fixée manuellement. Elle est choisie égale à la valeur d’atténuation aux RX la plus faible rencontrée sur les 9 calcifications. La même opération est réalisée pour la valeur de seuil maximale. Pour chaque acquisition, la somme des volumes des 9 calcifications a donc été réalisée.

#### VII.2.2.4.2. Images CT axiales

Les images CT axiales ont été analysées à l’aide du logiciel Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). Les critères d’évaluation utilisés ici sont les mêmes que ceux présentés dans la partie VI.2.3.2.4. Il s’agit du calcul de la variance moyenne dans 3 régions d’intérêt n’incluant pas les calcifications et du profil d’intensité tracé à mi-hauteur de la calcification 1 selon l’axe x.

### VII.2.2.5. Résultats

#### VII.2.2.5.1. Volume

Quand aucun mouvement n’est appliqué au fantôme durant l’acquisition (0 mm/s & 0°/s), l’augmentation de la durée de rotation du tube n’a pas d’influence significative sur le calcul du

volume. Cela n’est plus le cas quand un mouvement a lieu (5 mm/s & 20°/s) : le volume augmente quand la durée de rotation augmente (Figure 135a). Quand le fantôme est immobile, la modification du pitch n’affecte pas le volume. Quand le fantôme bouge durant l’acquisition, plus le pitch est grand plus le volume calculé est important (Figure 135b). Avec et sans mouvement, la variation d’épaisseur de coupe n’influence pas le volume de manière significative (Figure 135c). Quand le fantôme est mobile durant l’acquisition, la modification du filtre, entraîne des variations du volume mesuré. En revanche, le choix du filtre de reconstruction n’a pas d’incidence sur le volume quand un mouvement est appliqué au fantôme (Figure 135d).

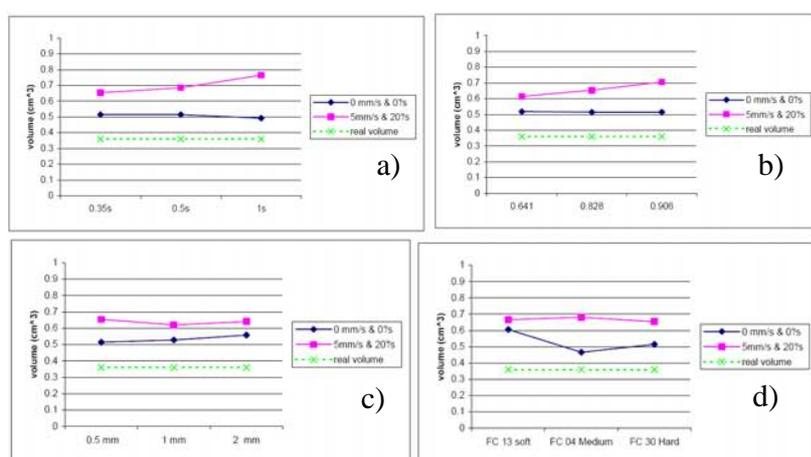


Figure 135: Influence du temps de rotation du tube à RX (a), du pitch (b), de l’épaisseur de coupe (c) et du filtre de reconstruction (d) sur la somme des volumes des 9 calcifications avec ou sans mouvement

#### VII.2.2.5.2. Images axiales

##### - Bruit

Sans mouvement (0 mm/s & 0°/s), l’augmentation du temps de rotation du tube à RX induit une diminution du niveau de bruit dans les images CT axiales (Figure 136a). La même constatation peut être faite quand un mouvement de translation/rotation est appliqué à l’insert de calibration (5 mm/s & 20°/s) (Figure 136a). Plus le temps de rotation du tube est faible, plus le bruit diminue. On peut également constater que le niveau de bruit mesuré sur l’image axiale, quand un mouvement est réalisé, est toujours légèrement supérieur à celui mesuré quand aucun mouvement n’est appliqué (Figure 136a).

En l’absence de mouvement (0 mm/s & 0°/s), l’augmentation de la valeur du pitch entraîne un niveau de bruit plus important sur l’image (Figure 136b). Le phénomène est identique quand un mouvement est appliqué au fantôme. Les niveaux de bruit sur les images sont très faiblement supérieurs quand un mouvement est appliqué à l’insert de calibration. Cette différence n’apparaît pas significative (Figure 136b).

L’augmentation de l’épaisseur de coupe conduit à une baisse significative du bruit dans les images axiales (Figure 136c). Quand l’épaisseur de coupe est doublée, le bruit est divisé par 1,2. Quand l’épaisseur de coupe est quadruplée, le bruit est divisé par 1,5. Ces chiffres sont valables lorsque le fantôme est immobile et lorsqu’il est en mouvement (Figure 136c).

Plus le filtre de reconstruction est dur, plus le bruit est important sur l’image axiale observée (Figure 136d). Le bruit mesuré sur des images reconstruites avec le filtre le plus dur (FC 30) est environ 5 fois plus grand que celui mesuré avec le filtre le plus mou (FC 04) (Figure 136d).

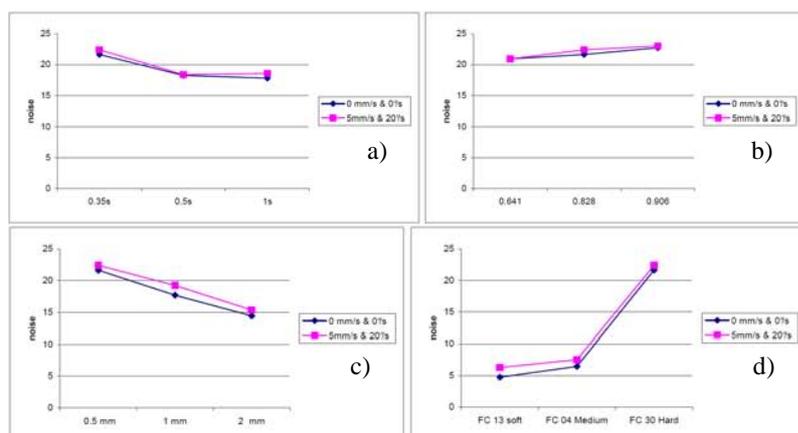


Figure 136: Influence du temps de rotation du tube à RX (a), du pitch (b), de l’épaisseur de coupe (c) et du filtre de reconstruction (d) sur le niveau de bruit dans une image CT axiale acquise avec et sans mouvement de l’insert de calibration.

### -Profil d’intensité

Quand aucun mouvement n’est appliqué à l’insert de calibration durant l’acquisition, si on modifie le temps de rotation du tube à RX, les valeurs d’atténuations aux RX restent constante et les profils d’intensité gardent la même allure (Figure 137a). En revanche, si un mouvement (5 mm/s & 20°/s) est appliqué, les valeurs d’atténuation et l’allure des profils d’intensité dépendent fortement du temps de rotation du tube (Figure 137b). Les valeurs CT sont en effet d’autant plus faibles que la durée de rotation du tube est grande. De la même manière les contours de la calcification 1 sont moins francs quand la durée de rotation du tube augmente (Figure 137b). Par exemple, avec une durée de rotation de 1 s, les valeurs CT sont environ deux fois plus faibles que celle obtenues avec une durée de 0,35 s. La largeur à mi hauteur du profil d’intensité (que l’on peut apparenter au diamètre de la calcification) est 1,4 fois plus grande pour une durée de 1 s que pour une durée de 0,35 s.

Quand le fantôme n’est soumis à aucun mouvement durant l’acquisition, l’augmentation de l’épaisseur de coupe ne conduit pas à des variations de l’allure des profils d’intensité de la calcification 1. L’amplitude (et donc les valeurs CT de la calcification 1) ne subit pas non plus de variation (Figure 137c). Quand un mouvement est appliqué (5 mm/s & 20°/s), les mêmes constatations peuvent être faites (Figure 137d). Néanmoins, l’allure et l’amplitude des courbes obtenues ne sont pas similaires à celles obtenus sans mouvement. En effet, l’amplitude du profil d’intensité est plus faible et la largeur à mi hauteur est plus grande que quand aucun mouvement n’est appliqué (Figure 137c, 137d).

Quand aucun mouvement n’a lieu durant l’acquisition, l’augmentation de l’épaisseur de coupe ne modifie pas l’allure globale des profils d’intensité de la calcification 1. Les amplitudes des courbes ne changent pas. Par contre, la largeur du profil à mi hauteur (et donc le diamètre de la calcification) est plus grande à 0,5 mm qu’à 1 et à 2 mm (Figure 137e).

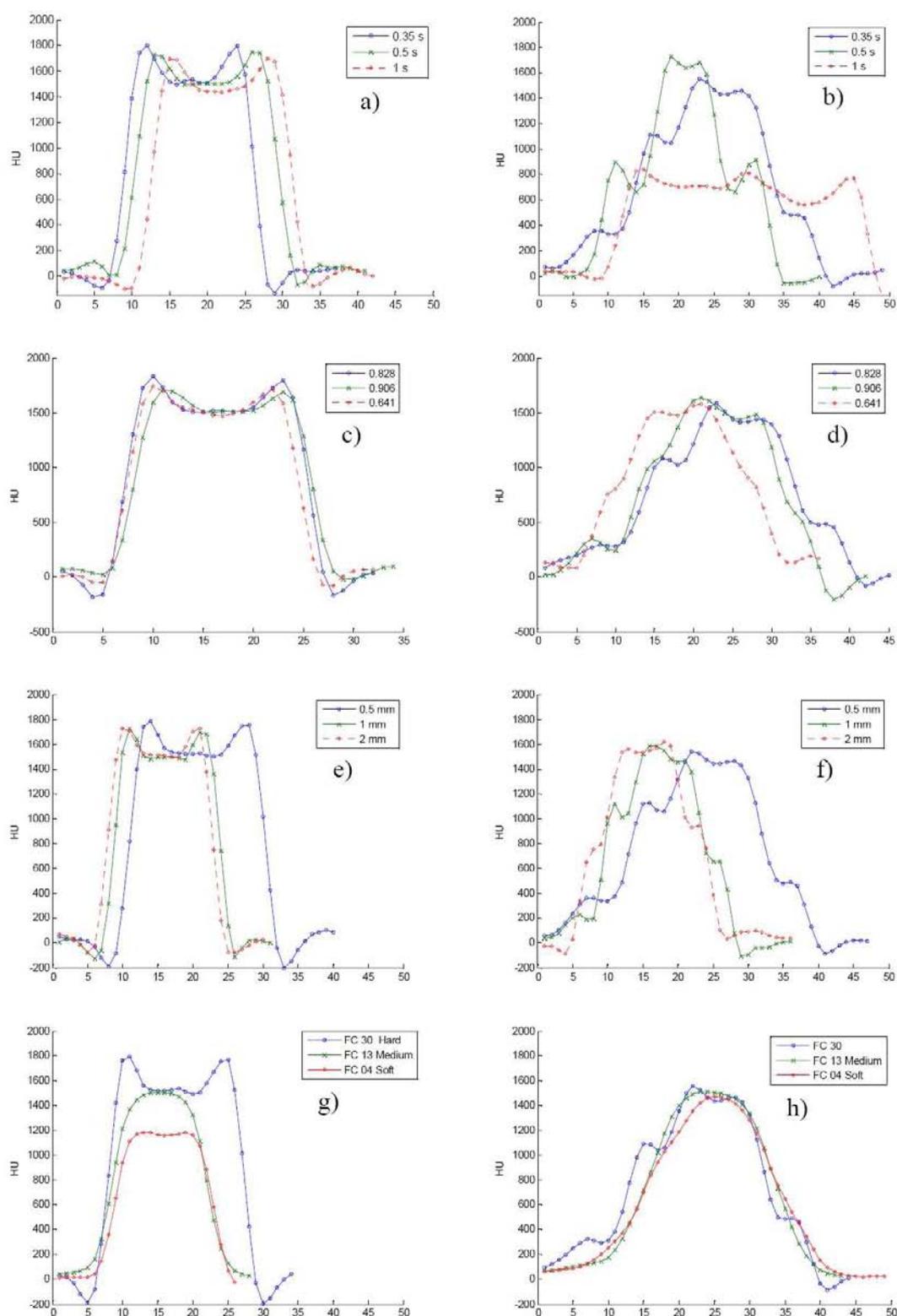


Figure 137: Influence des paramètres d'acquisition sur les valeurs d'atténuation aux RX et sur la déformation de la calcification 1 sans mouvement (à gauche) et avec mouvement (à droite). (a) et (b) montrent l'influence du temps de rotation du tube à RX. (c) et (d) montrent l'influence du pitch. (e) et (f) montrent l'influence de l'épaisseur de coupe. (g) et (h) montrent l'influence du filtre de reconstruction.

Quand le fantôme est soumis à un mouvement (5 mm/s & 20°/s), la calcification 1 apparaît avec un diamètre 33% plus grand quand l’épaisseur de coupe est égale à 0,5 mm que quand elle est égale à 1 ou 2 mm (Figure 137f). L’augmentation de l’épaisseur de coupe n’influence pas l’amplitude des courbes, et donc les valeurs d’atténuation aux RX. Néanmoins, les valeurs CT obtenues quand un mouvement est appliqué sont inférieures à celles obtenues quand aucun mouvement n’a lieu.

Quand aucun mouvement n’est appliqué durant l’acquisition, plus le filtre de reconstruction est mou, plus les valeurs d’atténuation aux RX de la calcification 1 sont faibles et plus la largeur à mi hauteur du profil d’intensité est faible (Figure 131g). Quand le fantôme est soumis à un mouvement, l’allure et l’amplitude des profils d’intensité ne varient pas quand le filtre de reconstruction change.

#### VII.2.2.6. Discussion et conclusion

Dans cette étude, nous avons montré de quelle manière les paramètres d’acquisition influençaient la qualité de l’image. Nous avons également montré que, quand un mouvement est appliqué au fantôme durant l’acquisition, la modification des paramètres d’acquisition n’entraîne plus les mêmes résultats. Cette influence des paramètres d’acquisition, avec ou sans mouvement, se traduit par la diminution des valeurs d’atténuation aux RX et par la déformation des objets étudiés.

Nous avons vu que l’augmentation de la durée de rotation du tube à RX entraîne une diminution du bruit dans les images CT axiales. L’impact de cette durée de rotation diffère si un mouvement est appliqué au fantôme durant l’acquisition. Quand un mouvement a lieu, l’augmentation de la durée de rotation induit une diminution des valeurs d’atténuation, une forte déformation de l’objet scanné et une augmentation du volume mesuré. La déformation et l’augmentation de volume peuvent s’expliquer par l’effet de volume partiel mais aussi par l’effet de durcissement de faisceau (qui sera d’autant plus important que l’objet scanné sera dense). La diminution des valeurs CT peut facilement être expliquée par le moyennage volumique partiel. En effet, plus la durée de rotation est grande, plus l’acquisition est longue et, par conséquent, plus l’effet de volume partiel sera prépondérant. Pour minimiser le temps d’acquisition et donc réduire au maximum les artefacts de mouvement, la durée de rotation du tube doit être diminuée [3]. Ici, la plus faible durée de rotation du tube utilisée était égale à 0,35 s. Elle est encore trop importante pour pouvoir espérer s’affranchir du mouvement. En effet, Ritchie et al. [4] ont démontré que la durée de rotation du tube nécessaire pour éliminer les artefacts de mouvement causés par une respiration calme est égale à 0,0953 s. Pour éliminer les artefacts de mouvement pendant l’observation des artères coronaires, il estime cette durée à 0,05 ms. La résolution en z est affectée par la durée de rotation du fait de la corrélation entre la résolution temporelle et la somme des données nécessaires à la reconstruction du volume [3]. Une autre solution possible pour tenter de réduire le temps d’acquisition, et donc les artefacts de mouvement, est d’augmenter le pitch [3, 5]. Nous avons montré qu’une augmentation du bruit dans l’image résultait de l’augmentation du pitch. Néanmoins, les variations de pitch n’influent pas sur la détectabilité des objets étudiés. Il est nécessaire de faire attention à ce que le pitch ne soit pas supérieur à l’épaisseur de coupe nominale, il en résulterait une dégradation du profil d’intensité [6]. Pour éviter les imprécisions dues au moyennage volumique partiel, il est également possible de choisir la plus petite épaisseur de coupe possible. En effet, il est essentiel

d’utiliser la plus petite épaisseur de coupe pour s’assurer de la précision des valeurs d’atténuation [7]. Mais diminuer l’épaisseur de coupe entraîne deux effets opposés. La détection des calcifications est améliorée (valeurs d’atténuation plus précises, petites calcifications plus facilement détectables..) mais le bruit est fortement augmenté [8-10].

Nous avons également démontré ici, que quand aucun mouvement n’est appliqué au fantôme, plus le filtre de reconstruction est doux, plus les valeurs d’atténuations aux RX de notre calcification à haute densité sont faibles, plus la largeur à mi hauteur du profil d’intensité et le volume sont faibles et plus le niveau de bruit est faible dans l’image. Ceci prouve bien qu’il est important de choisir le filtre approprié à l’examen. Par exemple, si l’on veut détecter des objets de faible densité, il est conseillé d’utiliser des filtres doux afin de limiter le bruit. Le tableau XXIII récapitule les différents effets des paramètres d’acquisition testés sur la qualité de l’image.

|                                     | Volume    |        | Noise     |        | Deformation |        | CT-attenuation values |        |
|-------------------------------------|-----------|--------|-----------|--------|-------------|--------|-----------------------|--------|
|                                     | no motion | motion | no motion | motion | no motion   | motion | no motion             | motion |
| Increasing of Gantry Rotation Time  | =         | ↑      | ↓         | ↓      | =           | ↓      | =                     | ↓      |
| Increasing of Pitch Factor          | =         | ↑      | ↑         | ↑      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of Slice Thickness       | =         | =      | ↓         | ↓      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of Reconstruction Filter | ↓↑        | =      | ↑         | ↑      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of z-Rotation Speed      | ↑         | ↑      | =         | =      | ↑           | ↑      | ↓                     | ↓      |
| Increasing of z-translation Speed   | =         | =      | =         | =      | ↑           | ↑      | ↓                     | ↓      |

Tableau XXIII: Influence de chaque paramètre d’acquisition testé et du mouvement sur le critère d’évaluation choisi. [=] pas d’influence, [↑] augmentation du critère, [↓] diminution du critère.

### VII.3. Références

1. Pasquier C, Odille, F., Abaercherli, R., Vuissoz, PA., Felblinger, J. Modeling of organ's motion using external sensors. In:Proc of ISMRM. Seattle, USA, 2006; 3201.
2. Pasquier C. Capteurs de mouvements dédiés à l'imagerie adaptative en IRM: Développement technique et méthodologique. In:Ecole Doctorale Biose. Nancy: Nancy Université, 2007; 200.
3. Wink NM, McNitt-Gray MF, Solberg TD. Optimization of multi-slice helical respiration-correlated CT: the effects of table speed and rotation time. Phys Med Biol 2005; 50:5717-5729.
4. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. Radiology 1992; 185:37-42.
5. Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profil in helical CT imaging. Med Phys 1996; 23:1943-1954.
6. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology 1992; 185:29-35.
7. Zarse CA, McAteer JA, Tann M, Sommer AJ, Kim SC, Paterson RF, Hatt EK, Lingeman JE, Evan AP, Williams JC, Jr. Helical computed tomography accurately reports urinary stone composition using attenuation values: in vitro verification using high-resolution micro-computed tomography calibrated to fourier transform infrared microspectroscopy. Urology 2004; 63:828-833.
8. Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Bauml AA, Hahn K. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. Br J Radiol 1998; 71:734-744.
9. Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. Eur Radiol 2004; 14:341-349.
10. Ketelslegers E, Van Beers BE. Urinary calculi: improved detection and characterization with thin-slice multidetector CT. Eur Radiol 2006; 16:161-165.



## **Chapitre VIII: Correction des artefacts de mouvement dans le sinogramme**



## VIII. Correction des artefacts de mouvement dans le sinogramme

*Les résultats présentés dans le chapitre IX sont issus de travaux réalisés par mesdemoiselles Maélène Lohezic et Pauline Roca, élèves ingénieures SUPELEC, que j'ai eu l'opportunité et le plaisir d'encadrer lors de l'année universitaire 2006-2007.*

*Ils ont donné lieu à un article :*

*Lohezic M., Roca P., **Grosjean R.**, Pietquin O., Collette J.-L., Chevaillier B., Felblinger J.*

*Motion artifact correction in sinogram space.*

*En attente de soumission.*

### VIII.1. Introduction

Malgré toutes les innovations que la scanographie a connu ces dernières années (mode spirale [1], introduction des acquisitions volumiques [2], gating cardiaque [3], augmentation de la vitesse de rotation du tube à RX, augmentation du pitch, diminution de l'épaisseur de coupe nominale [4]...) les mouvements volontaires ou involontaires du patient durant l'acquisition sont toujours un problème. Ils engendrent des artefacts de mouvement qui peuvent soit masquer un détail anatomique important, soit imiter une pathologie [5]. Ces artefacts sont principalement dus au fait que les algorithmes de reconstruction ne tiennent pas compte des mouvements éventuels du patient. Pour les corriger, différentes options sont envisageables : modifier les algorithmes de reconstruction [6] ou corriger les mouvements dans le sinogramme (cf. II.3.) [7-9]. Puisque nous n'avons pas accès aux algorithmes de reconstruction des constructeurs, nous avons basé nos recherches sur la correction du mouvement directement dans le sinogramme. L'étude présentée ici est basée sur les théories et les travaux de Lu et al. [9]. Dans cette étude, le mouvement a été déterminé en utilisant plusieurs points nodaux très denses et facilement identifiables dans le sinogramme. Ces points nodaux représentent des calcifications, des calculs ou des marqueurs placés sur le patient. Il est important de noter que ces points nodaux peuvent ne pas se trouver dans la coupe d'intérêt ou être difficiles à détecter dans les projections du fait de la complexité du sinogramme. Le but de cette étude est d'utiliser des informations physiologiques fournies par des capteurs externes [10] et un modèle de respiration approprié pour tenter de corriger les artefacts de mouvement directement dans le sinogramme sans modifier les algorithmes de reconstruction.

### VIII.2. Théorie

#### VIII.2.1. Notations

L'espace image est décrit à l'aide de coordonnées cartésiennes  $(x, y)$ . L'image à reconstruire, c'est-à-dire, l'objet statique, est la fonction  $f_0(x, y)$ . L'espace de Radon est représenté à l'aide des variables  $(p, \theta)$  où  $p$  correspond à la position du rayon dans le faisceau parallèle et  $\theta$  correspond à l'angle d'acquisition (*Figure 138*). Les variables correspondant aux données corrompues par le mouvement seront affectées d'un « ' ».

#### VIII.2.2. Modèle de mouvement respiratoire

Un modèle de respiration global et plan, décrit par Lu et al. [9] a été choisi. Il repose sur une dilatation suivant les axes  $x$  et  $y$  en prenant comme point fixe  $(x_0, y_0)$ . Ce point correspond,

en clinique, au point de contact entre le patient et la table du scanner. Ainsi, pour un objet statique décrit par la fonction  $f_0(x, y)$ , l'objet déformé  $f_t$  est décrit en fonction du temps  $t$  par :

$$f_t(x, y) = f_0(x'(t), y'(t)) \quad (39)$$

avec :

$$\begin{cases} x'(t) = \sigma_x(t)(x - x_0) + x_0 \\ y'(t) = \sigma_y(t)(y - y_0) + y_0 \end{cases} \quad (40)$$

Les fonctions  $\sigma_x$  et  $\sigma_y$  sont liées aux données physiologiques et au mouvement qui a réellement lieu durant l'acquisition. Nous considérerons que ces paramètres sont parfaitement connus à tout moment de l'acquisition grâce à la ceinture pneumatique ou aux capteurs ECG [10].

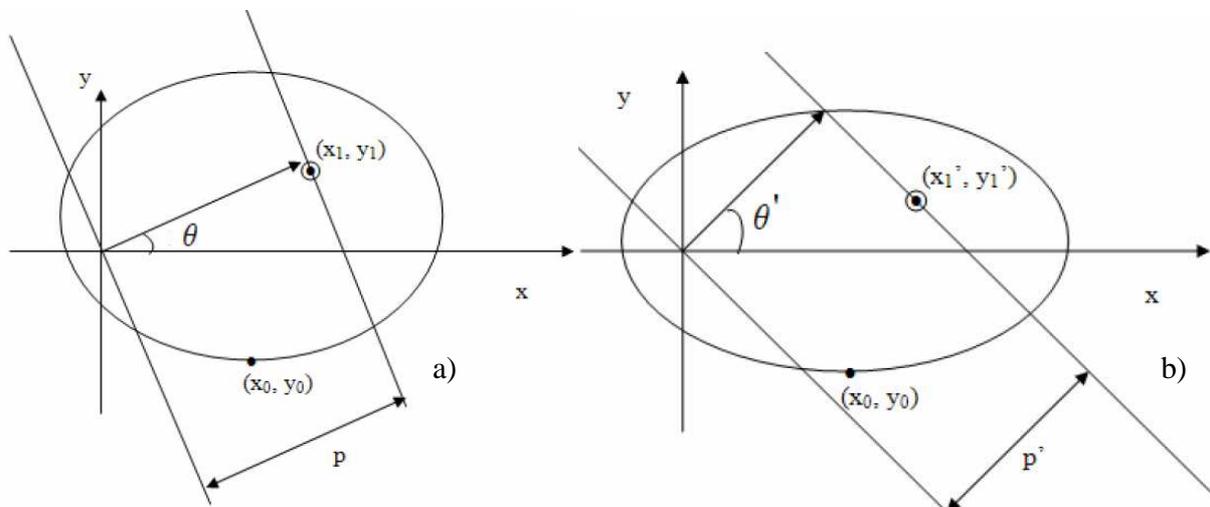


Figure 138 : Mouvement du fantôme et système de coordonnées. (a) Position initiale. (b) Après dilatation.

### VIII.2.3. Sinogramme corrompu

L'angle d'acquisition étant linéairement dépendant du temps durant l'acquisition CT, les fonctions dépendantes du temps (39) et (40) peuvent également s'exprimer en fonction de l'angle d'acquisition  $\theta$ . L'objet déformé peut alors être exprimé sous la forme :

$$f_t(x, y) = f_0(x'(\theta'), y'(\theta')) \quad (41)$$

où :

$$\begin{cases} x'(\theta') = \sigma_x(\theta')(x - x_0) + x_0 \\ y'(\theta') = \sigma_y(\theta')(y - y_0) + y_0 \end{cases} \quad (42)$$

Avec les notations (41) et (42), et en décrivant l'image par la fonction  $f(x, y)$ , on obtient l'expression suivante pour la transformée de Radon :

$$\hat{f}(p, \theta) = \iint f(x, y) \delta(p - (x \cos(\theta) + y \sin(\theta))) dx dy \quad (43)$$

Dans le cas où il y a mouvement, on obtient :

$$\hat{f}'(p', \theta') = \iint f_0(x'(\theta'), y'(\theta')) \delta(p' - (x'(\theta') \cos(\theta') + y'(\theta') \sin(\theta'))) dx' dy' \quad (44)$$

On peut alors montrer la relation suivante :

$$\hat{f}'(p', \theta') = k(\theta') \hat{f}(p, \theta) \quad (45)$$

Où :

$$\tan \theta = \frac{\sigma_y(\theta') \sin \theta'}{\sigma_x(\theta') \cos \theta'} \quad (46)$$

$$p(\theta') = \frac{p'(\theta') - p_0(\theta')}{k(\theta')} \quad (47)$$

$$k(\theta') = \sqrt{(\sigma_x(\theta') \cos \theta')^2 + (\sigma_y(\theta') \sin \theta')^2} \quad (48)$$

$$p_0(\theta') = x_0(1 - \sigma_x(\theta')) \cos \theta' + y_0(1 - \sigma_y(\theta')) \sin \theta' \quad (49)$$

On peut ainsi obtenir, à partir du sinogramme corrompu par le mouvement respiratoire et des caractéristiques du mouvement, le sinogramme corrigé correspondant à une acquisition réalisée sans mouvement.

### VIII.3. Matériel et méthodes

Nous présentons ici une méthode pour réduire les artefacts présents dans les images CT et dus aux mouvements respiratoires. Cette méthode est appliquée directement dans le plan de Radon (i.e dans le sinogramme) et intègre des informations physiologiques obtenues durant l'examen à l'aide de capteurs externes tels que la ceinture pneumatique ou l'ECG. Notre méthode a été testée sur des données parallèles simulées et corrompues par un mouvement respiratoire simplifié.

#### VIII.3.1. Données simulées

La simulation des données a été mise en œuvre sous l'environnement Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). Les fantômes créés sont composés de plusieurs ellipses possédant chacune une densité  $\rho$  différente. Le fantôme simple simulé est composé d'une grande ellipse de faible densité et d'une petite ellipse de forte densité simulant une calcification (ou un calcul). Nous avons également utilisé le fantôme Shepp-Logan implémenté sous Matlab. Dans les deux cas, les fantômes sont contenus dans un carré de 255 x 255 pixels. Pour générer le sinogramme « sans mouvement », la transformée de Radon, implémentée elle aussi sous Matlab, a été utilisée. Une acquisition sur 360° avec un incrément angulaire de 0,5° a été simulée. Pour générer un sinogramme « corrompu par le mouvement », pour chaque angle d'acquisition, les ellipses composant le fantôme ont été déformées suivant le modèle de mouvement respiratoire (40). La transformée de Radon est ensuite appliquée pour cet angle. Étant donné le caractère pseudopériodique du mouvement physiologique, nous avons utilisé des combinaisons de fonctions sinusoïdales comme fonctions de déformation  $\sigma_x(t)$  et  $\sigma_y(t)$ .

### VIII.3.2. Correction de mouvement

On a vu dans la partie VIII.2 qu'en connaissant les paramètres du mouvement  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $x_0$  et  $y_0$ , un sinogramme corrigé pouvait être obtenu à partir des données corrompues par le mouvement. Pour déterminer ces paramètres, une étape de calibration préliminaire doit être réalisée en enregistrant des données des capteurs externes et en estimant le mouvement respiratoire. Ensuite, une régression peut permettre de lier les informations physiologiques et les paramètres du mouvement qui a lieu durant l'acquisition.

Une fois que les paramètres du mouvement ont été déterminés pour toutes les coordonnées ( $p$ ,  $\theta$ ) correspondant au sinogramme « sans mouvement », les coordonnées ( $p'$ ,  $\theta'$ ) correspondant au sinogramme corrompu sont calculées à partir de (46) et de (47). L'équation (46) n'étant pas inversible, nous sommes obligés d'utiliser la formule

$$\theta = \arctan\left(\frac{\sigma_y(\theta')}{\sigma_x(\theta') \tan(\theta')}\right) \quad (50).$$

Elle nous permet de construire une table liant  $\theta'$ , qui est dépendant de l'acquisition, et  $\theta$ . Pour chaque  $\theta$  du sinogramme corrigé, la valeur la plus proche est cherchée dans cette table et l'angle d'acquisition correspondant  $\theta'(\theta)$  est sélectionné. Une fois cet angle déterminé, les coefficients  $k$  et  $p_0$  peuvent être calculés ((48) et (49)). En inversant (48), on trouve la coordonnée du sinogramme corrompu  $p'$  pour une coordonnée  $p$  donnée :

$$p'(\theta, p) = k(\theta'(\theta))p + p_0(\theta'(\theta)) \quad (51).$$

Finalement, la formule (45) est utilisée pour corriger le sinogramme.

Pour implémenter la correction de mouvement dans l'espace de Radon, il est nécessaire de faire attention à remplir complètement le sinogramme corrigé. Si ce n'est pas le cas, les données manquantes peuvent conduire à de sévères artefacts dans l'image reconstruite. Le sinogramme corrigé ( $p$ ,  $\theta$ ) est donc entièrement parcouru et les ( $p'$ ,  $\theta'$ ) correspondant sont alors déterminés. Le lissage du sinogramme est également critique puisque des discontinuités peuvent dégrader la qualité de l'image reconstruite. Après avoir inversé (47), nous pouvons facilement choisir la valeur  $p'$  acquise la plus proche (interpolation plus proche voisin) ou considérer les deux valeurs acquises les plus proches et appliquer une interpolation linéaire, ce qui donne des images de meilleure qualité. Une fois le sinogramme corrigé généré à partir du sinogramme corrompu et des informations sur le mouvement, un algorithme classique de reconstruction est utilisé pour obtenir des images corrigées. Ici, nous avons appliqué la méthode de rétroprojection filtrée.

### VIII.3.3. Validation

Afin de valider notre méthode, la qualité des images reconstruites a été évaluée en les comparant avec une image obtenue sans mouvement. Différents critères ont été retenus : l'erreur moyenne absolue (EMA, plus elle sera faible et plus l'image comparée sera proche de celle obtenue en statique) et l'information mutuelle (IM, plus elle sera élevée et plus l'image comparée sera proche de celle obtenue en statique). La qualité de l'image est également été quantifiée à l'aide de l'entropie de l'image (EI, plus elle sera faible et plus l'image comparée sera proche de celle obtenue en statique) afin de quantifier le signal de dispersion (l'entropie augmentant avec le bruit ou le flou).

## VIII.4. Résultats

### VIII.4.1. Données simulées

La figure 1 présente les données simulées utilisées au cours de cette étude. Les effets du mouvement sur le sinogramme et sur l'image reconstruite sont clairement visibles. Le sinogramme « corrompu par le mouvement » (Figure 139b, gauche) montre des inhomogénéités de densité et sa forme est distordue. L'image reconstruite correspondante (Figure 139b, droite) présente de sévères artefacts de mouvement : dédoublement de l'ellipse de haute densité, déformation de l'ellipse principale de faible densité. Des résultats similaires sont obtenus avec le fantôme Shepp-Logan (Figure 140). L'image obtenue sans mouvement (Figure 139a et 140a, droite) est considérée comme l'image de référence pour les critères de comparaison d'images (EMA et IM).

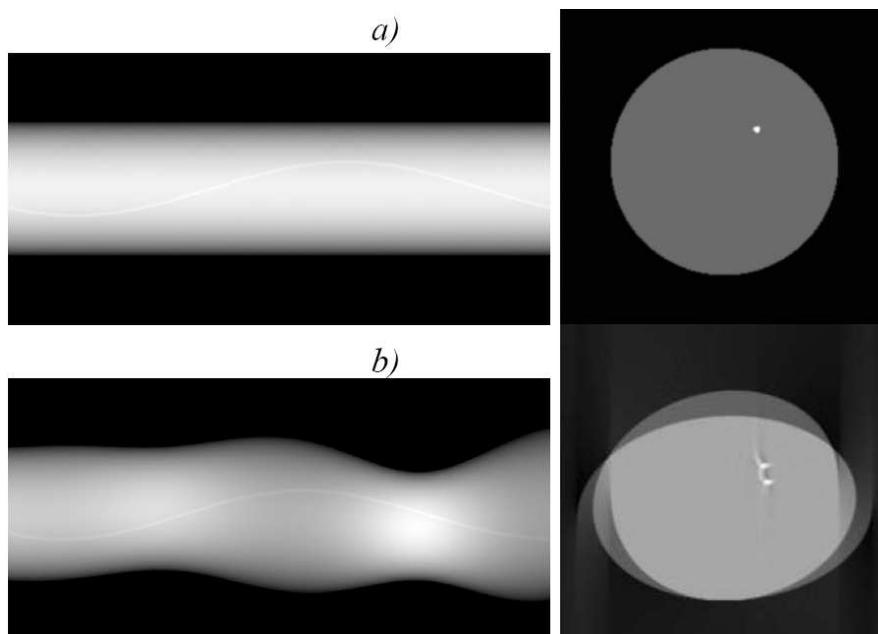


Figure 139 : Notre fantôme « ellipse ». Sinogramme simulé et image reconstruite sans (a) et avec (b) mouvement.

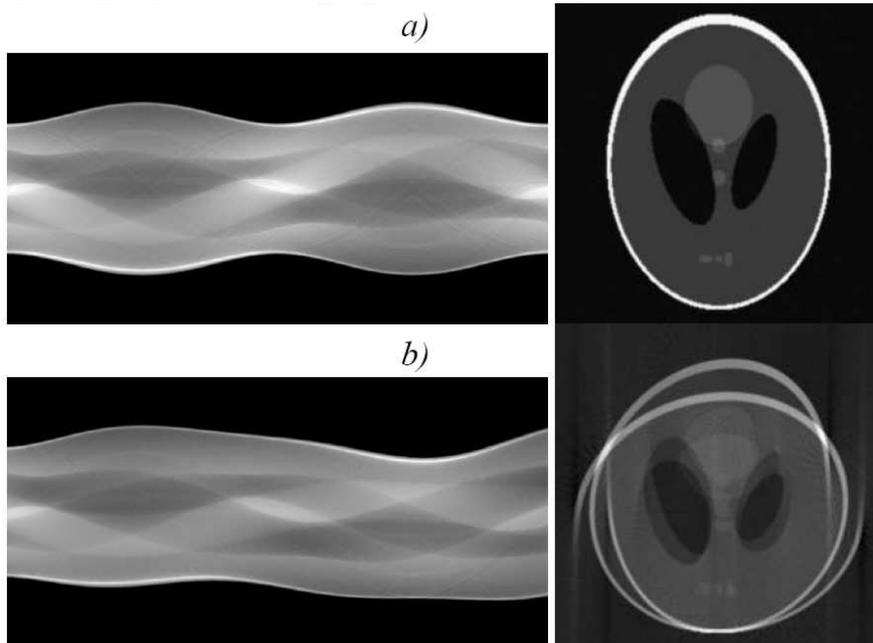


Figure 140 : Fantôme Shepp-Logan. Sinogramme simulé et image reconstruite sans (a) et avec (b) mouvement.

#### VIII.4.2. Correction de mouvement – modèle concordant

##### VIII.4.2.1. Fantôme « ellipse »

En utilisant la méthode de correction de mouvement présentée ci-dessus et les mêmes fonctions de déformation que celles utilisées pour générer le sinogramme corrompu, nous obtenons les sinogrammes corrigés et les images reconstruites correspondantes (Figure 141).

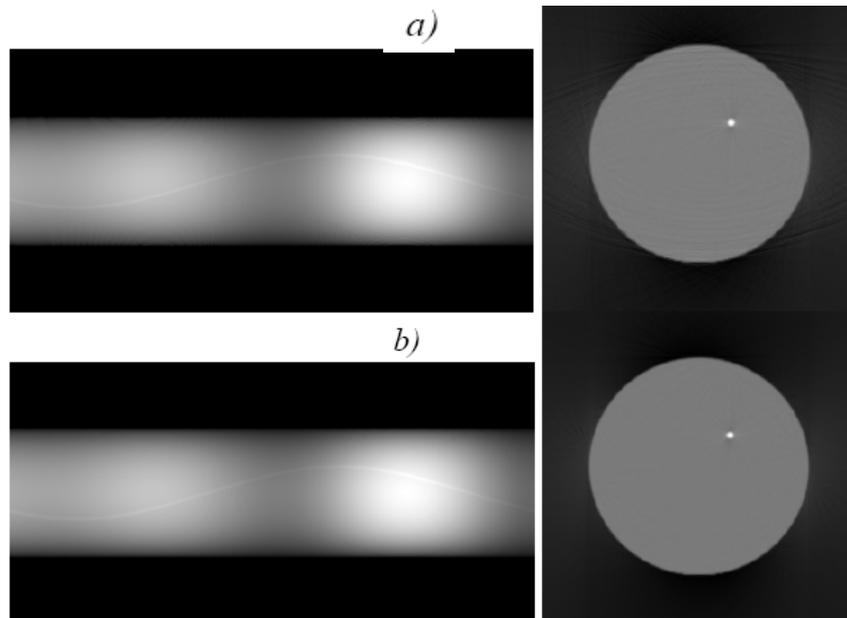


Figure 141 : Sinogrammes corrigés (à gauche) et images reconstruites (à droite) avec interpolation plus proche voisin (a) et avec interpolation linéaire (b). (Fantôme « ellipse »)

Dans les sinogrammes corrigés (Figure 141, gauche), des inhomogénéités de densités peuvent être observées : faible densité autour de  $p = \pi$  et densité élevée pour  $p > \pi$ . Néanmoins, les contours du sinogramme redeviennent conformes à ceux observés lorsqu'il n'y a pas de mouvement et la trace de l'ellipse de forte densité peut à nouveau être clairement identifiée. De plus, on peut remarquer les effets de l'interpolation linéaire. Le sinogramme est en effet plus lisse (Figure 141b) avec que sans (Figure 141a). Les images reconstruites à partir de ces sinogrammes (Figure 159, droite) sont visuellement de meilleure qualité que celles obtenues sans correction (Figure 139b, droite). L'ellipse principale de faible densité a, à nouveau, une forme nette et il y a un bien un seul élément de forte densité. De plus, les courbes tangentes au fantôme présentes dans l'image corrigée sans interpolation linéaire (Figure 141a) disparaissent quand l'interpolation est appliquée (Figure 141b).

| Critère | Image obtenue sans mouvement | Image obtenue avec mouvement et non corrigée | Image obtenue avec mouvement et corrigée (interpolation plus proche voisin) | Image obtenue avec mouvement et corrigée (interpolation linéaire) |
|---------|------------------------------|--|---|---|
| EMA     | 0,000                        | 0,055  | 0,039   | 0,039   |
| IM      | 2,000                        | 1,159  | 1,242   | 1,267   |
| EI      | 1,143                        | 2,727  | 2,770   | 2,505   |

Tableau XXIV : Comparaison des images reconstruites sans et avec notre méthode de correction des mouvement. (Utilisation du fantôme « ellipse »). EMA : Erreur Moyenne Absolue, IM : Information Mutuelle, EI : Entropie de l'Image.

Les trois critères de comparaison utilisés montrent que notre méthode de correction a une action bénéfique sur la qualité de l'image. De plus, la qualité de l'image est meilleure quand l'interpolation linéaire est appliquée (Figure XXIV).

#### VIII.4.2.2. Fantôme Shepp-Logan

Pour le fantôme Shepp-Logan, des résultats similaires peuvent être observés. Les sinogrammes corrigés (Figure 142, gauche) sont visuellement très similaires à ceux obtenus sans mouvement (Figure 140a, gauche). Il apparaît cependant quelques inhomogénéités de densité. La plupart des artefacts de mouvement, présents dans l'image obtenue avec mouvement et non corrigée (Figure 140b, droite), est ici supprimé. Néanmoins il apparaît encore quelques artefacts de raies autour du fantôme (Figure 142a, droite). L'application de l'interpolation linéaire permet d'obtenir un sinogramme plus lisse et une image visuellement plus proche de celle obtenue sans mouvement. L'impression visuelle est confirmée par le calcul des critères de comparaison (Tableau XXV). Une amélioration de la qualité globale de l'image est observée quand la correction de mouvement est appliquée. Mais contrairement aux images du fantôme « ellipse », l'information mutuelle et l'erreur moyenne absolue montrent que les images sont plus proches de l'image sans mouvement quand l'interpolation plus proche voisin est appliquée. Néanmoins, d'après le critère de l'entropie, la qualité de l'image est meilleure lorsque l'interpolation linéaire est utilisée.

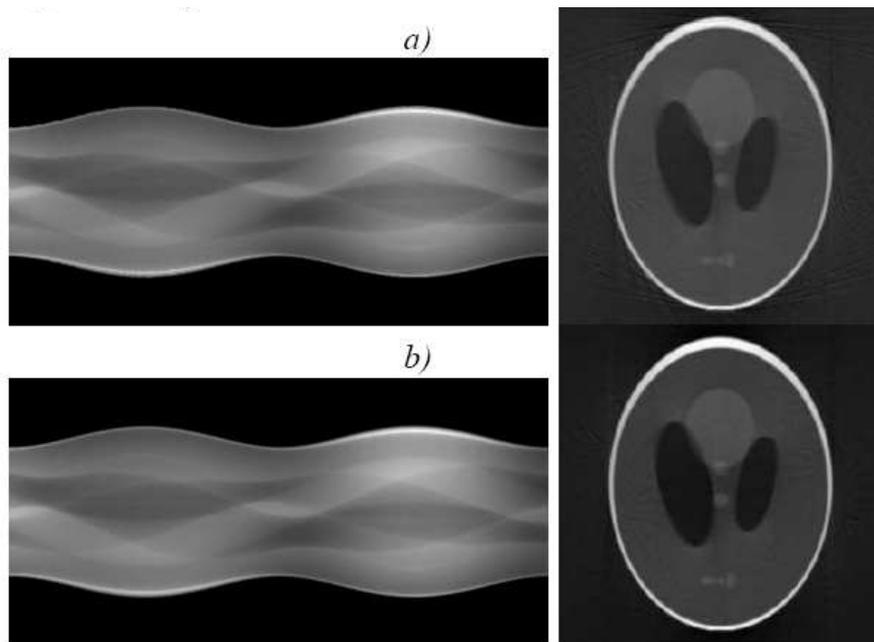


Figure 142 : Sinogrammes corrigés (à gauche) et images reconstruites (à droite) avec interpolation plus proche voisin (a) et avec interpolation linéaire (b). (Fantôme Shepp-Logan)

| Critère | Image obtenue sans mouvement | Image obtenue avec mouvement et non corrigée | Image obtenue avec mouvement et corrigée (interpolation plus proche voisin) | Image obtenue avec mouvement et corrigée (interpolation linéaire) |
|---------|------------------------------|--|---|---|
| EMA     | 0,000                        | 0,095  | 0,030   | 0,045   |
| IM      | 2,000                        | 1,102  | 1,226   | 1,203   |
| EI      | 2,293                        | 3,640  | 3,614   | 3,564   |

Tableau XXV : Comparaison des images reconstruites sans et avec notre méthode de correction de mouvement. (Utilisation du fantôme Shepp-Logan). EMA : Erreur Moyenne Absolue, IM : Information Mutuelle, EI : Entropie de l'Image.

#### VIII.4.3. Correction de mouvement – modèle non concordant

Pour étudier l'effet de l'erreur d'estimation du mouvement sur notre méthode de correction, du bruit gaussien a été ajouté aux fonctions de déformation durant la simulation du sinogramme corrompu par le mouvement. L'importance du bruit a été étudiée en mesurant sa moyenne et son écart type. L'amplitude du mouvement était de 0,25.

En utilisant le fantôme « ellipse » et en appliquant l'interpolation linéaire sur la coordonnée  $p'$ , on montre que quand l'écart type de l'erreur augmente, l'entropie de l'image (EI) augmente également et l'erreur moyenne absolue (EMA) reste constante (Figure 143a). A l'inverse, quand la moyenne de l'erreur augmente, l'entropie de l'image (EI) reste constante et l'erreur moyenne absolue (EMA) augmente (Figure 143b). Des résultats similaires sont trouvés quand l'interpolation plus proche voisin est appliquée et pour le fantôme Shepp-Logan.

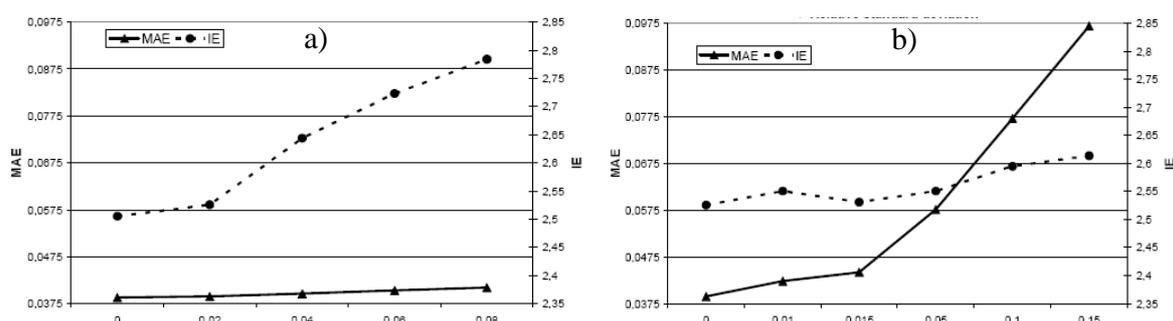


Figure 143 : Effet d'une mauvaise estimation du mouvement en fonction de l'écart type (a) et de la moyenne (b) de l'erreur d'estimation.

### VIII.5. Discussion et conclusion

Nous avons présenté lors de cette étude une méthode de correction des artefacts de mouvement pouvant s'appliquer directement dans l'espace de Radon. Si l'on dispose d'une estimation du mouvement qui a lieu durant l'acquisition, elle permet de réduire considérablement les artefacts dans les images reconstruites. Elle est basée sur un réarrangement des données dans le sinogramme en fonction de l'estimation du mouvement. Ce réarrangement peut être fait avec ou sans interpolation, mais l'interpolation permet d'obtenir des images d'une qualité encore meilleure. Les images sont ensuite reconstruites à l'aide d'un algorithme de reconstruction standard (ici une méthode par rétroprojection filtrée est utilisée). N'importe quelle technique de reconstruction peut être appliquée aux sinogrammes corrigés, ce qui permet à notre méthode de ne pas être dépendante d'une technique de reconstruction et donc d'un constructeur.

Les critères de comparaison d'images utilisés montrent que la qualité des images est nettement améliorée lorsque notre méthode de correction de mouvement est appliquée (indépendamment de l'interpolation appliquée). Mais si la correction avec l'interpolation plus proche voisin des coordonnées  $p$  donnent parfois de meilleurs résultats en terme d'erreur moyenne absolue (EMA) et d'information mutuelle (IM), les images obtenues avec l'interpolation linéaire présentent moins d'artefacts de mouvement et sont toujours de meilleure qualité si l'on se réfère à l'entropie de l'image (EI). Cela peut s'expliquer par le fait que les images obtenues avec l'interpolation linéaire sont moins distordues. Réaliser une étape de recalage avant de comparer les images permettrait d'obtenir de meilleurs scores avec les critères EMA et IM. Appliquer l'interpolation linéaire durant le réarrangement des données dans le sinogramme permet donc d'obtenir des images de meilleure qualité. Nous avons réalisé, ici, une simple interpolation linéaire sur les coordonnées  $p$ . Les effets d'interpolations plus complexes (cubique, spline...) ou de l'interpolation des deux coordonnées du sinogramme  $p$  et  $\theta$  restent à étudier. Il est néanmoins fort probable que ce type d'interpolation permette d'améliorer encore la correction.

Nos travaux portent sur des données parallèles. Une méthode de correction similaire peut être envisagée pour des données issues d'une géométrie en éventail. En effet, Roux [11] a montré qu'une relation existait entre le sinogramme *fan beam* corrompu par le mouvement et le sinogramme parallèle obtenu sans mouvement. Une correction 3D serait également possible avec des données *cone beam* et permettrait alors de corriger toutes les composantes spatiales

du mouvement respiratoire. Une telle correction est beaucoup plus complexe et prendrait probablement beaucoup plus de temps.

Dans cette étude, un mouvement respiratoire très simple a été choisi. Ce mouvement n'est pas ou peu réaliste. Du bruit a été ajouté lors de la simulation afin de pouvoir évaluer si elle pouvait être appliquée sur des données corrompues par la respiration. Le modèle non-concordant dégrade la qualité de la reconstruction. On peut néanmoins remarquer que la qualité de l'image est affectée (l'entropie diminue) par l'écart type de l'erreur d'estimation. Les artefacts sont alors engendrés par une mauvaise estimation de la variation du mouvement respiratoire. D'un autre côté, la moyenne de l'erreur n'a presque pas d'influence sur l'entropie de l'image mais affecte les similitudes entre l'image corrigée et l'image statique (les images reconstruites sont translatées par rapport à l'image statique, mais le fantôme est peu affecté). Cela prouve bien qu'une estimation biaisée du mouvement dégrade peu la qualité de l'image reconstruite corrigée. Une étude de l'effet d'autres types d'erreurs d'estimation de mouvement et des tests sur des données simulées corrompues par le mouvement respiratoire réel doivent encore être réalisés.

Les résultats présentés ici démontrent la pertinence de notre méthode de correction. D'autres travaux doivent être réalisés pour appliquer cette méthode à des mouvements plus réalistes, à d'autres géométries et à des données non simulées émanant d'un scanner.

Cette étude peut être considérée comme une étude préliminaire qui ouvre la porte à de nombreux travaux futurs. Elle permet de poser les bases de la technique et les problèmes que l'on peut rencontrer lors de l'application d'une telle méthode. En se basant sur les principes énoncés ici de nombreuses études pourront être lancées.

### VIII.6. Références

1. Brandner ED, Wu A, Chen H, Heron D, Kalnicki S, Komanduri K, Gerszten K, Burton S, Ahmed I, Shou Z. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:554-560.
2. Kalender WA, Seissler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. *Radiology* 1990; 176:181-183.
3. Kachelriess M, Kalender WA. Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. *Med Phys* 1998; 25:2417-2431.
4. Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profil in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943-1954.
5. Cody DD, Stevens DM, Ginsberg LE. Multi-detector row CT artifacts that mimic disease. *Radiology* 2005; 236:756-761.
6. Crawford CR, King KF, Ritchie CJ, Godvin JD. Respiratory compensation in projecting imaging using a magnification and displacement model,. In: *IEEE Trans. Med. Imaging*, 1996; 327-332.
7. Pelc NJ, Glover GH. Method for reducing image artefacts due to projection measurement inconsistencies. *US Patent* 1986; 4 580 219.
8. Zerfowski D. Motion Artifact Compensation in CT. In: *SPIE Medical Imaging*, 1998; 416-424.
9. Lu W, Mackie TR. Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space. *Phys Med Biol* 2002; 47:1267-1284.
10. Pasquier C, Odille, F., Abaercherli, R., Vuissoz, PA., Felblinger, J. Modeling of organ's motion using external sensors. In: *Proc of ISMRM*. Seattle, USA, 2006; 3201.
11. Roux S, Desbat L, Koenig A, Grangeat P. Exact reconstruction in 2D dynamic CT: compensation of time-dependent affine deformations. *Phys Med Biol* 2004; 49:2169-2182.

**Chapitre IX : Application à un cas clinique,  
Les calculs rénaux**



## IX. Application à un cas clinique : les calculs rénaux

### IX.1. Les reins et l'appareil urinaire

Le système urinaire se compose de différentes parties: les 2 reins (fonction de filtration, sécrétion et réabsorption), la vessie (fonction de réservoir), les uretères et l'urètre (fonction de conduction) (Figure 144).

Les reins filtrent le sang pour le débarrasser des déchets métaboliques produits par les cellules des tissus et organes. Chaque minute 600 ml de sang arrivent dans chaque rein par l'artère rénale. Cela correspond à environ 20% du débit cardiaque. La formation de l'urine implique plusieurs étapes, elle consiste d'une part en une filtration glomérulaire et d'autre part en une réabsorption et une sécrétion dans les différents segments du tube urinaire. Le filtrat final (l'urine) est ensuite déversé dans les calices et parvient ainsi au bassinet. L'urine est transportée hors des reins par les uretères et amenée dans la vessie, avant d'être excrétée hors de l'organisme par l'urètre. La production d'urine est d'environ 1,5 litres/24 heures.

L'urine contient principalement de l'eau, de l'urée, de l'acide urique, de l'ammoniaque, des électrolytes ainsi que des toxiques exogènes. L'urine ne contient normalement pas de protéines, ni de glucides ou de lipides. La présence de ces substances dans l'urine est un indice d'une pathologie.

#### IX.1.1. Le rein

Le rein est l'organe qui permet l'élaboration et l'excrétion de l'urine. Il est le plus souvent pair, situé dans l'abdomen, en arrière du péritoine, entre la 11<sup>e</sup> vertèbre dorsale et la 3<sup>e</sup> lombaire (pour le rein gauche) et entre la 12<sup>e</sup> et l'espace entre la 3<sup>e</sup> et la 4<sup>e</sup> lombaire (pour le rein droit). Le rein est donc rétro-péritonéal. En moyenne, un rein pèse environ 170 g et mesure 12 cm de haut. Les reins produisent de l'urine après une filtration du sang en continu. Une fois produite, l'urine est recueillie dans la partie centrale du rein que l'on appelle le bassinet (Figure 144). Cette structure se prolonge par un petit canal, l'uretère, allant du rein jusqu'à la vessie. La vessie est constituée d'une poche imperméable qui peut se contracter. Elle est située à environ 30 cm en dessous des reins, en arrière du pubis (articulation la plus antérieure du bassin située en arrière du mont de Vénus chez la femme) (Figure 144). La distension de la vessie entraîne le besoin d'uriner, mais le choix du moment de la miction (évacuation de l'urine) est sous le contrôle de la volonté. On appelle cela la continence urinaire. L'urine (qui est un liquide jaune citrin légèrement salé et un peu acide) peut sortir de la vessie après le relâchement du sphincter (muscle ayant la capacité de fermer ou d'ouvrir un orifice naturel). Elle débouche alors chez la femme au niveau de la vulve, et chez l'homme à l'extrémité du pénis à travers le méat urinaire (Figure 144).

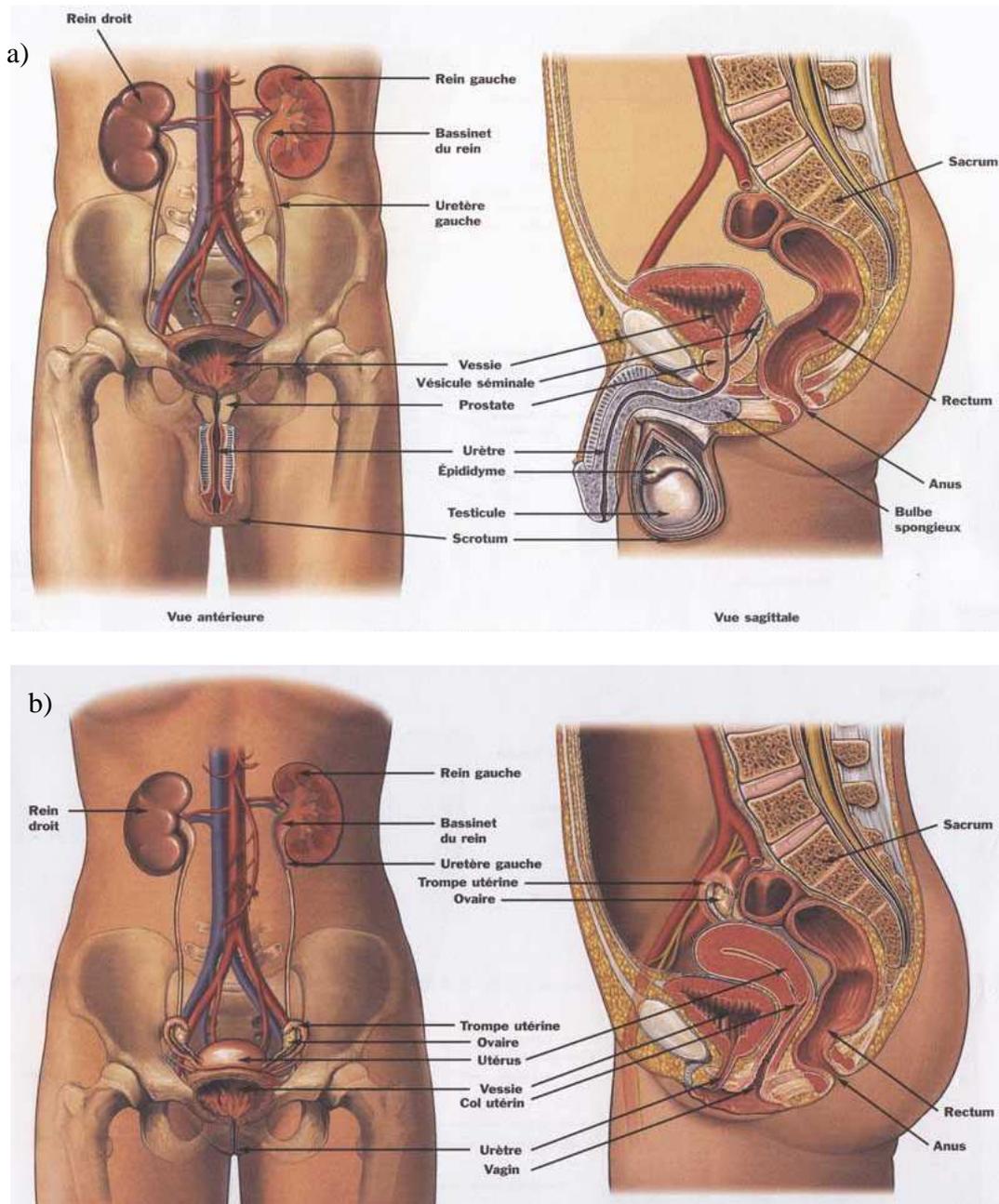


Figure 144: Appareil génito-urinaire de l'homme (a) et de la femme (b)

### IX.1.1.1. Anatomie du rein

#### IX.1.1.1.1. Le néphron

La structure du rein est complexe : il est constitué par la juxtaposition de millions de "petits reins" miniatures. Chacune de ces structures microscopiques possède la fonction de filtration et constitue une unité anatomique appelée néphron.

Les néphrons, dont le nombre est supérieur au million pour un rein, comportent chacun un petit tube appelé le tube urinifère (Figure 145). Autour de lui s'organise un réseau de capillaires (vaisseaux de très petit diamètre), au niveau desquels les échanges entre le sang et l'urine vont

se faire. La première partie du néphron est constituée par une structure appelée le glomérule ou corpuscule de Bowman. Il s'agit d'une sorte de poche composée d'une double paroi extrêmement fine où vient se loger un enchevêtrement de toutes petites artérioles appelé le peloton capillaire du glomérule ou glomérule de Malpighi (Figure 146).

Ce petit amas de glandes et de vaisseaux est l'élément qui assure la filtration du sang. Les glomérules de Bowman constituent la partie externe du rein appelée également zone corticale. La deuxième partie du néphron est constituée par le tube contourné. Il fait suite à la capsule de Bowman et l'on distingue trois segments en forme d'épingle à cheveux : le tubule proximal. A la suite de la capsule de Bowman se trouvent l'anse de Henle puis le tubule distal. Chaque tube débouche dans un canal commun à plusieurs néphrons : le canal collecteur, qui s'ouvre dans le bassinet au départ de l'uretère. Les tubules profonds constituent la médulla (Figure 146).

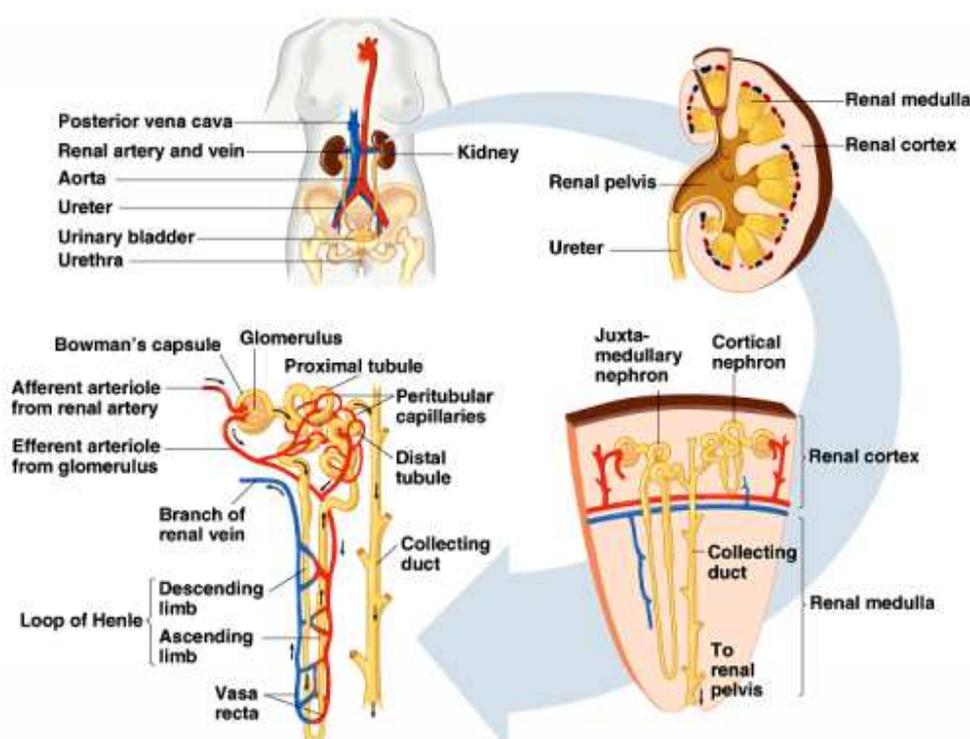


Figure 145 : Le néphron est l'unité fonctionnelle de base du rein. Chaque rein contient 400 000 à un million de néphrons. Le néphron comprend le glomérule et le tube associé qui aboutit au collecteur. L'urine est formée par filtration dans le glomérule et est ensuite modifiée dans le tubule par réabsorption et sécrétion de substances.

#### IX.1.1.1.2. Le parenchyme rénal

Le parenchyme rénal est divisé en deux zones : le cortex et la zone médullaire (Figure 145). La zone corticale, d'une épaisseur de 1 cm, constitue une zone granuleuse comprenant le labyrinthe (région s'étendant entre les irradiations médullaires), les colonnes de Bertin (régions situées entre les pyramides rénales ou pyramides de Malpighi). Dans la zone corticale se trouvent les corpuscules rénaux, les tubules contournés proximaux et distaux, une partie des tubes collecteurs, ainsi que les irradiations médullaires (Figure 145 & Figure 146).

La zone médullaire a un aspect strié et une couleur rouge foncée dans la partie externe et plus pâle dans sa partie interne. Elle est disposée concentriquement autour du sinus (Figure 146). Elle contient :

- des structures coniques appelées pyramides rénales (ou pyramides de Malpighi). La base des pyramides rénales est parallèle au bord convexe du rein. La pointe de la pyramide est la papille. La pointe de chaque papille rénale est coiffée par un conduit en forme d'entonnoir très fin appelé petit calice. La réunion de plusieurs petits calices forme un grand calice. Il en existe normalement trois par rein. Ceux-ci se rejoignent pour former le bassinet (Figure 146).
- des irradiations médullaires aussi appelées radiations médullaires partent de la base des pyramides pour s'infiltrer dans la zone corticale. Les irradiations médullaires contiennent la partie initiale des tubes collecteurs et des portions plus ou moins longues des anses de Henle des glomérules corticaux (Figure 145 & Figure 146).

Le rein est creusé à sa partie interne par une cavité appelée sinus rénal, dans lequel s'implantent les papilles. Aux papilles font suite les petits calices puis les grands calices, le bassinet et la portion initiale de l'uretère. Le sinus rénal abrite également dans un tissu conjonctivo-graisseux l'artère et la veine rénales, ainsi que leurs branches, les vaisseaux lymphatiques et les faisceaux nerveux rénaux. Chaque lobe est formé par une pyramide rénale, les irradiations médullaires qui s'en détachent et la zone corticale adjacente.

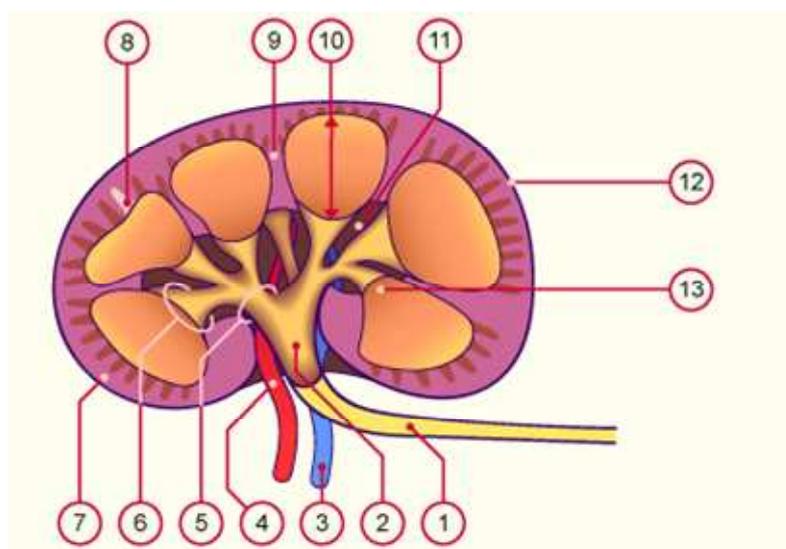


Figure 146 : Anatomie du rein.

1. Uretère
2. Bassinet
3. Veine rénale
4. Artère rénale
5. Grand calice
6. Petit calice
7. Zone Corticale
8. Irradiation médullaire
9. Colonne de Bertin
10. Pyramide de Malpighi
11. Sinus rénal
12. Capsule rénale
13. Papille rénale

#### IX.1.1.2. Physiologie du rein

Les reins effectuent une filtration sélective en gardant les grosses molécules utiles à l'organisme (par exemple les protéines) et en laissant passer les petites molécules comme le sodium ou le glucose (sucre). Si l'organisme a besoin de ces éléments (dans certaines pathologies), les reins diminuent leur élimination. Quant à l'urée et la créatinine, éminemment toxiques pour l'organisme, elles ne doivent pas s'accumuler dans le sang et sont constamment éliminées par les urines, même quand leur taux sanguin est bas. Chaque jour, les néphrons drainent 300 fois le sang contenu dans l'organisme, soit environ 1600 litres en 24 h. Un homme peut normalement produire 1,5 l d'urine par jour. Bien entendu, cette quantité varie beaucoup

en fonction de la prise liquidienne mais aussi de la transpiration, des hémorragies et des vomissements... Grâce aux reins, il existe dans l'organisme un maintien constant de ce que l'on appelle l'équilibre homéostatique, permettant les échanges de l'eau et des sels minéraux à travers l'organisme, ainsi que la régulation de l'acidité sanguine, sans laquelle aucune fonction vitale n'est possible. Les reins sont capables de régulariser l'hypertension artérielle en sécrétant une hormone, la rénine. Le rein est également capable d'élaborer une autre hormone, l'érythropoïétine, susceptible de stimuler la fabrication d'hématies (globules rouges). D'autres hormones sont susceptibles de moduler la quantité de substances à réabsorber par les tubules rénaux : ce sont essentiellement l'hormone antidiurétique et l'aldostérone. L'hormone antidiurétique est sécrétée par l'hypophyse (glande située à la base du cerveau et placée sous les ordres de l'hypothalamus). Cette hormone a pour rôle de favoriser la rétention de l'eau en permettant aux tubules collecteurs d'être plus perméables à celle-ci. Ainsi, en cas de forte chaleur, l'organisme, perdant énormément d'eau à cause la transpiration, va éliminer des urines à la fois plus concentrées et en quantité moindre. La seconde hormone appelée aldostérone est fabriquée par les deux glandes surrénales situées au pôle supérieur de chacun des reins. Cette hormone a pour but d'augmenter la réabsorption rénale du sodium. Dès que la quantité de celui-ci dans le sang est basse (transpiration ou diarrhée importante), la quantité d'aldostérone va augmenter entraînant ainsi une augmentation de la réabsorption du sel. Enfin, l'érythropoïétine, en dehors du fait de stimuler la synthèse des globules rouges dans la moelle osseuse, permet également celle de la vitamine D et exerce ainsi un rôle essentiel dans la minéralisation de l'os.

### IX.1.2. Les voies excrétrices de l'urine

Les voies excrétrices de l'urine sont formées de plusieurs parties: les calices mineurs et majeurs, le bassinet, les deux uretères, la vessie et l'urètre (Figure 147).

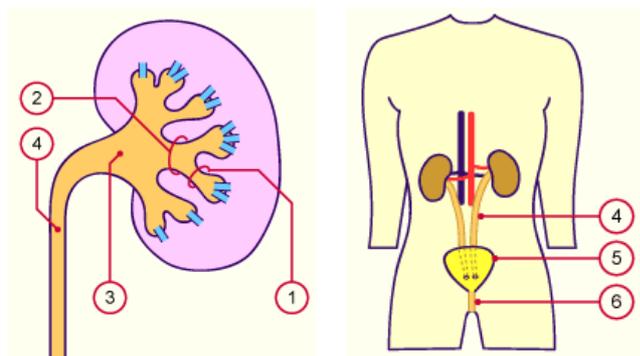


Figure 147: Voies urinaires.

1. Petit Calice
2. Grand Calice
3. Bassinet
4. Uretère
5. Vessie
6. Urètre

#### IX.1.2.1. L'urothélium

L'urothélium (ou épithélium de transition) tapisse la muqueuse des calices, du bassinet, de l'uretère, de la vessie et de la partie proximale de l'urètre. L'urothélium est un épithélium pseudostratifié polymorphe dont l'épaisseur dépend de l'extension de la voie urinaire qu'il tapisse. Lorsque la voie urinaire est vide, on observe une couche dense de petites cellules cubiques basales, une couche de cellules intermédiaires de forme polygonale et une couche de cellules superficielles en forme de parapluie, appelées cellules de recouvrement. Lorsque la voie urinaire est pleine, l'épithélium s'étire et devient moins épais. Les cellules sont aplaties.

#### IX.1.2.2. Calice et bassinnet

La pointe de chaque papille rénale est coiffée par un conduit en forme d'entonnoir très fin appelé petit calice. La réunion de plusieurs petits calices forme un grand calice. Il en existe normalement trois par rein. Ceux-ci se rejoignent pour former le bassinnet (Figure 146 & Figure 147). Chaque petit calice est formé de deux parties: une partie conique coiffant la papille rénale dont les 2 feuillets délimitent l'espace péricalicel (fornix) et une tige calicelle. Le feuillet interne de la partie conique adhère au parenchyme papillaire et est tapissé par un urothélium criblé de pores qui s'abouchent aux tubes collecteurs. L'urine coule depuis les tubes collecteurs dans l'espace péricalicel.

Le bassinnet est un réservoir en forme d'entonnoir localisé à la hauteur du hile qui s'ouvre dans l'uretère (Figure 146 & Figure 147). La composition histologique de sa paroi est la même que celle de l'uretère proximale. La contraction de la musculature lisse se trouvant dans la musculeuse de la paroi des calices et du bassinnet propulse l'urine. A certains endroits, les faisceaux musculaires jouent aussi un rôle de sphincter ayant pour but de faciliter l'évacuation de l'urine et d'empêcher son reflux. Tout d'abord, l'urine s'accumule dans un calice, lorsque celui-ci est plein le sphincter du calice s'ouvre et celui du fornix se contracte. L'urine s'écoule vers le bassinnet. Lorsque le bassinnet est rempli à un certain niveau, le sphincter pyélique se relâche, la musculature du bassinnet se contracte et l'urine s'écoule dans l'uretère.

#### IX.1.2.3. Uretère

Les uretères sont des tubes étroits d'environ 25 à 30 cm de long et environ 4 à 7 mm de diamètre. Ils prennent naissance dans le bassinnet du rein, quittent le rein par le hile et viennent s'aboucher dans la vessie (Figure 146 & Figure 147). L'urine ne s'écoule pas du bassinnet dans l'uretère en un flux continu, mais est propulsée par des contractions périodiques (ondes péristaltiques) toutes les 20 à 30 secondes. Ces ondes péristaltiques débutent dans le bassinnet et commandent l'ouverture de l'orifice urétéral. Celui-ci reste ouvert quelques secondes pour laisser passer l'urine puis se referme jusqu'à la prochaine onde. Les deux uretères s'abouchent dans la vessie à 4 cm l'un de l'autre, traversent obliquement la paroi vésicale et se terminent dans la vessie à 2,5 cm l'une de l'autre après un trajet intramural d'environ 2 cm. Cette implantation très oblique dans la paroi vésicale et son ancrage aux plans musculaires du trigone (la musculaire se replie en genre de valve) créent un dispositif anti-reflux empêchant l'urine de remonter à contre courant vers le rein.

#### IX.1.2.4. Vessie

La vessie est un organe musculaire creux dont la fonction est de recueillir l'urine produite par les reins et de la stocker entre les mictions. C'est un organe très extensible et élastique. Sa forme dépend de son état de réplétion. Quand elle est vide ou qu'elle contient peu d'urine, elle a une forme d'une pyramide. Quand l'urine commence à s'accumuler, elle se dilate progressivement et prend la forme d'une poire. Sa capacité, d'environ 350 à 500 ml, est variable mais l'envie d'uriner se fait sentir lorsqu'elle contient environ 300 à 400 ml d'urine. Sa zone fonctionnelle importante, le trigône vésical, est à sa face postérieure (triangle compris entre les deux orifices terminaux des uretères et l'orifice d'entrée dans l'urètre) (Figure 144 & 147).

### IX.1.2.5. Urètre

L'urètre est un conduit unique qui part du col vésical et permet à l'urine d'être excrétée de l'organisme. L'urètre se termine par le méat urinaire localisé à l'extrémité du pénis chez l'homme et au milieu de la vulve chez la femme (Figure 144). L'urètre de la femme transporte uniquement de l'urine tandis que celui de l'homme transporte l'urine et le sperme. Deux sphincters contrôlent l'écoulement de l'urine. Le sphincter lisse urétral interne est constitué de musculature lisse. Le sphincter strié du périnée externe est constitué de musculature squelettique. Le contrôle de ces 2 sphincters est indispensable pour la miction. Le sphincter interne lisse est contrôlé par le système nerveux végétatif (indépendant de la volonté) tandis que celui du sphincter externe strié est contrôlé par le système nerveux central (dépendant de la volonté).

## IX.2. Les calculs rénaux

### IX.2.1. Épidémiologie

De nos jours, la plupart des calculs urinaires sont des calculs rénaux. Les calculs de la vessie sont de moins en moins nombreux dans les pays occidentaux, mais néanmoins toujours présents dans les populations jeunes notamment en Asie du sud ouest et en Mongolie [3]. L'incidence et la prévalence des calculs rénaux sont affectées par les comportements nutritionnels, par l'environnement et par l'hérédité. Ces facteurs ont une incidence considérable sur l'excrétion et la concentration des solutés lithogènes urinaires. De ce fait, les données épidémiologiques provenant d'un pays ne peuvent être transposées directement à un pays qui n'aurait pas de données propres.

Considérée comme une pathologie fréquente dans la plupart des pays, la lithiase se présente diversement en fonction des populations et des latitudes. Cependant, au-delà des particularismes locaux, les évolutions épidémiologiques reflètent des mutations socioéconomiques qui affectent les populations de manière souvent similaire et sont, de ce fait, contrairement aux données statiques, souvent transposables d'une population à l'autre. Environ 0,1 à 0,4 % de la population est touché par cette pathologie par an aux États Unis et en Europe [4]. Aujourd'hui, en Europe et en Amérique du Nord, la lithiase urinaire touche entre 8 et 15 % des adultes [5]. Ce taux monte à 20 % en Arabie Saoudite [6]. Toutes les études épidémiologiques récentes confirment sa progression par rapport à des enquêtes réalisées antérieurement sur des populations comparables [6-12]. Cette progression, particulièrement nette au cours des 30 dernières années, tient essentiellement à l'évolution du niveau socioéconomique et aux modifications du mode de vie et des habitudes alimentaires [13].

Le taux de récurrence des calculs rénaux est de 75% dans les 20 années suivant la découverte du premier calcul [14, 15].

Dans la plupart des pays industrialisés, environ 80% des calculs sont composés de sels calciques, généralement sous forme d'oxalate de calcium ou plus rarement sous forme de phosphate de calcium (apatite ou brushite) [16, 17]. Les 20% restant sont composés d'acide urique, de struvite, de cystine ou de calculs rares. Les calculs d'infection de struvite ou de carbonate apatite sont de moins en moins fréquents depuis l'introduction des antibiotiques. Les calculs d'acide urique, qui représente 5 à 10% des calculs en Amérique du Nord et en Europe,

apparaissent en plus grand nombre dans les pays d'Europe de l'est ou dans les pays méditerranéens (30%). Les calculs de cystine ne représentent que 1% des calculs observés [4].

### IX.2.2. Composition globale

Contrairement à ce que l'on peut croire à la lecture de la littérature, les calculs rencontrés en clinique sont la plupart du temps de composition hétérogène (90 à 95 % des calculs ont une composition mixte). En effet, pour des raisons de simplicité évidente, la plupart des études utilisent des calculs purs ou considérés comme purs [2]. En France, la proportion de calculs purs

| Constituants                 | Hommes      | Femmes      |
|------------------------------|-------------|-------------|
| <b>Oxalates de calcium</b>   | <b>63,8</b> | <b>59,3</b> |
| - whewellite                 | 62,1        | 58,4        |
| - weddellite                 | 1,7         | 0,9         |
| <b>Phosphates de calcium</b> | <b>0,3</b>  | <b>0,9</b>  |
| - carapatite                 | 0,3         | 0,9         |
| <b>Purines</b>               | <b>19,6</b> | <b>18,2</b> |
| - acide urique               | 19,4        | 17,1        |
| - urate d'ammonium           | 0,2         | 1,1         |
| <b>Cystine</b>               | <b>7,1</b>  | <b>10,4</b> |
| <b>Divers</b>                | <b>9,2</b>  | <b>11,2</b> |
| <b>Fréquence globale</b>     | <b>6,3</b>  | <b>5,3</b>  |

Tableau XXVI: Nature et fréquence (%) des calculs purs [2].

est très hétérogène. Elle rassemble des constituants métaboliques rares d'origine génétique (dihydroxyadénine, xanthine), des médicaments (indinavir, sulfadiazine) et des matrices protéiques. Si l'on considère les calculs en fonction de leur composant majoritaire (ce qui sera la cas, tout au long de cette thèse), on note que l'oxalate de calcium est, de loin, le plus fréquent (70,3%) (Tableau XXVII). Parmi les Oxalates de calcium, les monohydratés (whewellite) sont environ deux fois plus fréquents que les dihydratés (weddellite). Suivent ensuite les phosphates de calcium (13,8%), largement représentés par la carapatite (11,4%), puis les purines (9,7%). Parmi celles-ci, l'acide urique est le plus fréquent (9,4%). Il est observé le plus souvent sous sa forme anhydre (7,9%). Si l'on prend en compte tous les calculs contenant de l'acide urique, leur proportion atteint 11,8%. Les calculs majoritaires en struvite ne représentent que 1,6% des calculs totaux rencontrés. La cystine ne représente que 1%.

(un seul composant) est relativement faible (6,3% chez l'homme et 5,3% chez la femme). Le tableau XXVI montre que le nombre de constituants générateurs de calculs purs est très réduit. L'oxalate de calcium est le plus fréquent d'entre eux. Il représente environ deux tiers des calculs purs. L'acide urique et la cystine sont les deux autres constituants les plus généralement rencontrés dans le cas de calculs purs. Les autres constituants sont beaucoup plus rares (Tableau XXVI). La classe des constituants « divers », représentant 9,2% des calculs purs chez l'homme et 11,2% chez la femme,

| Constituant majoritaire                       | Fréquence (%) |
|---|---------------|
| <b>Oxalates de calcium</b>                    | <b>70,3</b>   |
| - whewellite                                  | 48,3          |
| - weddellite                                  | 25,3          |
| <b>Phosphates de calcium</b>                  | <b>13,8</b>   |
| - carapatite                                  | 11,4          |
| - brushite                                    | 1,8           |
| - phosphate octocalcique                      | 0,3           |
| - phosphate amorphe de calcium                | 0,2           |
| - whitlockite                                 | 0,1           |
| <b>Struvite (PAM)</b>                         | <b>1,6</b>    |
| - présence de PAM                             | 5,7           |
| <b>Purines</b>                                | <b>9,7</b>    |
| - acide urique anhydre                        | 7,9           |
| - acide urique dihydraté                      | 1,5           |
| - urate d'ammonium                            | 0,2           |
| - autres urates                               | 0,1           |
| - autres purines (dihydroxyadénine, xanthine) | < 0,05        |
| - présence d'acide urique                     | 11,8          |
| <b>Cystine</b>                                | <b>1,0</b>    |
| <b>Protéines</b>                              | <b>1,7</b>    |
| <b>Médicaments</b>                            | <b>0,8</b>    |
| <b>Divers</b>                                 | <b>1,1</b>    |

Tableau XXVII: Fréquence des constituants majoritaires observés dans les calculs en France au cours des 10 dernières années [2].

### IX.2.3. Origine des principaux types de calculs

#### IX.2.3.1. Oxalate de calcium

Ce sont les calculs les plus fréquents. Ils peuvent se présenter sous forme d'oxalate de calcium monohydraté (whewellite) (Figure 148d), d'oxalate de calcium dihydraté (weddellite) (Figure 148a) ou des deux. La forme mono-hydratée est oxalo-dépendante et se rencontre dans toutes les situations d'hyperoxalurie de concentration avec calciurie normale. La forme dihydratée se constitue dans les urines hypercalciuriques [2, 4, 16]. Plusieurs facteurs peuvent être à l'origine d'une augmentation de la concentration de l'urine en calcium. Parmi ceux-ci, notons la déshydratation, un apport excessif de vitamine D, certains médicaments (les hormones thyroïdiennes, les diurétiques) et certaines maladies (le cancer, des maladies rénales, l'hyperparathyroïdisme). Quant à l'oxalate, sa présence accrue provient le plus souvent d'une alimentation riche en cette substance ou de facteurs génétiques.

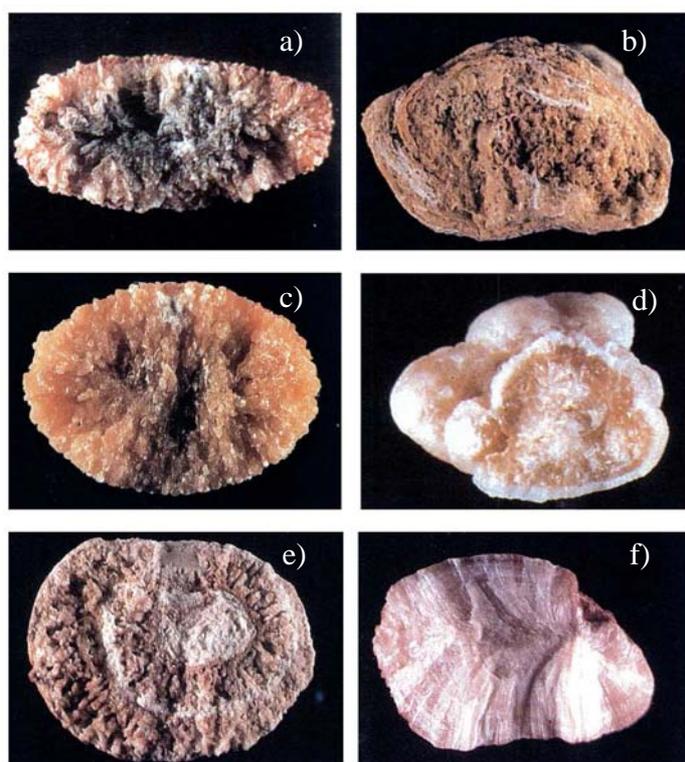


Figure 148 : Sections de calculs de weddellite (a), d'acide urique (b), de cystine (c), de whewellite (d), de struvite (e) et de brushite (f). Source : M. Daudon

#### VI.2.2.2. Acide urique

Ce sont les calculs les plus fréquents, après la lithiase calcique. Les humains et les dalmatiens sont les seuls mammifères susceptibles de former des calculs d'acide urique (Figure 148b). La faible solubilité de l'acide urique à pH acide explique l'apparition de ces calculs chez les sujets ayant des urines acides en permanence [2, 4, 16]. En effet, ils se forment en raison d'une concentration anormalement élevée d'acide urique dans l'urine. L'acide urique est un produit du métabolisme des protéines. Un régime riche en protéines peut entraîner des excès d'acide urique dans l'urine. Certains patients atteints de la goutte ou d'autres qui reçoivent une chimiothérapie sont davantage enclins à en souffrir.

#### IX.2.3.2. Cystine

Les calculs de cystine (Figure 148c) résultent d'une maladie autosomale récessive dans la réabsorption tubulaire rénale et intestinale de cystine, ornithine, lysine et arginine. Le défaut de transport transépithélial de cystine résulte d'un défaut d'absorption au niveau intestinal et de résorption au niveau du tube proximal rénal [2, 4, 16]. Ils se composent de cystine, un acide

aminé. Dans tous les cas, leur formation est attribuable à la cystinurie, une déficience génétique qui entraîne l'excrétion d'une quantité excessive de cystine par les reins.

#### IX.2.3.3. Brushite

La brushite (Figure 148f) est essentiellement une espèce calcium-dépendante observée dans des contextes d'hypercalciurie et d'hyperparathyroïdie [2, 4, 16].

#### IX.2.3.4. Struvite

Les calculs de struvite (Figure 142e), encore appelés calculs d'infection, représentent environ 5% de la totalité des calculs. La fréquence de la lithiase de struvite a considérablement diminué dans tous les pays industrialisés au cours des dernières décennies. Aujourd'hui, la struvite en tant que composant principal n'est plus retrouvée que dans environ 2% des calculs en France, alors qu'elle représentait près de 20% des calculs il y a 50 ans. Néanmoins, elle reste trois fois plus fréquente chez la femme que chez l'homme [2, 4, 16]. Les calculs de struvite se composent de magnésium et d'ammoniac et sont reliés aux infections bactériennes chroniques des voies urinaires. Les bactéries uréasiques produisent des enzymes qui augmentent la quantité d'ammoniac dans l'urine, un facteur favorable à la formation de cristaux de struvite. Ceux-ci sont souvent de taille importante et de forme irrégulière. Contrairement aux autres types de calculs, ils sont plus communs chez les femmes que chez les hommes. Souvent, ils se développent chez les personnes à qui l'on installe des sondes vésicales durant de longues périodes.

#### IX.2.4. Localisation des calculs

De nos jours, dans les pays industrialisés, la grande majorité des calculs se forme dans le rein. Les trois quarts d'entre eux migrent ensuite le long de l'uretère avant d'être éliminés spontanément. Les autres nécessitent une intervention urologique [18].

#### IX.2.5. Expulsabilité des calculs et traitement

Dans les pays industrialisés, 70 à 80% des calculs de l'arbre urinaire s'expulsent spontanément, avec ou sans traitement symptomatique [18]. En effet, la plupart des petits calculs s'éliminent d'eux-mêmes par les voies urinaires au bout de quelques heures ou de quelques jours. Les calculs qui ne s'éliminent pas d'eux-mêmes peuvent être dissous, enlevés ou broyés suivant leur solubilité, leur taille et leur friabilité. Si certains types de calculs peuvent être dissous par des médicaments, la plupart des calculs les plus fréquents (ceux qui sont formés de calcium) ne peut toutefois être dissoute. Les calculs peuvent alors être dégradés ou extraits à l'aide de plusieurs techniques.

##### IX.2.5.1. La lithotripsie extracorporelle par ondes de choc (LEC)

Dans la très grande majorité des cas, les calculs sont traités en première intention par la lithotritie extracorporelle (LEC), qui présente l'avantage d'être une technique non invasive utilisable en externe ou après une hospitalisation très courte, et de pouvoir être répétée si nécessaire pour parfaire la fragmentation [19, 20]. Au cours de cette intervention, des ondes de choc produites par un générateur traversent la peau et sont concentrés directement sur le calcul. Ces ondes dégradent le calcul en plus petits morceaux qui peuvent être éliminés par le

système urinaire. C'est un traitement efficace pour la plupart des calculs facilement friables et mesurant moins de deux centimètres. Cependant, une fragmentation fine des calculs n'est pas toujours facile à obtenir, même après plusieurs séances de LEC [21-23]. Il est même parfois impossible de fragmenter le calcul, ce qui impose un recours à d'autres méthodes.

#### IX.2.5.2. Néphrolithotomie percutanée

Cette technique est utilisée si le calcul est trop volumineux ou positionné de telle façon qu'il ne peut pas être fragmenté par la lithotripsie extracorporelle. Le médecin installe, par une incision effectuée dans le dos, un tube d'observation et un instrument appelé néphroscope dans le rein. Le néphroscope peut alors extraire le calcul. Si celui-ci est trop gros, il peut être fragmenté à l'aide d'un laser ou d'énergie électrique. Généralement, le patient reste à l'hôpital pendant plusieurs jours.

#### IX.2.5.3. Urétéroscopie

Cette opération peut être nécessaire pour ôter les calculs logés dans les uretères. Elle consiste à introduire un endoscope (appelée urétéroscopie) dans la vessie par l'urètre et ce, jusqu'à l'uretère. Les calculs sont alors fragmentés ou prélevés intacts. Cette technique peut cependant endommager les uretères.

#### IX.2.5.4. Chirurgie ouverte

Avant l'avènement des techniques modernes, mini ou non invasives, le traitement des calculs urinaires nécessitait l'utilisation de la chirurgie traditionnelle dite "ouverte". A l'heure actuelle, cette chirurgie ouverte est exceptionnellement nécessaire. Elle est utilisée en dernier ressort, lorsque les techniques dites modernes (lithotritie, urétéroscopie, chirurgie percutanée) ne permettent pas d'éliminer un calcul. L'abord du calcul, qu'il soit rénal, urétéral ou vésical nécessite une ouverture (incision) de la paroi lombaire ou abdominale selon sa localisation. Les suites opératoires sont, de ce fait, plus longues et plus douloureuses.

Le type de traitement envisagé est donc dépendant de la taille du calcul, de la composition chimique du calcul (solubilité, friabilité) et de la localisation du calcul.

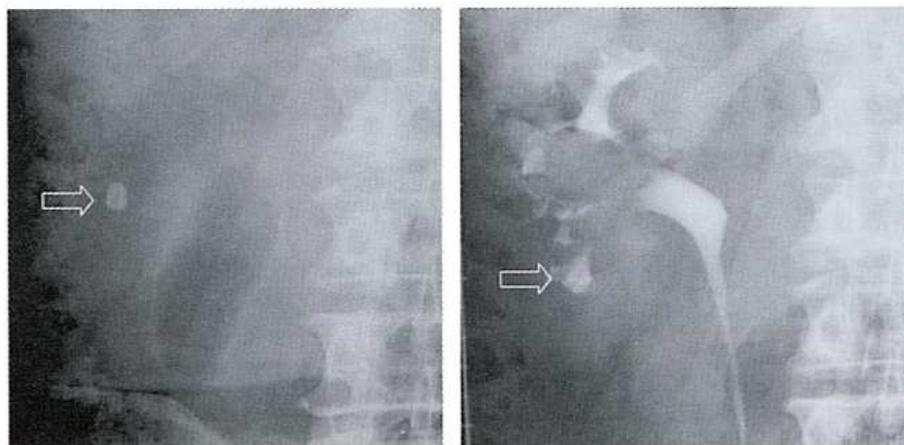
### IX.2.6. Imagerie des calculs rénaux

L'imagerie permet d'obtenir les informations concernant la taille et la localisation des calculs. Elle ne donne en revanche, à l'heure actuelle, que très peu d'information concernant la composition chimique.

Le diagnostic de crise de colique néphrétique repose sur les données de l'interrogatoire et de l'examen clinique. Le bilan radiologique intervient pour conforter ce diagnostic et le rapporte à une lithiase obstructive sur la voie excrétrice. En effet, la connaissance de la situation et de la taille d'un calcul permet d'apprécier les chances d'élimination spontanée et de prévoir l'efficacité des traitements [25-27]. Les calculs sont éliminés sous simple traitement médical d'autant plus facilement qu'ils sont petits et situés distalement dans l'uretère.

#### IX.2.6.1. Urographie Intra Veineuse (UIV)

L'urographie intra veineuse est particulièrement utilisée pour le diagnostic du niveau de l'obstacle, l'appréciation de la taille d'une lithiase radiotransparente et la surveillance de sa fonte sous traitement médical (Figure 149). Elle permet d'avoir des renseignements sur la voie excrétrice sous-jacente. Le diagnostic positif de la colique néphrétique d'origine lithiasique repose sur des signes directs comme la visualisation du calcul mais aussi sur les signes indirects tels que le retard de sécrétion ou une néphrographie dense qui sont également témoins de la souffrance du parenchyme rénal. En matière de lithiase, l'UIV a perdu le premier rôle qu'elle a occupé pendant des décennies et a été successivement remplacé par le couple ASP-échographie au début des années 1990 puis actuellement par la scanographie sans injection.



*Figure 149: UIV, Calcul dans un calice inférieur à tige étroite [1]*

#### IX.2.6.2. Abdomen Sans Préparation (ASP)

Le cliché d'abdomen sans préparation (ASP) a été, pendant des décennies l'examen de référence réalisé devant un abdomen aigu. Sur un ASP, les urologues ont appris à détecter les opacités lithiasiques sur le trajet des voies urinaires et à apprécier sa topographie, sa taille et le nombre de calculs (Figure 150). Néanmoins, l'ASP a des limites. En effet, un calcul peut ne pas être vu car il est trop petit, radiotransparent (Figure 150), masqué par l'aéroiléié ou par la stase stercorale de l'ileus réflexe, ou être en projection sur les reliefs osseux. L'ASP a donc une sensibilité et une spécificité faibles (45% et 77%) pour le diagnostic d'obstruction d'origine

lithiasique [1]. Lorsque le calcul est visible, l'ASP permet une mesure assez précise de sa taille. Cet examen reste indispensable avant un traitement par LEC, étant donné que le repérage du calcul pendant la séance se fait, le plus souvent par une technique de radioscopie conventionnelle.

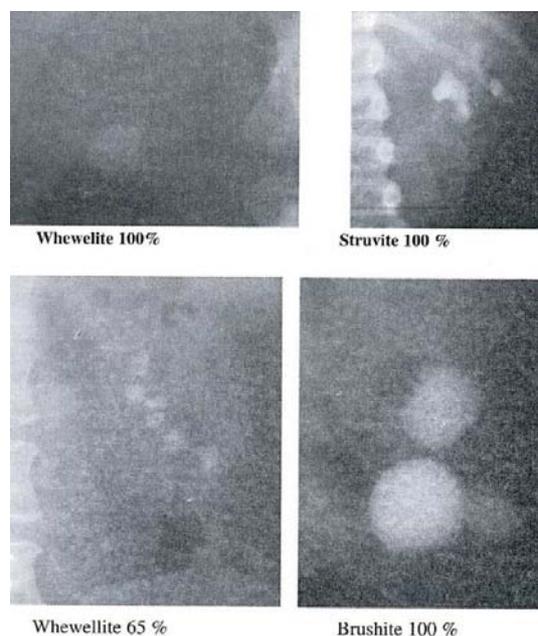


Figure 150: Aspects des différents types de calculs à l'ASP [1].

### IX.2.6.3. Échographie

Les calculs, lorsqu'ils sont accessibles à l'examen, sont en général bien visibles sous la forme d'une zone hyperéchogène avec un cône d'ombre postérieur (Figure 151). Cependant, les seules zones accessibles à l'exploration échographique sont le rein et la région rétrovésicale si la vessie est pleine. De plus, toutes les régions hyperéchogènes au niveau du rein ne sont pas forcément des calculs. Un calcul de moins de 4 mm peut ne pas être détecté [28]. Une autre contrainte liée à l'utilisation de cette technique est qu'un calcul radiotransparent a le même aspect hyperéchogène qu'un calcul radio-opaque alors que leurs traitements sont différents. L'échographie utilisée seule a une sensibilité de 10 à 50 %. Elle a donc un intérêt limité pour la mise en évidence des calculs. De plus, elle est dépendante de

l'opérateur et de la morphologie du patient. Elle n'est donc pas considérée comme suffisamment performante dans le bilan de la lithiase urinaire [29].

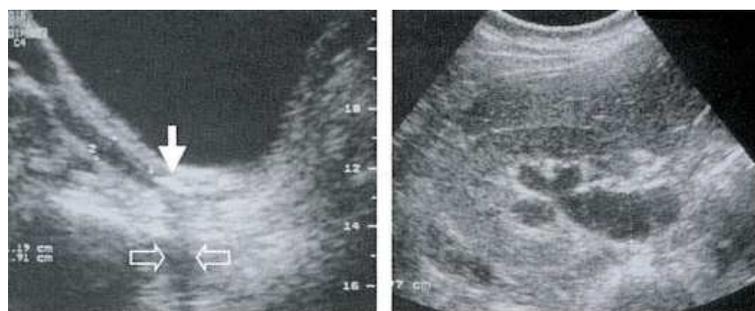


Figure 151 : Échographie pour colique néphrétique [1].

A gauche, calcul de l'uretère rétro-méatique avec son cône d'ombre bien visible grâce à la fenêtre acoustique de la vessie.

A droite, dilatation pyélo-calicielle d'amont

### IX.2.6.4. ASP et échographie

Toutes les régions hyperéchogènes au niveau du rein n'étant pas des calculs (faux positifs de calcifications vasculaires), un complément d'imagerie utilisant les RX est donc nécessaire pour confirmer l'origine lithiasique d'une petite zone hyperéchogène et apprécier son caractère pathologique. Le couple ASP-échographie, qui a remplacé l'UIV en urgence, permet d'accroître de façon significative la sensibilité de l'échographie isolée [28, 30, 31]. Cette association combine les avantages de l'ASP pour la détection des opacités lithiasiques à ceux de l'échographie, surtout intéressante pour les signes indirects de l'obstacle comme la dilatation.

La sensibilité est de plus de 90% avec une spécificité de 75 à 100%. Cette association reste donc une alternative intéressante lorsque l'accès à un scanner est limité [32]. Elle reste cependant opérateur-dépendante.

#### IX.2.6.5. Scanner

Le scanner permet une mesure très fiable de la taille des calculs [33, 34] (Figure 152b). Cette mesure a gagné en précision avec l'introduction des scanners multibarrettes (meilleure résolution en z). La reconstruction 3D des images permet de connaître parfaitement la

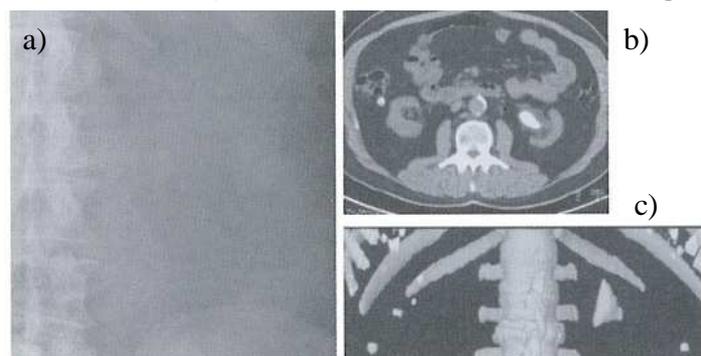


Figure 152 : Calcul radiotransparent non visible sur l'ASP (a) et nettement visible sur les images CT 2D (b) et 3D (c) [1].

localisation des calculs et d'étudier précisément les ramifications d'un calcul coralloïde [35] (Figure 152c).

Le scanner a une grande sensibilité pour la mise en évidence des calculs mais, compte tenu de l'irradiation engendrée, il ne peut être utilisé que dans des cas où l'indication a été bien pesée. Le scanner offre une vue panoramique de la cavité abdomino-pelvienne, permettant de progresser dans le diagnostic de presque tous les

symptômes douloureux abdominaux : appendicite, diverticulite sigmoïdienne, problème gynécologique, problème vasculaire ou infectieux rénal, anévrisme de l'aorte... Des études récentes ont montré la découverte au scanner sans injection d'un diagnostic alternatif chez 14 à 35% des patients suspects de colique néphrétique [36-39]. Selon les images mises en évidence, et pour confirmer ces diagnostics non lithiasiques, l'examen doit être complété par une injection iodée. Le scanner est incontestablement l'examen clé en cas de doute diagnostique devant une douleur abdominale.

#### IX.2.6.6. IRM

L'examen en pondération T2 privilégie l'étude des liquides stagnants. L'IRM est donc l'examen mettant le mieux en évidence les cavités urinaires dilatées, l'extravasation péri-rénale ou l'œdème urétéral. Malheureusement, elle n'a aucune fiabilité pour détecter des calculs de petites tailles ou non obstructifs [40-42] car elle ne permet pas de montrer une structure calcique. Le diagnostic ne peut donc être fait qu'en se basant sur des signes indirects (lacune, stase...) [43]. La présence d'une lacune dans les cavités peut correspondre à un calcul mais également à un caillot, à une tumeur (comme dans le cas de l'UIV) (Figures 153b & 153c). Il est nécessaire, dans ces cas douteux, de disposer d'une injection de gadolinium pour apprécier l'existence d'un rehaussement ou d'un ASP pour vérifier la présence d'une opacité.

Malgré ces différents inconvénients, une étude comparant TDM non injecté et uro-IRM comportant des séquences T2 et T1 avec injection de Gadolinium montre d'excellents résultats de l'IRM pour la mise en évidence des signes indirects de l'obstruction [41].

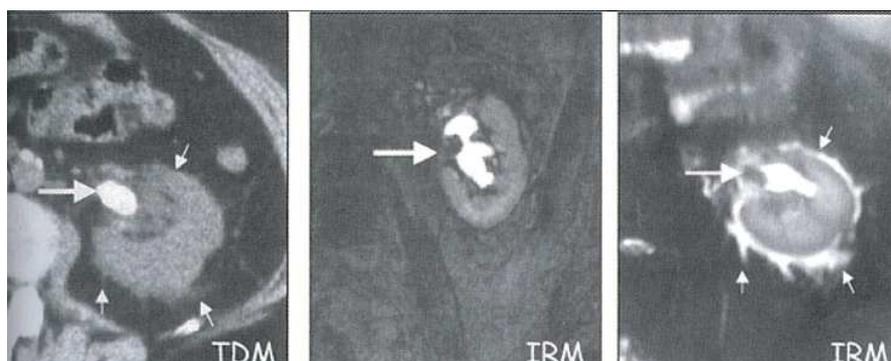


Figure 153 : L'image CT montre bien la présence du calcul (a). En IRM T2 (b, c), le calcul se traduit par une lacune pyélique [1].

### IX.2.7. Méthode d'analyse de la composition chimique des calculs

Pour connaître *in vivo* la composition chimique des calculs, le praticien se base sur diverses questions concernant les habitudes et l'environnement du patient (maladies rénales antérieures, alimentation, prise de médicaments, style de vie et antécédents familiaux) et sur les résultats des analyses d'urine et de sang. En fonction des informations récoltées, l'urologue fait son diagnostic et choisit la méthode de traitement la plus appropriée.

Si néanmoins, des doutes subsistent concernant l'origine ou la composition des calculs rencontrés, les calculs éliminés par voie naturelle et ceux enlevés au moyen d'une chirurgie sont ensuite envoyés à un laboratoire en vue d'être analysés.

Pour collecter toutes les données constitutionnelles et structurales des calculs, il est nécessaire de recourir à plusieurs techniques d'analyse complémentaires comportant, au minimum, une étude optique.

#### IX.2.7.1. Méthodes chimiques

Malgré leurs nombreuses carences, leur manque de fiabilité [44] et leur incapacité à renseigner utilement sur les différents aspects structuraux des calculs, elles ont, pendant longtemps, été les seules méthodes utilisées en France dans plus de 90% des cas. Des identifications faussement positives ont été observées dans 28% des cas pour les ions et 40% pour les espèces moléculaires. Leur manque de fiabilité est source de nombreuses confusions, tant au niveau de l'identification moléculaire des constituants que des interprétations cliniques qui peuvent en être déduites. L'analyse chimique des calculs est donc dénuée d'intérêt.

#### IX.2.7.2. Méthodes physiques

Les informations sur la structure et sur la composition moléculaire et cristalline sont primordiales. Pour les obtenir, il est nécessaire de soumettre le calcul à deux types d'investigation : d'une part, un examen optique permettant d'étudier la morphologie superficielle et interne du prélèvement et d'autre part, une analyse quantitative des phases moléculaires et cristallines constitutives.

##### IX.2.8.2.1. Analyse structurale et morphologique

Les informations structurales peuvent être obtenues par des méthodes optiques, allant de la loupe binoculaire à la microscopie électronique à balayage. Dans le cadre d'une analyse de routine, un examen morphologique à l'aide d'une loupe binoculaire est tout à fait suffisant d'un

point de vue clinique. Cet examen doit comporter le relevé des caractéristiques superficielles et internes du calcul, incluant la texture, la couleur et toutes les particularités structurales d'importance (ombilication papillaire, plaque de Randall, faces d'accolement, noyaux multiples, nucléation en nappe, présence de corps étrangers, caractère jeune ou ancien du calcul, aspect de lithiase métaboliquement active ou non...). L'étape d'observation est également nécessaire aux choix des zones qui seront soumises à une analyse constitutionnelle précise et pour déterminer le type morphologique superficiel et interne du calcul selon les critères de la classification morphoconstitutionnelle en 6 types et 21 sous-types dont les caractéristiques ont été publiées antérieurement [45] et dont les relations avec la composition sont rappelées tableau XXVIII.

#### *IX.2.8.2.2. Identification moléculaire et cristalline*

De nombreuses méthodes peuvent s'appliquer à cette tâche [46-48], parmi lesquelles des méthodes chromatographiques [49, 50], la spectrométrie de masse [49], ou bien encore les sondes élémentaires [51]. Néanmoins, la diversité moléculaire et cristalline des constituants, leur teneur très variable dans les calculs et l'intérêt clinique de déterminer leur distribution au sein du calcul nécessitent le recours à des méthodes fournissant une information globale comme les techniques de diffraction X ou de spectroscopie infrarouge.

La diffraction des RX est historiquement la première à avoir été appliquée [52, 53]. Elle présente l'avantage de donner des informations quantitatives sur les espèces cristallines de l'échantillon analysé. Son excellente sensibilité pour les composants bien cristallisés, due essentiellement à la finesse des raies de diffraction, est contre balancée par une incapacité à identifier, et donc à quantifier, les substances amorphes ou mal cristallisées qui sont fréquentes et parfois abondantes dans les calculs (protéines, urate d'ammonium, certains médicaments...)

C'est pourquoi, la spectrophotométrie infrarouge est actuellement préférée. Cette technique, apparue aux États-unis en 1955, a acquis ses lettres de noblesse dans les années 70-80 [54-56]. L'avantage de l'infrarouge est son absence de sélectivité qui lui permet de détecter et de quantifier aussi bien des substances cristallines que non cristallines. Les prises d'échantillon très faibles nécessaires à l'analyse (quelques microgrammes) en font une technique de choix pour l'étude sélective du noyau du calcul et des petits fragments expulsés après LEC.

| TYPE           | COMPOSITION   | PRINCIPALES CAUSES   | MORPHOLOGIE   |
|----------------|---|--|---|
| Ia             | Whewellite  | Hyperoxalurie intermittente avec ou sans hyperuricémie, Plaque de Randall (Ombilication), Maladie de Cacchi-Ricci  | Surface mamelonnée ou lisse, brun à brun foncé. Ombilication papillaire fréquente (25%). Section concentrique, cristallisation radiale, brun foncé.   |
| Ib             | Whewellite  | Hyperoxalurie modérée, Conversion cristalline (hypercalculie ancienne), stase  | Surface mamelonnée et rugueuse, mamelons ± creux. Pas d'ombilication. Couleur hétérogène beige à brun-noir. Section inorganisée, ± lacunaire, ± brun foncé  |
| Ic             | Whewellite  | Hyperoxalurie primaire   | Surface grenue, bourgeonnante ou mamelonnée. Couleur claire, blanche à brun-jaune. Section inorganisée et lâche au centre, ébauche d'organisation concentrique à cristallisation radiale en périphérie. Couleur beige à brun-jaune.   |
| Id             | Whewellite  | Hyperoxalurie + Lithiase multiple + Confinement anatomique (grappe papillaire, diverticule calcifié)   | Surface lisse, homogène, faces d'accolement, brun-jaune ± clair. Section concentrique microcristalline beige.   |
| Ila            | Weddellite  | Hypercalculie, qu'elle qu'en soit l'origine  | Surface spiculée, enchevêtrement de cristaux quadratiques aux angles et arêtes vifs, couleur brun-jaune clair. Section à cristallisation radiale lâche et diffuse, brun jaune ± clair.  |
| Ilb            | Weddellite + Whewellite                                     | Hypercalculie + Lithiase modérée, Hypercalculie + Stase  | Surface spiculée, cristaux quadratiques épais aux arêtes et angles émoussés, ternes, brun-jaune ± clair. Section inorganisée, compacte, cristalline, brun-jaune.  |
| Ilc            | Weddellite  | Hypercalculie + Lithiase multiple + Anomalie anatomique  | Surface finement rugueuse et irrégulièrement bosselée, brun-jaune ± foncé. Section hétérogène, coque concentrique, masse centrale inorganisée et lâche, brun-jaune ± foncé.   |
| Illa           | Acide Urrique Anhydre                                       | pH acide, adénome prostatique (lithiase vésicale de stase), hyperuricémie modérée  | Surface lisse ou finement rugueuse, homogène. Couleur homogène beige, jaune, orange. Section concentrique à cristallisation radiale orangée.  |
| IlIb           | Acide Urrique Anhydre + Acide Urrique dihydrate             | pH acide, Hyperuricémie, Amiotrogénèse rénale diminuée, Hyperuricémie, Diathèse goutteuse, iléostomies, Déficits en HGPRT, Médicaments uricosuriques                       | Surface hétérogène bosselée, rugueuse et poreuse. Couleur hétérogène, beige, ocre, orangée à brun-rouille. Section inorganisée avec des porosités internes et une ébauche de concentricité diffuse en périphérie, couler orangée.   |
| IlIc           | Urates alcalins ou Alcalino-terreux                         | Hyperuricémie + urines alcalines par infections amniogènes ou alcalinisation thérapeutique + hyperconcentration du cation correspondant                                    | Surface hétérogène, bosselée, rugueuse, poreuse, Couleur homogène beige à grège. Section concentrique diffuse ou inorganisée, beige, grège, gris, ocre.   |
| IlId           | Urate acide d'ammonium                                      | Infections amniogène, Carence phosphorée, Malnutrition (lithiase endémique des pays en voie de développement), Diarrhées, Abus de laxatifs, Amiotrogénèse rénale augmentée | Surface très hétérogène bosselée, rugueuse, poreuse. Couleur hétérogène beige, grège à gris-brun. Section concentrique alternée en couches épaisses et serrées, grises, brunes ou violacées alternées irrégulièrement avec de fines couches beiges. Présence de porosités locales au niveau des couches beiges. |
| Iva            | Carbapatite   | Infections urinaires (germes urésiques ou non), troubles mineurs de l'acidification, hyperparathyroïdisme primaire   | Surface homogène, finement rugueuse ou légèrement bosselée. Couleur homogène beige ou brun-jaune clair. Section concentrique diffuse ou inorganisée, beige, microcristalline.   |
| Iva2           | Carbapatite   | Acidoses tubulaires nées ou acquises, calcul intratubulaires (Cacchi-Ricci) avec trouble de l'acidification d'origine métabolique, obstructive ou infectieuse              | Surface hétérogène bosselée, vernissée avec des craquelures. Couleur brun-jaune ± clair. Faces d'accolement fréquentes. Section concentrique en couches irrégulièrement alternées brun-jaunez épaisses et fines, beiges, vernissée. Nudéations multiples.   |
| Ivb            | Carbapatite + Struvite                                      | Infection urinaire à germes uréolytiques (ex: Proteus), Hyperparathyroïdisme primaire (présence de struvite en cas d'infection)  | Surface hétérogène, rugueuse et bosselée avec couches inachevées. Couleur hétérogène beige à brun foncé. Section concentrique alternée en couches épaisses, beiges et fines brun-jaune. Zone de convergence excentrée.  |
| Ivc            | Carbapatite + Struvite                                      | Infection urinaire à germes uréolytiques (ex: Proteus)   | Surface homogène pseudo-spiculée blanche ou beige faite de cristaux non quadratiques enchevêtrés. Section radiale diffuse ou inorganisée blanche à beige.   |
| Ivd            | Brushite  | Hypercalculie, Hyperparathyroïdisme primaire, Diabète phosphaté, Hypercalculie avec anomalies urologiques (mais pas de Cacchi-Ricci)                                       | Surface pommelée en choux-fleur ou finement rugueuse, beige à brun-jaune clair. Parfois de fins sillons courts aux contours sinueux et irréguliers. Bagueilles enchevêtrées. Section concentrique et radiale beige à convergence excentrée.   |
| Va             | Cystine   | Cystinurie congénitale   | Surface homogène bosselée ou rugueuse, aspect creux, couleur homogène brun-jaune clair. Section radiale diffuse ou inorganisée brun-jaune clair.  |
| Vb             | Cystine   | Cystinurie congénitale + Alcalinisation thérapeutique  | Surface homogène lisse ou finement rugueuse, microcristalline de couleur beige à brun-jaune. Section finement concentrique microcristalline beige en périphérie autour d'un centre inorganisé compact, cristallin, brun-jaune clair.  |
| Vla            | Protéines   | Pyélonéphrites chroniques  | Surface homogène lisse, brillante (matrice molle). Couleur homogène, beige à brun clair. Section inorganisée identique à la surface. Présence de foyers minéralisés.  |
| Vlb            | Protéines + médicaments composés métaboliques ou infectieux | Lithiases médicamenteuses, lithiases métaboliques dans des contextes particuliers (teneur protéique élevée), nécrose papillaire ou tissulaire                              | Surface hétérogène rugueuse, craquelée, écaillée, de couleur brune ou noire nuancée par la présence d'autres constituants. Section lâche feuilletée, lacunaire, brune, de texture et de couleur nuancées par les constituants   |
| Vlc            | Protéines + Whewellite                                      | Lithiases des dialyses ou de l'insuffisance rénale terminale   | Surface lisse et craquelée brun-noir friable formant une coque autour d'une masse centrale lâche inorganisée microcristalline brun-jaune. Intérieur fréquemment évidé.  |
| Ia + Ila       | Whewellite + Weddellite                                     | Hyperoxalurie intermittente + Hypercalculie de débit ou de concentration   | <b>Principales associations morphologiques</b>  |
| Ila + IVa      | Weddellite + Carbapatite                                    | Hypercalculie absorbitive ou résorptive, Hyperparathyroïdisme primaire   |   |
| Ia + Ila + IVa | Whewellite + Weddellite + Carbapatite                       | Maladie de Cacchi-Ricci, hyperoxalurie intermittente + Hypercalculie   |   |

Tableau XXVIII: Classification morphologique des calculs [45]

### IX.2.8. Détermination de la composition chimique des calculs en CT

La détermination précise des symptômes, de la localisation, de la taille et de la composition chimique est la clé d'un bon diagnostic et donc d'un choix de traitement approprié. On a vu que, à l'heure actuelle, l'analyse de la composition chimique des calculs rénaux n'est possible qu'une fois le calcul prélevé ou éjecté. Il n'existe pas de technique permettant de déterminer *in vivo* la composition chimique des calculs. Or le choix thérapeutique et la finalité du traitement sont fortement dépendants de la nature physico-chimique du calcul, notamment en terme de solubilité (traitements médicamenteux visant à dissoudre le calcul) ou de friabilité (réponse positive à la LEC).

La LEC est la technique la plus utilisée pour éliminer les calculs urinaires. Son succès dépend néanmoins de la taille et de la composition chimique du calcul et donc de sa fragilité [19, 20, 22, 23]. Par exemple, les calculs de brushite, de cystine et de whewellite sont plus résistants à la LEC que les autres types de calculs précédemment évoqués [21]. L'échec de la LEC engendre une augmentation des coûts médicaux, nécessite la mise en place d'un autre traitement et conduit à une exposition inutile et évitable du parenchyme rénal aux ondes de chocs.

Les deux autres informations importantes qui vont influencer le choix de la thérapie sont la taille et la localisation du calcul. Ces deux informations sont obtenues par l'examen d'imagerie réalisé de manière systématique sur le patient.

De nombreuses études ont montré que le scanner hélicoïdal permet de détecter plus rapidement et plus précisément les calculs urinaires que l'ASP [57], que l'échographie [58] ou que l'UIV [59]. C'est pourquoi, depuis le début des années 1990, l'utilisation du scanner non injecté s'est répandue de plus en plus pour le bilan de la lithiase urinaire [30, 35, 60-63]. Devant la standardisation de l'utilisation de cette technique de détection des calculs rénaux, de nombreuses études ont tenté de déterminer leur composition en se basant sur leur atténuation aux rayons X *in vitro* [64-69] et *in vivo* [70-72] (Tableau XXIX).

Le concept de ces études est que, si l'examen d'imagerie, qui donne des informations sur la taille et la localisation du calcul, permettait de déterminer *in vivo* la composition chimique des calculs, l'urologue aurait à sa disposition un outil permettant d'obtenir très rapidement toutes les informations dont il a besoin pour réaliser son diagnostic.

En 1983, Newhouse et al. [66] ont montré (avec 35 calculs placés dans un bac d'eau scannés à 120 kV et 90 mA) que les calculs d'acide urique et de cystine pouvaient être identifiés (malgré une grande hétérogénéité dans leurs résultats), mais que les calculs contenant du calcium ne pouvaient être distingués entre eux. Néanmoins, Newhouse a montré que les calculs pouvaient être classés en fonction de leur atténuation aux RX du moins dense au plus dense : acide urique, cystine, struvite, calcium oxalate et brushite.

Avec 63 calculs placés dans un bac d'eau (scannés à 120 kV et 100 mA), Hillman et al. [65] ont montré que les calculs d'acide urique pouvaient être parfaitement différenciés des calculs de struvite et d'oxalate de calcium. D'après eux, même s'il est évident que les valeurs d'atténuation aux RX des petits calculs sont sujettes à des imprécisions dues au moyennage volumique partiel, le scanner peut être une méthode d'analyse de complément à celle disponible en clinique ou en laboratoire.

Mostafavi et al. [67] ont utilisé 102 calculs chimiquement purs. Cette étude démontre, en plaçant les calculs dans l'air et en les scannant à 120 kV et 240 mA, que les valeurs d'atténuation

aux RX permettent d'identifier précisément la composition chimique des calculs d'acide urique, de struvite et d'oxalate de calcium. Comme les valeurs d'atténuation obtenues à 120 kV ne sont pas assez précises pour différencier les calculs d'oxalate de calcium des calculs de brushite ou pour différencier les calculs de struvite des calculs de cystine, Mostafavi propose d'utiliser la valeur de double énergie (valeur CT obtenue à 80 kV – valeur CT obtenue à 120 kV). Avec cette technique, Mostafavi réussit à hiérarchiser les calculs étudiés en fonction de leur atténuation aux RX du moins dense au plus dense : acide urique, struvite, cystine, calcium oxalate dihydrate, calcium oxalate monohydrate et brushite. Mostafavi est le premier à différencier les deux types principaux de calculs d'oxalate de calcium.

Saw et al. [68] ont scanné 127 calculs urinaires de composition connue placés dans un bac rempli d'eau (120kV, 240 mA). En se basant sur le modèle de Hu et al. [73], qui montre que les valeurs d'atténuation aux RX d'un objet scanné dépendent de l'épaisseur de coupe et du pitch, Saw et al. ont démontré que les valeurs d'atténuation des calculs urinaires diminuent quand la taille du calcul augmente et quand l'épaisseur de coupe augmente (moyennage volumique partiel). Cette étude a conduit Motley et al. [70] et Nakada et al. [71] à diviser la valeur d'atténuation aux RX mesurée (en HU) par le diamètre du calcul (en mm). Il en résulte la notion de densité Hounsfield (en HU/mm). Motley, en utilisant 100 calculs considérés comme purs (scannés à 120 kV et 200 mA), a montré que la densité Hounsfield permettait une meilleure différenciation des calculs que la valeur d'atténuation utilisée seule. Néanmoins, il constate qu'aucune de ces techniques ne permet de différencier tous les types de calculs *in vivo*. Nakada a scanné 99 calculs *in vivo*. En utilisant la densité Hounsfield, il a réussi à différencier les calculs d'acide urique de ceux d'oxalate de calcium.

Pareek et al. [72] ont prouvé *in vivo*, avec 25 calculs, que la valeur moyenne des valeurs d'atténuation aux RX des calculs d'acide urique était significativement plus faible que celle des calculs d'oxalate de calcium et de struvite. Ils ont émis l'hypothèse que seuls les calculs d'acide urique pouvaient être caractérisés précisément avec cette technique.

Bellin et al. [69] ont utilisé 100 calculs urinaires placés dans 20 reins de porc. Ils ont été scannés à 80, 120 et 140 kV avec une épaisseur de coupe de 3mm. Les calculs de cystine, d'oxalate de calcium dihydrate et de brushite ont pu être différenciés.

| Parameter                                 | Mitcheson et al. 1983 | Hillman et al. 1983  | Newhouse et al. 1984  | Mostafavi et al. 1997 | Saw et al. 1999             |             |           | Nakada et al. 2000   | Motley et al. 2001   | Pareek et al. 2003 | Bellin et al. 2003   |
|---|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------------|-------------|-----------|----------------------|----------------------|--------------------|----------------------|
| CT scanner                                | Somatom <sup>a</sup>  | GE 8800 <sup>b</sup> | EMI 7070 <sup>c</sup> | HiSpeed <sup>b</sup>  | Somatom Plus 4 <sup>a</sup> |             |           | HiSpeed <sup>b</sup> | HiSpeed <sup>b</sup> | GE <sup>b</sup>    | Somatom <sup>a</sup> |
| Energy setting                            |                       |                      |                       |                       |                             |             |           |                      |                      |                    |                      |
| Kilovoltage                               | 125                   | 120                  | 120                   | 120                   | 120                         |             |           | 120                  | 120                  | 120                | 120                  |
| Tube current or tube current-time product | 460 mA                | 100 mA               | 90 mA                 | 240 mA                | 240 mA                      |             |           | 200 mA               | 200 mA               | —                  | 200 mAs              |
| Section thickness (mm)                    | 2                     | 5                    | 2                     | 1                     | 1                           | 3           | 10        | 3,5                  | 5                    | 5                  | 3                    |
| Surrounding medium                        | Water                 | Water                | Water                 | Air                   | Water                       |             |           | In vivo              | In vivo              | In vivo            | Pig kidney           |
| Number of stones                          | 80                    | 63                   | 35                    | 102                   | 127                         |             |           | 99                   | 100                  | 50                 | 100                  |
| Mean attenuation ± σ (H)                  |                       |                      |                       |                       |                             |             |           |                      |                      |                    |                      |
| Brushite                                  | > 1,023               | —                    | 1,211 ± 195           | 1,703 ± 161           | 1,913 ± 43                  | 1,383 ± 121 | 648 ± 149 | —                    | —                    | —                  | 837 ± 220            |
| Calcium oxalate                           | —                     | 1,273 ± 193          | 948 ± 67              | 1,620 ± 232           | 1,639 ± 25                  | 1,249 ± 45  | 484 ± 60  | 652 ± 490            | 440 ± 262            | 605 ± 340          | —                    |
| Monohydrate (whewellite)                  | —                     | —                    | —                     | 1,645 ± 238           | —                           | —           | —         | —                    | —                    | —                  | —                    |
| Dihydrate (weddelite)                     | —                     | —                    | —                     | 1,417 ± 234           | —                           | —           | —         | —                    | —                    | —                  | 723 ± 131            |
| Cystine                                   | 703 ± 69              | 625 ± 247            | 540 ± 49              | 711 ± 228             | 860 ± 26                    | 668 ± 38    | 232 ± 31  | —                    | 248 ± 0              | —                  | 527 ± 110            |
| Struvite                                  | 651 ± 108             | 943 ± 259            | 725 ± 118             | 666 ± 87              | 1,087 ± 100                 | 919 ± 72    | 454 ± 63  | —                    | 401 ± 198            | —                  | 563 ± 169            |
| Uric acid                                 | 540 ± 107             | 448 ± 108            | 426 ± 51              | 409 ± 118             | 567 ± 40                    | 415 ± 29    | 136 ± 19  | 344 ± 152            | 270 ± 134            | 300 ± 150          | 386 ± 154            |

Tableau XXIX : Comparaison des techniques et des valeurs d'atténuations aux RX des différentes études réalisées *in vivo* et *in vitro*.

### IX.2.9. Conclusions

Plusieurs problématiques émergent de toutes ces études.

La première concerne la différenciation des principaux types de calculs que sont les calculs d'acide urique, de struvite, de cystine, d'oxalate de calcium monohydraté, d'oxalate de calcium dihydraté et de brushite. Aucune étude ne permet de tous les distinguer.

La deuxième concerne les fantômes utilisés qui ne reproduisent pas l'absorption globale du rein, de la paroi abdominale et de l'abdomen. De tels fantômes ne peuvent garantir une standardisation des valeurs obtenues puisqu'elles sont obtenues sans tenir compte de l'absorption autour des calculs. Par exemple, Bellin utilise des reins de porc, Mostafavi place ses calculs dans l'air, Saw les place dans l'eau. Les valeurs ainsi obtenues ne peuvent être comparées et encore moins considérées comme une référence pour la détermination de la composition chimique des calculs urinaires. Pour cela, il faudrait que les fantômes utilisés soient des fantômes anthropomorphiques ou du moins simulent au mieux l'absorption réelle du corps humain. Avant de vouloir imposer et standardiser des valeurs d'atténuation aux RX pour chaque type de calcul, il est important d'évaluer l'influence de l'environnement sur l'atténuation des calculs lors d'une étude *in vitro*.

La troisième problématique rencontrée est le fait que chaque étude utilise des paramètres d'acquisition différents. Or, nous avons montré précédemment au cours de nos recherches que les paramètres d'acquisition avaient une influence sur les valeurs d'atténuation aux RX des objets étudiés (cf. Partie VII).

La quatrième problématique est l'influence du mouvement éventuel des organes sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs et donc sur la caractérisation qui en découle (cf. Partie VI). En effet, même s'il est demandé au patient de tenir une apnée durant l'acquisition, celui-ci peut en être incapable ou ne pas la tenir parfaitement durant toute la durée de l'acquisition. Aucune étude, à notre connaissance, n'a été menée pour évaluer l'influence d'un mouvement respiratoire résiduel sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux. Il est donc intéressant de voir si la technique de détermination de la composition chimique des calculs rénaux est toujours valable quand un mouvement a lieu durant l'acquisition.

La cinquième problématique est que les valeurs d'atténuations aux RX dépendent du scanner (marque et modèle utilisés) [74, 75].

La dernière problématique inhérente à toutes les études est le faible nombre de calculs étudiés qui ne permet pas d'obtenir des résultats statistiquement significatifs.

Au cours de cette thèse, nous nous sommes efforcés de perfectionner la technique de détermination de la composition chimique des calculs urinaires en CT. Pour cela, nous avons étudié l'influence de l'environnement, afin de déterminer la variabilité engendrée par l'utilisation de fantômes différents. Nous avons déterminé la technique la plus fiable pour caractériser les calculs (valeur de double énergie) et nous avons étudié l'influence du mouvement sur cette technique et les imprécisions qui en découlent. Pour cela, nous avons utilisé la plus grande série de calculs jamais publiée.

### IX.3. Influence de l'environnement sur la détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT

*Les résultats de la partie VIII.3 ont donné lieu à un article de conférence*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Kermarrec I., Ponvianne Y., Winninger D., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: Influence of the surrounding media.* Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2007; 6511 II, 65112O:720-729.

*à une communication affichée*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Kermarrec I., Ponvianne Y., Winninger D., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: Influence of the surrounding media.* SPIE Medical Imaging.

17- 22 février 2007, San Diego, California, USA.

*et à une communication orale*

**Grosjean R.**, Sauer B., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Détermination de la composition chimique de calculs rénaux en scanographie: influence du milieu environnant.*

101ième congrès français d'urologie, Paris, France

14-17 Novembre 2007

#### IX.3.1. Introduction

Le but de cette étude est d'étudier l'influence du média environnant les calculs dans les études *in vitro* de détermination de la composition chimique de calculs rénaux en CT. Il est en effet intéressant de connaître l'amplitude de l'erreur induite par l'utilisation d'un fantôme donné avec des paramètres d'acquisition équivalents.

Étant donné qu'aucune étude n'utilise le même fantôme, les valeurs obtenues sont difficilement comparables. De plus, si l'on souhaite appliquer un jour cette technique *in vivo*, il est important de posséder des valeurs étalons obtenues *in vitro* dans des conditions les plus réalistes possible. Au cours de cette étude, nous avons donc développé un fantôme possédant les mêmes propriétés d'absorption et d'atténuation aux RX que le rein. Nous avons ensuite pu étudier les différentes valeurs d'atténuation aux RX obtenues pour chaque type de calculs et pour chaque fantôme utilisé.

#### IX.3.2. Matériel et méthodes

##### IX.3.2.1. Calculs urinaires

Pour cette étude, 217 calculs urinaires humains (provenant du laboratoire CRISTAL, Paris France) ont été utilisés (Figure 154). Leur composition biochimique et leur pourcentage de composants principaux ont été préalablement déterminés par stéréomicroscopie et par spectrophotométrie infrarouge. Les calculs ont été classifiés suivant le pourcentage de leur composant principal et seulement les calculs contenant au moins 85% d'un seul composant ont été utilisés. Ils sont alors considérés comme purs. En moyenne, deux tiers des calculs utilisés sont polycristallins mais possèdent une faible teneur en composant secondaire. La taille des calculs utilisés varie de 7 à 25 mm (moyenne 12 mm).



Figure 154 : Exemples de calculs utilisés.  
 BRU: Brushite,  
 COD: weddellite, COM: whewellite,  
 CYS: Cystine,  
 STR: Struvite,  
 UA: Acide urique

Les calculs utilisés ont donc été divisés en six catégories : acide urique, cystine, struvite (phosphate de magnésium ammonium hexahydrate), weddellite (oxalate de calcium dihydrate), whewellite (oxalate de calcium monohydrate) et brushite (phosphate d'hydrogène calcium dihydrate) (Tableau XXX).

| Stones type   | Quantity   |
|---|------------|
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12         |
| Calcium oxalate dihydrate (COD)                     | 14         |
| Calcium oxalate monohydrate (COM)                   | 63         |
| Cystine   | 52         |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 33         |
| Uric acid   | 43         |
| <b>total</b>  | <b>217</b> |

Tableau XXX: Types et nombre de calculs utilisés.

### IX.3.2.2. Fantômes

Deux fantômes ont été développés.

Les calculs ont d'abord été placés dans une gelée réalisée à base d'eau, d'iode et de protéines animales (Figure 155a). Les concentrations des différents composants de cette gelée ont été déterminées de manière empirique. A 1 L d'eau, on ajoute 21,6 g de protéines animales et 0,01 mg d'iode. La gelée ainsi obtenue permet d'assurer une atténuation aux RX autour des calculs similaire à celle d'un rein humain ( $\approx 30$ HU). La gelée a une atténuation homogène égale à  $30 \pm 3$  HU à 120 kV. Le fantôme est constitué de plusieurs couches de gelée de 3 cm d'épaisseur, coulées successivement dans un bac plastique de dimensions égales à 280x210x110 mm. Chaque couche contient tous les calculs d'un même type. Le fantôme compte 6 couches pour une épaisseur totale de 18 cm.

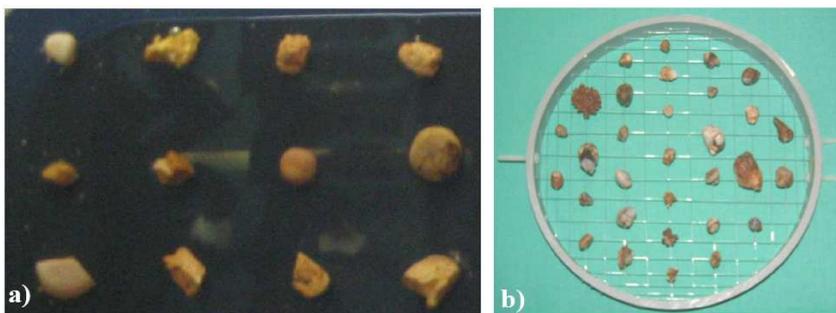


Figure 155:  
 (a) Calculs placés dans la gelée.  
 (b) Fantôme « raquette » composé d'une structure en plastique et de fils de nylon sur lesquels sont collés les calculs.

Les calculs ont ensuite été fixés de manière aléatoire sur sept cercles de plastique dans lesquels ont été tendus des fils de nylons (Figure 155b). Les calculs sont collés sur les fils de nylons à intervalle régulier. Le fantôme est composé des 7 « raquettes » et d'un bac en plastique qui les contient. Ce fantôme va nous permettre de réaliser des acquisitions durant lesquelles les calculs seront placés dans l'air puis durant lesquelles les calculs seront placés dans l'eau (le bac en plastique est alors rempli d'eau).

### IX.3.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées à l'aide d'un scanner multibarrettes Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Deutschland). Les paramètres utilisés sont les suivants : 120 kV, 200 mAs, temps de rotation du tube 0.5 s, épaisseur de coupe 1 mm.

### IX.3.2.4. Analyse d'images

Pour mesurer les valeurs d'atténuation aux RX, une interface Matlab™ a été créée par Yannick PONVIANNE (informaticien au laboratoire IADI). Les images CT utilisées sont des reconstructions multiplanaires (MPR).

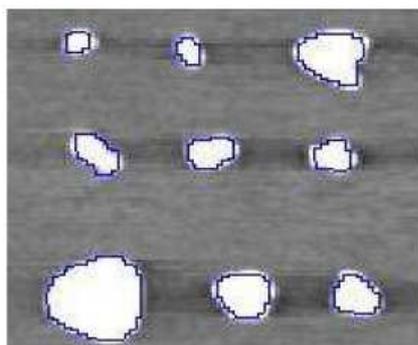


Figure 156: Image CT, (reconstruction MPR) présentant les ROI placées dans l'aire la plus grande du calcul. Fenêtre de visualisation tissus mous (W 350HU, L 40HU)

Les calculs sont d'abord segmentés (seuil 155 HU, déterminé empiriquement). Une ouverture morphologique est ensuite réalisée afin de supprimer les zones inférieures à 3 pixels. Une fermeture morphologique est finalement exécutée pour fermer les zones contiguës séparées par le seuillage. Pour chaque acquisition et pour chaque image, la région d'intérêt (ROI) la plus proche possible de l'aire maximale du calcul a été tracée automatiquement à l'intérieur de chaque calcul (Figure 156). La taille et la position de chaque ROI ont été validées par un radiologue expérimenté (Dr. Benoît SAUER, CHU Nancy) en utilisant une fenêtre de visualisation adaptée aux tissus mous (W 350HU, L 40HU). La valeur moyenne d'atténuation et l'écart type ont été enregistrés pour chaque calcul.

### IX.3.2.5. Analyse statistique des données

La détermination de la composition chimique des calculs est basée sur les valeurs d'atténuation aux RX obtenus, en HU, à 120kV. Pour des échantillons de plus de 30 calculs (Whewellite, cystine, struvite et acide urique), l'intervalle de confiance  $[HU_{inf}, HU_{sup}]$  de la valeur moyenne d'atténuation est calculé avec un niveau de confiance de 95% avec (42).

$$\bar{x} - U_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + U_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \quad (51)$$

Pour les échantillons de moins de 30 calculs (brushite, weddellite), l'intervalle de confiance  $[HU_{inf}, HU_{sup}]$  est calculé avec (43).

$$\bar{x} - t_{1-\frac{\alpha}{2}; v=n-1} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \leq \mu \leq \bar{x} + t_{1-\frac{\alpha}{2}; v=n-1} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \quad (52)$$

où  $\mu$  est la valeur moyenne d'atténuation des calculs estimée,  $s^* = \sqrt{\frac{n}{n-1}}s$  est la variance estimée,  $s$  la variance,  $\bar{x}$  est la valeur moyenne d'atténuation des calculs mesurée,  $n$  le nombre de calculs,  $(1-\alpha)$  le niveau de confiance,  $U_{1-\frac{\alpha}{2}}$  le coefficient de distribution normale, et  $t_{1-\frac{\alpha}{2}; v=n-1}$  le coefficient de Student. Pour comparer les valeurs moyennes d'atténuation obtenues pour chaque media environnant testé (gelée-eau, gelée-air, air-eau), un test de comparaison de moyennes, dit de Student, a été réalisé.

### IX.3.3. Résultats

Si l'on se réfère aux valeurs moyennes d'atténuation aux RX des calculs placés dans notre « fantôme gelée » pour les classer du plus dense au moins dense, ils apparaissent dans l'ordre suivant : brushite, weddellite, whewellite, cystine, struvite et acide urique (Tableau XXIX). Lorsque les calculs sont placés dans l'eau et dans l'air, la classification est globalement identique puisque seuls les calculs de weddellite et de whewellite sont inversés. En effet, dans l'eau et dans l'air, les calculs de whewellite apparaissent plus denses que ceux de weddellite (Tableau XXIX). Les valeurs d'atténuation obtenues avec les calculs placés dans l'eau sont toujours les valeurs les plus élevées pour tous les types de calculs, mis à part pour l'acide urique (où la valeur la plus élevée est celle mesurée dans l'air) (Tableau XXXI). De la même manière, les valeurs d'atténuation les plus faibles sont obtenues lorsque les calculs sont placés dans la gelée. Les valeurs d'atténuation des calculs de brushite sont par exemple 32% plus élevées dans l'eau que dans la gelée. Elles sont 20 % plus élevées dans l'eau que dans l'air. Les valeurs d'atténuation des calculs de struvite sont par exemple 37% plus élevées dans l'eau que dans la gelée. Elles sont 26 % plus élevées dans l'eau que dans l'air. Il existe donc des différences significatives entre les valeurs d'atténuation des calculs dans des médias différents pour la quasi-totalité des types de calculs et des médias testés. Seules les valeurs moyennes d'atténuation de l'acide urique dans l'air et dans l'eau et de l'oxalate de calcium dihydraté (weddellite) dans la gelée et dans l'air ne sont pas significativement différentes.

| Stones type | Jelly       |        |        | Water       |        |        | Air         |        |        |
|-------------|-------------|--------|--------|-------------|--------|--------|-------------|--------|--------|
|             | mean HU ± σ | HU inf | HU sup | mean HU ± σ | HU inf | HU sup | mean HU ± σ | HU inf | HU sup |
| Brushite    | 1216 ± 150  | 1066   | 1366   | 1793 ± 139  | 1654   | 1932   | 1423 ± 310  | 1113   | 1733   |
| Cystine     | 625 ± 23    | 602    | 648    | 758 ± 27    | 731    | 785    | 675 ± 48    | 627    | 723    |
| Struvite    | 461 ± 117   | 344    | 578    | 740 ± 88    | 652    | 828    | 542 ± 96    | 446    | 638    |
| Uric Acid   | 437 ± 45    | 392    | 482    | 513 ± 48    | 465    | 561    | 518 ± 80    | 438    | 598    |
| Weddellite  | 1017 ± 201  | 816    | 1218   | 1193 ± 164  | 1029   | 1357   | 1047 ± 216  | 831    | 1263   |
| Whewellite  | 797 ± 94    | 703    | 891    | 1457 ± 54   | 1403   | 1511   | 1267 ± 99   | 1168   | 1366   |

Tableau XXXI : Valeurs moyennes d'atténuation et intervalles de confiance à 95% des 6 types de calculs testés

Les images CT permettent de mettre en avant la grande hétérogénéité des calculs urinaires en terme de densité. De ce fait, quand on tente de classer les types de calculs selon leur intervalle de confiance, des chevauchements importants apparaissent entre les différentes catégories (Figure 157). Par exemple, dans la gelée et dans l'air, les calculs de whewellite ne peuvent être différenciés de ceux de weddellite. Cette différenciation est au contraire possible lorsque les calculs sont placés dans l'eau. De la même manière, les calculs d'acide urique ne peuvent être différenciés des calculs de struvite lorsque les calculs sont placés dans la gelée ou dans l'air.

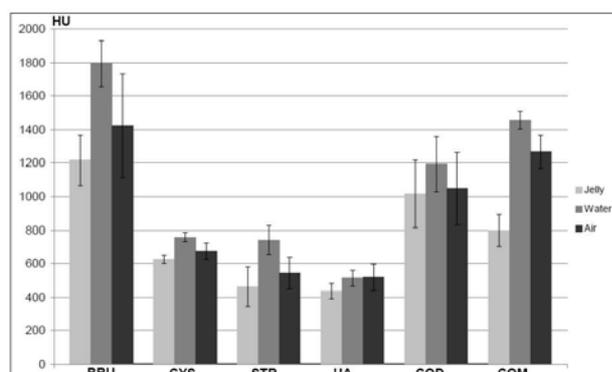


Figure 157: Valeurs moyennes d'atténuation aux Rayons X et intervalles de confiance à 95% de chaque type de calculs testé en fonction du média environnant. (120 kV, 200 mAs, durée de rotation du tube 0.5s, épaisseur de coupe 1mm). BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

#### IX.3.4. Discussion et conclusion

A notre connaissance, l'influence du média environnant les calculs rénaux sur les valeurs d'atténuation aux RX de ceux-ci n'avaient jamais été étudiée précédemment.

Dans cette étude, nous avons montré que les nombres CT des 6 types de calculs les plus fréquemment rencontrés dépendaient fortement de la substance dans laquelle ils étaient placés durant l'acquisition. En effet, pour un type de calcul donné, les valeurs moyennes d'atténuation aux RX mesurées dans les trois médias testés sont toutes significativement différentes les unes des autres.

Le fait que nous ayons utilisé la plus grande série de calculs jamais publiée (217 calculs), nous permet d'obtenir des chiffres statistiquement significatifs contrairement à certaines études où le nombre de calculs étudiés était vraiment très faible [65, 66, 72].

Le fait que les valeurs d'atténuation aux RX mesurées lorsque les calculs sont placés dans la gelée soient significativement différentes de celles obtenues lorsque les calculs sont placés dans l'eau (ou dans l'air) permet de remettre en question les précédentes études *in vitro* qui cherchaient à déterminer la composition chimique des calculs rénaux en CT. En effet, aucun fantôme trouvé dans la littérature ne respecte l'atténuation des reins aux RX. Par exemple, Mostafavi et al. [67] ont placé leurs calculs dans l'air, Saw et al. [68] dans l'eau. Seuls Bellin et al. [69] essayent de s'approcher au mieux des conditions réelles en plaçant leurs calculs dans des reins de porcs. Ce type de fantôme est néanmoins nettement moins aisé à utiliser que le nôtre.

Au vu de nos résultats, il apparaît clairement que la valeur moyenne d'atténuation aux RX obtenue pour un type de calcul dans une étude *in vitro* ne peut être utilisée comme référence pour une application *in vivo* que si le fantôme utilisé est un fantôme anthropomorphique. Si tel n'est pas le cas, les valeurs d'atténuation obtenues ne peuvent être considérées comme des valeurs de référence pour déterminer la composition chimique des calculs en CT.

Notre « fantôme gelée » peut être considéré comme un fantôme anthropomorphique puisqu'il respecte l'atténuation du rein aux RX.

Malgré le fait que nous ayons utilisé des calculs purs à au moins 85% (comme la plupart des autres études), l'hétérogénéité structurelle et constitutionnelle des calculs peut entraîner des variations considérables des nombres CT [76-78]. Notre technique d'analyse des images permet bien de rendre compte de l'hétérogénéité du calcul puisque nous analysons la structure sur toute l'aire du calcul disponible. A l'opposé, Mostafavi [67] a, par exemple, utilisé des régions d'intérêt arbitraires de 1 pixel et Deveci [79] a placé trois régions d'intérêt de 0,01 mm<sup>2</sup>. Dans ces deux études, les valeurs d'atténuation des calculs ne reflètent donc pas l'hétérogénéité des calculs testés. Dans notre étude, l'hétérogénéité est réellement prise en compte. Elle conduit à d'importants chevauchements des intervalles de confiance à 95%, ce qui ne nous permet pas de caractériser de manière précise les 6 types de calcul. Cette caractérisation est plus facile dans le « fantôme eau » car les chevauchements sont moins importants, mais ce fantôme ne reproduit pas très fidèlement l'absorption des reins et de l'abdomen contrairement à notre fantôme gelée qui a été spécialement conçu dans cette optique.

La classification à l'aide d'un seul paramètre (ici la valeur moyenne d'atténuation obtenue à 120kV) ne permet donc pas de connaître avec précision la nature chimique du calcul analysé. Il

est nécessaire de trouver un autre critère nous permettant de différencier chaque type de calcul et d'obtenir ainsi, de manière fiable, la nature chimique de leur composant majoritaire.

#### IX.4. Élaboration d'un protocole permettant de déterminer la composition chimique des calculs purs ou considérés comme purs.

*Les résultats de la partie VIII.4 ont donné lieu à un article dans une revue à comité de lecture*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion. AJR Am J Roentgenol. 2008 Mar;190(3):720-8.*

*et à une communication orale*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Détermination de la composition chimique de calculs rénaux humains en scanographie multicoupe ; Avantage de la double énergie et limitations dues aux mouvements respiratoires.*

III<sup>ème</sup> journée Claude Huriet de la recherche Clinique du CHU de Nancy. 23 Novembre 2007 (*Prix de la meilleure présentation orale, recherche expérimentale*)

##### IX.4.1. Introduction

On a vu précédemment que la détermination de la composition chimique des calculs ne pouvait se faire de manière précise en utilisant les valeurs d'atténuation obtenues pour une seule valeur de kV. Les chevauchements des différents intervalles de confiance à 95% sont trop importants pour permettre de caractériser précisément la nature chimique du composant principal du calcul étudié. La technique de caractérisation de la composition chimique des calculs est donc limitée telle qu'elle est utilisée dans la partie VIII.3. Par conséquent, il est intéressant de proposer une autre technique qui permettrait d'identifier de manière précise le composant chimique principal des calculs en basant sur les valeurs d'atténuation aux RX. Pour cela, nous nous sommes inspirés d'une technique proposée par Mostafavi et al. [67] basée sur l'utilisation de deux valeurs d'atténuation obtenues à des kilovoltages différents. Mostafavi utilise les valeurs d'atténuation des calculs aux RX obtenues à 80kV et à 120kV. En les soustrayant l'une à l'autre, il obtient la valeur de double énergie ( $HU_{80}-HU_{120}$ ). Cette technique n'a jamais été reprise par d'autres études. De plus, les résultats de l'étude de Mostafavi sont plus que discutables puisqu'il a placé ces calculs dans l'air, que le nombre d'échantillons est minimes pour certains types de calculs et que sa technique de mesure des valeurs d'atténuation ne repose que sur l'étude d'un seul pixel et donc ne prend pas en compte l'hétérogénéité des calculs. En se basant sur la notion de « double énergie » et en améliorant le protocole expérimental de Mostafavi, nous avons essayé de mettre en place une méthode fiable et précise de caractérisation de la composition chimique du composant principal de calculs urinaires humains.

##### IX.4.2. Matériel et méthodes

###### IX.4.2.1. Calculs urinaires

Pour cette étude, 241 calculs urinaires humains (provenant du laboratoire CRISTAL, Paris France) ont été utilisés. Leur composition biochimique et leur pourcentage de composants principaux ont été préalablement déterminés par stéréomicroscopie et par spectrophotométrie infrarouge. Les calculs ont été classifiés suivant le pourcentage de leur composant principal, et

| Stone Type  | n   |
|---|-----|
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12  |
| Cystine   | 64  |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 29  |
| Uric acid   | 38  |
| Whewellite (calcium oxalate monohydrate)            | 63  |
| Weddellite (calcium oxalate dihydrate)              | 35  |
| Total   | 241 |

Tableau XXXII : Répartition des calculs utilisés dans notre étude.

seuls les calculs contenant au moins 85% d'un seul composant ont été utilisés. Ils sont alors considérés comme purs. En moyenne, deux tiers des calculs utilisés sont polycristallins mais possèdent une faible teneur en composant secondaire. La taille des calculs utilisés varie de 7 à 25 mm (moyenne 12 mm). Les calculs utilisés ont donc été divisés en six catégories : acide urique, cystine, struvite (phosphate de magnésium ammonium hexahydrate), weddellite (oxalate de calcium dihydrate), whewellite (oxalate de calcium monohydrate) et brushite (phosphate d'hydrogène calcium dihydrate) (Tableau XXXII). Cette série de calculs est la plus importante jamais publiée dans une étude visant à déterminer la composition chimique des calculs en CT.

#### IX.4.2.2. Fantômes

Les calculs ont d'abord été placés dans une gelée réalisée à base d'eau, d'iode et de protéines animales (Figure 149a). Les concentrations des différents composants de cette gelée ont été déterminées de manière empirique. A 1 L d'eau, on ajoute 21,6 g de protéines animales et 0,01 mg d'iode. La gelée ainsi obtenue permet d'assurer une atténuation aux RX autour des calculs similaire à celle produite par un rein humain ( $\approx 30$  HU). La gelée a une atténuation homogène égale à  $30 \pm 3$  HU à 120 kV. Le fantôme est constitué de plusieurs couches de gelée de 3 cm d'épaisseur, coulées successivement dans un bac plastique de dimensions égales à 280x210x110 mm. Chaque couche contient tous les calculs d'un même type. Le fantôme compte 6 couches pour une épaisseur totale de 18 cm.

#### IX.4.2.3. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées à l'aide d'un scanner multibarrette Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Deutschland). Les paramètres utilisés sont les suivants : 200 mAs, temps de rotation du tube 0.5 s, épaisseur de coupe 1 mm. Une première acquisition est réalisée à 120 kV, puis une seconde est réalisée avec les mêmes paramètres à 80 kV.

#### IX.4.2.4. Analyse d'images

L'analyse des images réalisée dans cette étude est la même que celle développée pour l'étude précédente (partie VIII.3.2.4).

#### IX.4.2.5. Analyse statistique des données

L'analyse statistique des données est en tous points comparable à celle présentée dans la partie VIII.3.2.5. Elle repose, cette fois, non plus seulement, sur les valeurs moyennes d'atténuation aux RX des calculs obtenues à 120kV mais sur les valeurs moyennes d'atténuation des calculs obtenues à 80 kV et à 120 kV. De plus, la valeur de double énergie est ajoutée lors de cette étude. Elle est égale au résultat de la soustraction de la valeur moyenne d'atténuation d'un calcul obtenue à 80 kV par la valeur moyenne d'atténuation de ce même calcul obtenue à 120 kV. Tout comme nous l'avons fait pour les valeurs moyennes, un intervalle de confiance à

95% leur est attribué. Un test de Student, identique à celui utilisé pour comparer les valeurs moyennes, est appliqué aux valeurs de double énergie.

### IX.4.3. Résultats

A 80 kV, en se basant sur les valeurs moyennes d'atténuation des calculs aux RX, les types de calculs urinaires étudiés apparaissent du plus dense au moins dense dans cet ordre : brushite, weddellite, whewellite, struvite, cystine et acide urique. A 120 kV, l'ordre est le suivant : brushite, weddellite, whewellite, cystine, struvite et acide urique. La classification est donc globalement la même pour les deux valeurs de tension du tube utilisées, excepté une permutation de la cystine et de la struvite. Les valeurs moyennes d'atténuation et les intervalles de confiance à 95% pour chaque type de calculs testé et pour chaque tension du tube utilisée sont reportés dans le tableau XXXIII.

| Stone Type  | n  | Attenuation at 80 kV |       |         | Attenuation at 120 kV |       |         |
|---|----|----------------------|-------|---------|-----------------------|-------|---------|
|   |    | Lowest               | Mean  | Highest | Lowest                | Mean  | Highest |
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12 | 1,451                | 1,631 | 1,810   | 1,066                 | 1,216 | 1,366   |
| Cystine   | 64 | 689                  | 731   | 773     | 602                   | 625   | 648     |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 29 | 578                  | 732   | 865     | 344                   | 461   | 578     |
| Uric acid   | 38 | 350                  | 417   | 484     | 392                   | 437   | 482     |
| Weddellite (calcium oxalate dihydrate)              | 35 | 1,235                | 1,341 | 1,547   | 816                   | 1,017 | 1,218   |
| Whewellite (calcium oxalate monohydrate)            | 63 | 1,190                | 1,307 | 1,424   | 703                   | 797   | 891     |

Tableau XXXIII : Moyenne et intervalle de confiance à 95% des valeurs d'atténuation (en HU) obtenues pour les six types de calculs testés.

Quand la classification des types de calculs est élaborée en se basant sur les intervalles de confiance à 95%, les nombreux chevauchements ne permettent pas de différencier de manière précise la totalité des types de calculs (Figure 158). A 80 kV, seuls les calculs majoritairement composés d'acide urique peuvent être identifiés comme un groupe distinct en se basant sur les intervalles de confiance à 95%. Les calculs de struvite et de cystine ne peuvent être différenciés les uns des autres, mais peuvent, au contraire, être différenciés de tous les autres types de calcul (Figure 158a). Il est également très difficile de séparer les intervalles de confiance des calculs de whewellite de ceux de brushite ou de weddellite (Figure 158a).

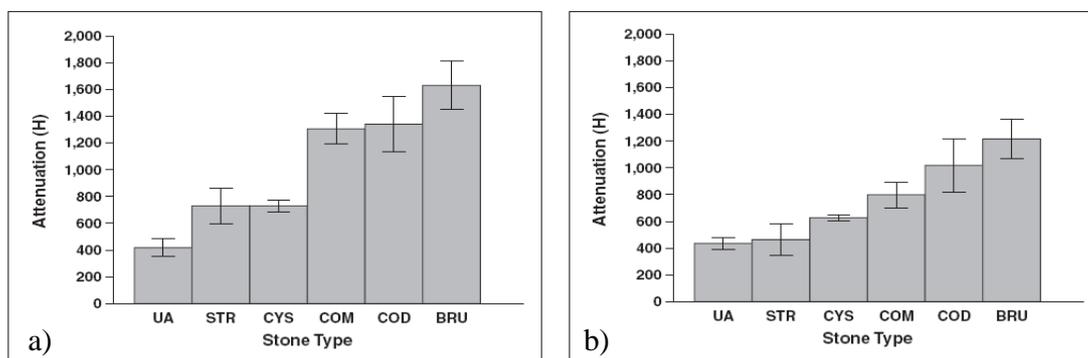


Figure 158 : Diagrammes montrant les chevauchements des intervalles de confiance à 95% des différents types de calculs obtenus à 80kV (a) et à 120kV (b). BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

A 120 kV, les calculs de cystine peuvent être clairement identifiés contrairement à ceux d'acide urique qui ne peuvent, à cette énergie, être différenciés de ceux de struvite (Figure 158a). Les chevauchements des intervalles de confiance des calculs de whewellite, weddellite et de brushite sont moins importants à 120 kV qu'à 80 kV (Figure 158a). Les valeurs moyennes d'atténuation obtenues à 120 kV sont plus faibles que celle obtenues à 80 kV (Tableau XXXI). En moyenne, les valeurs obtenues à 120 kV sont égales à  $75\% \pm 17$  de celles obtenues à 80 kV. Ces différences sont particulièrement accentuées pour les calculs de whewellite (61%) et pour ceux de struvite (63%). Les chevauchements entre les différents intervalles de confiance sont également plus faibles à 120 kV (Figure 158). Mais, même s'ils sont plus faibles, ils empêchent encore une caractérisation précise du type de calcul rencontré. En effet, avec cette méthode de caractérisation, seuls les calculs de cystine à 120 kV et les calculs d'acide urique à 80 kV peuvent être identifiés avec une signification statistique.

L'introduction des valeurs de double énergie permet de s'affranchir des problèmes de chevauchement rencontrés précédemment. En effet, elles permettent une détermination statistiquement significative de tous les types de calculs testés (Figure 153). Les calculs d'acide urique ( $-20 \pm 22$  HU), de cystine ( $106 \pm 19$  HU), de struvite ( $271 \pm 16$  HU), de weddellite ( $323 \pm 5$  HU), de brushite ( $415 \pm 30$  HU) et de whewellite ( $510 \pm 17$  HU) peuvent être identifiés précisément puisque aucun chevauchement n'a lieu entre les intervalles de confiance à 95% des valeurs de double énergie. (Figure 159).

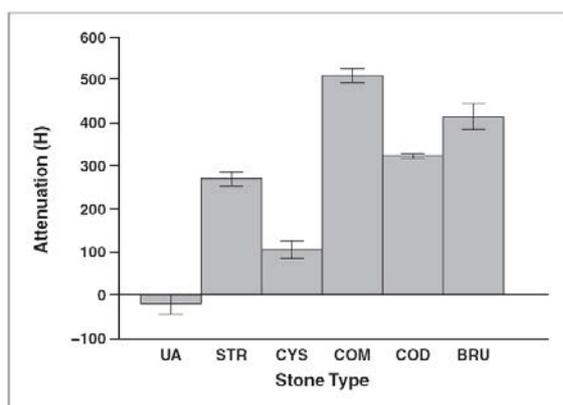


Figure 159 : Diagramme montrant les valeurs de double énergie (valeur d'atténuation obtenue à 80kV-valeur d'atténuation obtenue à 120kV) pour chaque type de calculs. BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

#### IX.4.4. Discussion et conclusion

En 1998, Mostafavi [67] a affirmé, en se basant sur l'étude de 102 calculs, que le meilleur paramètre CT pour tenter de différencier des calculs urinaires était la valeur moyenne d'atténuation obtenue à 120 kV. Cette affirmation est en accord avec nos résultats. En effet, à 120 kV, les chevauchements entre les différents intervalles de confiance sont moins importants qu'à 80 kV et il est donc plus aisé de les classer. Néanmoins, d'après nos résultats, il est impossible de les identifier de manière précise. En se basant sur les valeurs moyennes d'atténuations obtenues à 120 kV, les types de calculs apparaissent du moins dense au plus dense dans l'ordre suivant : Acide urique ( $437 \pm 45$  HU), struvite ( $461 \pm 117$  HU), cystine ( $625 \pm 23$  HU), whewellite ( $797 \pm 94$  HU), weddellite ( $1017 \pm 201$  HU) et brushite ( $1216 \pm 150$  HU). Dans la plupart des études (Tableau XXVI), la composition chimique des calculs a été déterminée à partir des valeurs d'atténuation obtenues à 120 kV (tension la plus couramment utilisée en clinique pour des examens abdominaux). Par conséquent, seuls les résultats que nous avons

obtenus à 120 kV peuvent être comparés à ceux trouvés dans la littérature. Notre classification est identique à celle de Mitcheson et al. [64], de Bachmann et al. [80] et de Mostafavi et al. [67]. Hillman et al. [65], Newhouse et al. [66], Saw et al. [68], Bellin et al. [69] et Motley et al. [70] inversent la cystine et la struvite (Tableau XXVII). Cette inversion peut s'expliquer par l'important chevauchement entre les intervalles de confiance des calculs de cystine et des calculs de struvite. Deveci et al. [79] inversent les calculs de whewellite et de weddellite mais ils n'utilisent, dans leur étude qu'un seul calcul de weddellite, ce qui laisse certains doutes sur la cohérence statistique de leurs résultats.

Les nombres CT sont 75% plus faibles à 120 kV qu'à 80 kV. La classification obtenue à 80 kV n'est pas la même qu'à 120 kV puisque les calculs de cystine et ceux de struvite sont inversés. Cette variation des nombres CT en fonction du kilovoltage a déjà été montrée par McKetty [74] et par Bushberg [75].

Travailler avec un paramètre mono énergie (ici la valeur moyenne d'atténuation du calcul obtenue à un kilovoltage donné) ne permet pas d'identifier de manière précise la composition chimique du composant principal d'un calcul. Au contraire, la valeur de double énergie permet d'apporter les informations nécessaires pour permettre cette caractérisation. Comme l'a montré Mostafavi [67], les valeurs de double énergie sont très fiables pour différencier les différents types de calculs. Même si Mostafavi est le premier, et le seul, à introduire cette notion de double énergie, le fait que son fantôme ne tienne pas compte de l'absorption du média environnant ses calculs (calculs placés dans l'air) et le faible nombre de calculs utilisés ne permettent pas de garantir la signification statistique de ces résultats. Dans notre étude, l'utilisation des valeurs de double énergie a rendu possible l'identification fiable à 95% de tous les types de calculs testés.

En clinique, un examen visant à détecter une lithiase urinaire est généralement réalisé à 120 kV. Étant donné que la dose est proportionnelle au carré du kilovoltage, utiliser la technique de double énergie conduit à une augmentation de dose de 40% au maximum. La seconde acquisition, réalisée à 80 kV, peut, en effet, être centrée sur le calcul [81-83], le reste de l'abdomen n'étant alors pas irradié une seconde fois. Cette dose additionnelle peut être un problème chez l'enfant mais peut être justifiée chez l'adulte puisque la détermination rapide de la composition chimique d'un calcul peut mener à un traitement plus rapide et plus efficace. De plus, ce type de nouveau protocole est facilité par l'introduction du système *dual source* développé par Siemens (Somatom Definition, Siemens Medical Solutions).

Plusieurs études ont été menées *in vitro* ou *in vivo* afin de déterminer la composition chimique des calculs en se basant sur les valeurs d'atténuations aux RX (Tableau XXVII). Comme nous l'avons déjà expliqué dans la partie VIII.3.4, les études *in vitro* ne reproduisent pas des conditions optimales d'atténuations et d'absorption aux RX autour des calculs analysés. Les valeurs présentées dans ces études ne peuvent donc être utilisées comme valeur de référence pour des applications *in vivo* puisque les conditions expérimentales dans lesquelles elles ont été recueillies sont trop éloignées de la réalité. Par exemple, pour minimiser les chevauchements entre les intervalles de confiance et pour éviter l'absorption du faisceau de RX avant et après les calculs, Deveci et al. [79] ont décidé de scanner les calculs directement dans l'air. Par conséquent, vu que les conditions expérimentales sont trop éloignées de la réalité

physiologique, les résultats ainsi obtenus ne peuvent être considérés comme des références pour tenter de déterminer la composition chimique des calculs *in vivo*. Le fait qu'aucune étude n'utilise le même fantôme permet d'expliquer, en partie, les différences entre les valeurs proposées pour chaque type de calculs. Nous avons démontré dans la partie VIII.3 que le choix du média environnant les calculs avait une influence importante sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs. Ceci peut s'expliquer par l'effet de durcissement de faisceau, puisque le faisceau de RX ne rencontre pas le même matériau avant d'atteindre les calculs. Pour cette étude nous avons utilisé le fantôme développé dans la partie VIII.3. Ce fantôme, réalisé à base d'eau, de protéines animales et d'iode, nous permet de simuler, autour des calculs, une atténuation proche de celle du rein (30 HU à 120 kV). Notre fantôme ne reproduit néanmoins pas exactement l'absorption de la paroi abdominale. Parmi tous les fantômes rencontrés dans la littérature, notre fantôme est celui qui tient le mieux compte des problèmes d'atténuation autour des calculs. Bellin [69] a placé ses calculs dans des reins de porc plongés dans l'eau. C'est sans doute le meilleur fantôme utilisé pour pouvoir retranscrire les résultats obtenus *in vitro* à des applications *in vivo*. Ce genre de fantôme est néanmoins nettement moins facile à utiliser et à transporter que le nôtre. Nos valeurs et celles obtenues *in vitro* par Bellin et al. [69] sont donc celles qui correspondent le mieux à la réalité physiologique et qui peuvent être le plus facilement utilisées pour tenter de déterminer *in vivo* la composition chimique d'un calcul considéré comme pur.

Les différences entre les valeurs de nombres CT proposées pour chaque type de calcul dans la littérature peuvent également être expliquées par le fait que les études sont réalisées avec des scanners de marques et de modèles différents. Or il a été prouvé que les valeurs d'atténuation dépendent des modèles et des constructeurs utilisés [84-86].

Puisque nous utilisons, à notre connaissance, le plus grand nombre de calculs jamais publié, nos résultats sont ceux ayant la plus grande signification statistique pour les types de calculs testés. Seul les calculs possédant au moins 85% d'un composant principal et ayant un faible pourcentage de composant secondaire sont utilisés pour cette étude. Ces calculs sont censés traduire le comportement du composant principal et peuvent ainsi être légitimement considérés comme purs. La surreprésentation de certains types de calculs, comme par exemple les calculs de whewellite et de brushite, est délibérée. Il est, en effet, important de connaître, au mieux, leur réponse à une telle technique puisqu'ils sont tout particulièrement résistants à la LEC. Leur identification est donc primordiale afin de ne pas exposer inutilement le parenchyme rénal aux ondes de chocs. Les calculs de carbapatite n'ont pas été inclus dans notre étude car ils sont rarement purs et presque toujours multicristallins avec un pourcentage de composant secondaire important. Il était donc difficile de collecter un nombre suffisant de calculs purs de carbapatite afin d'obtenir des résultats statistiquement significatifs. Nous avons sélectionné nos calculs parmi les plus purs. C'est d'ailleurs une des principales limitations de notre étude. En effet, la plupart des calculs rencontrés chez les patients sont polycristallins. Mais la technique d'identification des calculs n'ayant, pour le moment, jamais été validée de manière sérieuse, il ne nous paraissait pas raisonnable d'essayer de travailler directement avec des calculs non purs. Il est nécessaire de valider, tout d'abord, cette technique dans les conditions les plus simples (calculs purs) pour pouvoir ensuite tenter de l'étendre à des cas plus complexes (calculs impurs).

Saw et al. [68] ont scanné 127 calculs, de composition connue et plongés dans un bac d'eau (120 kV, 240 mA). En se basant sur le modèle proposé par Hu et Fox [73] qui ont montré que les valeurs d'atténuation aux RX sont affectées par le pitch et par l'épaisseur de coupe en scanographie hélicoïdale, Saw a prouvé que le nombre CT des calculs diminuait quand l'épaisseur de coupe augmentait (Tableau XXVI). Dans la partie VII.2, nous avons montré, avec un autre fantôme, que cette diminution était due au moyennage volumique partiel. Pour éviter au maximum ces artefacts et garantir l'exactitude de nos résultats, il était donc essentiel d'utiliser l'épaisseur de coupe la plus faible possible. En effet Hillman [65] a soumis l'idée que le moyennage volumique partiel était une source d'erreurs potentielle dans la détermination des valeurs d'atténuation des calculs. Pour notre étude, nous avons donc utilisé la plus petite épaisseur de coupe disponible sur le scanner Toshiba (0,75 mm). L'utilisation d'une épaisseur de coupe faible conduit à des effets opposés. D'une part, la détection des calculs est améliorée pour les petits calculs et les valeurs d'atténuation sont plus précises (moyennage volumique partiel plus faible). D'autre part, le niveau de bruit dans les images est augmenté [87-89]. De plus choisir une valeur d'avancée de table supérieure à l'épaisseur de coupe nominale augmente la dégradation du profil d'intensité de coupe [90].

Une limitation de notre étude est le fait que nous n'avons utilisé que des calculs dont le diamètre varie entre 7 et 25 mm. Les calculs que nous avons utilisés sont de taille importante puisqu'ils sont issus d'interventions chirurgicales (Nephrolithotomie percutanée, urétéroscopie, chirurgie ouverte) Les calculs de tailles moins importantes sont dissous ou fragmentés (LEC). Il est donc impossible de les recueillir pour les intégrer à notre étude. L'influence de la taille des calculs sur les valeurs d'atténuations aux RX n'a pas été étudiée, même s'il apparaît clair que les nombres CT vont être altérés quand la taille du calcul sera proche de l'épaisseur de coupe (effet de moyennage volumique). L'effet de la taille d'un objet scanné sur les valeurs d'atténuation est présenté dans la partie VII.

A l'aide de la plus grande série de calculs jamais publiée (241), nous avons donc réussi à mettre au point un protocole fiable et une technique, basée sur l'utilisation des valeurs de double énergie, permettant d'identifier la nature chimique du composant principal d'un calcul urinaire pur ou considéré comme tel. Cette technique est néanmoins dépendante du modèle et de la marque du scanner utilisé, de notre fantôme, et des paramètres CT utilisés.

## IX.5. Influence du mouvement sur la caractérisation de la composition chimique des calculs

*Les résultats de la partie VIII.4 ont donné lieu à un article dans une revue à comité de lecture*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion. AJR Am J Roentgenol. 2008 Mar;190(3):720-8.*

*Et à une communication orale*

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.

*Détermination de la composition chimique de calculs rénaux humains en scanographie multicoupe ; Avantage de la double énergie et limitations dues aux mouvements respiratoires.*

III<sup>ème</sup> journée Claude Huriet de la recherche Clinique du CHU de Nancy. 23 Novembre 2007 (*Prix de la meilleure présentation orale, recherche expérimentale*)

### IX.5.1. Introduction

Les organes placés dans l'abdomen tels que le foie, les reins et la rate bougent considérablement durant la respiration. Afin de limiter au maximum les artefacts engendrés par ces mouvements, il est demandé au patient de réaliser une apnée pendant l'acquisition. Pour certains patients, cela ne pose pas de problème mais pour d'autres (personnes âgées, enfants, patients dyspnéiques, patients en souffrance...), l'apnée peut s'avérer impossible. Un problème inhérent à l'apnée est le fait que, même si le patient croit réaliser une apnée parfaite, il existe un mouvement résiduel des organes [91-93] (Figure 86). Les mouvements physiologiques résultants, même s'ils sont moins importants que ceux rencontrés lors d'une respiration normale, conduisent alors, comme l'ont prouvé McCollough [94], Alfidi [95] et Ritchie [96], à une dégradation de la qualité de l'image qui peut se traduire, comme nous l'avons montré dans la partie VI, à une modification des valeurs d'atténuation aux RX et de la forme des objets scannés. À notre connaissance, aucune étude n'a été menée afin d'évaluer l'influence du mouvement respiratoire résiduel sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux. Le but de cette étude est donc d'analyser l'influence de différents mouvements respiratoires sur la détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT.

### IX.5.2. Matériel et méthodes

#### IX.5.2.1. Calculs urinaires

Pour cette étude, 241 calculs urinaires humains (provenant du laboratoire CRISTAL, Paris France) ont été utilisés (Tableau XXX). Ces calculs sont les mêmes que ceux utilisés dans la partie IX.4.

#### IX.5.2.2. Fantômes

Les calculs ont été placés dans le fantôme « gelée » décrit dans la partie IX.4.2.1. (Figure 155a).

#### IX.5.2.3. Plate-forme dynamique et mouvement

Le fantôme constitué de nos 241 calculs et de la gelée dans laquelle ils sont placés est positionné sur la plate-forme dynamique décrite dans la partie VI.2 et utilisée tout au long du chapitre VI.

Trois mouvements différents ont été appliqués au fantôme. Le premier est un mouvement simulant une respiration libre. Le second est un mouvement simulant une apnée non maintenue (mouvement résiduel). Le troisième est un mouvement simulant une apnée parfaite, c'est-à-dire un mouvement nul.

Pour reproduire au mieux un mouvement de respiration libre avec notre plate-forme, un mouvement sinusoïdal, décrit par Lujan [97], a été appliqué avec une amplitude de 35 mm et une période de 5 secondes, comme proposé par Moerland [98] et prouvé par Pasquier [99]. Afin de s'affranchir de la phase de la sinusoïde, nous avons réalisé trois acquisitions avec un mouvement de respiration libre et nous avons moyenné les résultats obtenus.

Pour simuler le mouvement résiduel dû à une apnée ratée, le fantôme a été translaté suivant l'axe z avec une vitesse de  $5 \text{ mm.s}^{-1}$ .

Pour simuler une apnée parfaite, la plate-forme a été éteinte, et aucun mouvement n'a été appliqué durant l'acquisition.

#### IX.5.2.4. Acquisitions

Les acquisitions ont été réalisées à l'aide d'un scanner multibarrettes Somatom Sensation 16 (Siemens, Erlangen, Deutschland). Les paramètres utilisés sont les suivants : 200 mAs, temps de rotation du tube 0.5 s, épaisseur de coupe 1 mm. Pour chaque mouvement, une première acquisition a été réalisée à 120kV, puis une seconde avec les mêmes paramètres à 80kV. Pour le mouvement de respiration libre, trois acquisitions ont été réalisées à 120 kV et trois à 80 kV.

#### IX.5.2.5. Analyse d'images

L'analyse des images réalisée dans cette étude est la même que celle développée pour l'étude développée dans la partie IX.3.2.4.

#### IX.5.2.6. Analyse statistique des données

L'analyse statistique des données est en tous points comparable à celle présentée dans la partie VIII.4.2.5. Les intervalles de confiance à 95% obtenus sans mouvement ont été considérés comme les intervalles de confiance de référence. Afin de comparer les valeurs moyennes d'atténuation aux RX obtenues avec les différents types de mouvement (apnée parfaite vs. respiration libre, apnée parfaite vs. apnée ratée, respiration libre vs. apnée ratée), un test de comparaison de moyennes de Student a été appliqué. Le même test a été utilisé pour comparer les valeurs de double énergie.

### IX.5.3. Résultats

#### IX.5.3.1. Différence entre l'apnée non maintenue et l'apnée parfaite

Quand un mouvement correspondant à une apnée non maintenue est appliqué au fantôme, les valeurs moyennes d'atténuation aux RX des calculs sont significativement différentes de celles obtenues sans mouvement, excepté pour les calculs d'acide urique à 80 kV (Figure 160a) et pour les calculs de brushite à 120 kV (Figure 160b). Les nombres CT sont plus faibles quand le mouvement est appliqué, sauf pour les calculs de whewellite et de struvite à 120 kV. Malgré cela, la classification des calculs en fonction de leur valeur moyenne d'atténuation, du plus dense au moins dense, reste la même, avec et sans mouvement. Lorsque

le mouvement simulant l'apnée ratée est appliqué, les chevauchements des intervalles de confiance à 95% ne sont plus les mêmes. Par exemple, à 120 kV, sans mouvement, l'intervalle de confiance des calculs de cystine (602-648 HU) ne chevauche aucun autre intervalle. Cela n'est plus le cas quand le mouvement est appliqué, puisque l'intervalle de confiance des calculs de cystine (448-526) chevauche alors celui obtenu pour les calculs de struvite sans mouvement (344-579 HU) (Figure 160b). Même les valeurs de double énergie ne permettent plus de distinguer les calculs de struvite des calculs d'acide urique ou des calculs de weddellite (Figure 161). Seuls les calculs de brushite et de whewellite peuvent être différenciés avec l'aide des valeurs de double énergie quand un mouvement d'apnée non maintenue est appliqué.

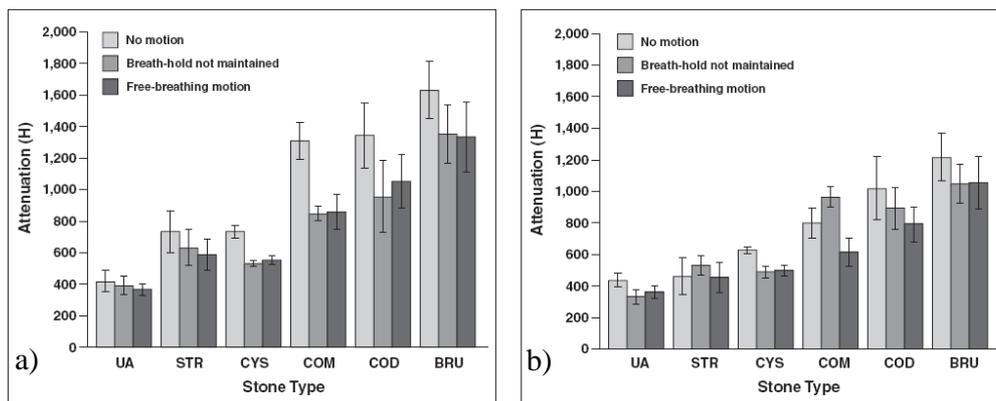


Figure 160 : Diagrammes montrant l'influence du mouvement sur les valeurs moyennes d'atténuation aux RX et sur les intervalles de confiance à 95% des différents types de calculs obtenus à 80kV (a) et à 120kV (b). No motion : pas de mouvement, Breath-hold not maintained: apnée non maintenue, Free-breathing motion: mouvement de respiration libre. BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

### IX.5.3.2. Différence entre le mouvement de respiration libre et l'apnée parfaite

Quand le mouvement simulant une respiration libre est appliqué au fantôme, les valeurs moyennes d'atténuation obtenues sont significativement différentes de celles obtenues quand aucun mouvement n'est appliqué, excepté pour les calculs de struvite à 120 kV (Figure 160b), et pour ceux d'acide urique à 80 kV (Figure 160a). Les valeurs moyennes d'atténuation sont plus faibles pour tous les types de calcul quand le mouvement de respiration libre est appliqué. La classification globale des calculs en fonction de leur valeur moyenne d'atténuation est néanmoins identique. Les chevauchements sont, quant à eux, différents. Par exemple, à 80 kV, sans mouvement, l'intervalle de confiance des calculs de whewellite (1190-1424 HU) ne chevauche aucun autre intervalle. Mais quand le mouvement de respiration libre est appliqué, le nouvel intervalle de confiance des calculs de whewellite (763-1100 HU) chevauche de manière considérable celui des calculs de struvite obtenu sans mouvement (599-865 HU) (Figure 160a). Quand le mouvement de respiration libre est appliqué au fantôme, les valeurs de double énergie permettent d'identifier les calculs d'acide urique, de struvite et de cystine. En revanche, les calculs de brushite, de whewellite et de weddellite ne peuvent plus être différenciés (Figure 161).

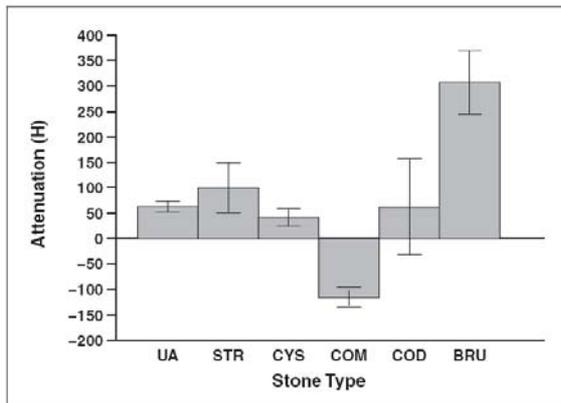


Figure 161 : Diagramme montrant les valeurs de double énergie obtenues en simulant une apnée non maintenue durant l'acquisition. BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

### IX.5.3.3. Différence entre le mouvement de respiration libre et l'apnée non maintenue

Excepté pour les calculs de whewellite à 120 kV, quand un mouvement de translation linéaire, simulant une apnée non maintenue est appliqué, les valeurs moyennes d'atténuation aux RX des calculs sont sensiblement égales à celles obtenues quand un mouvement simulant une respiration libre est appliqué au fantôme (Figure 1162).

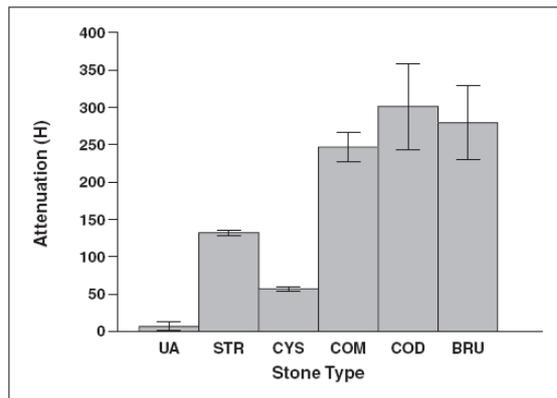


Figure 162 : Diagramme montrant les valeurs de double-énergie obtenues en simulant un mouvement de respiration libre durant l'acquisition. BRU: brushite, COD: Oxalate de calcium dihydrate (Weddellite), COM: Oxalate de calcium dihydrate (Whewellite), CYS: Cystine, STR: struvite, UA: Acide Urique

### IX.5.4. Discussion et conclusion

Notre fantôme est, avec celui de Bellin [69], plus proche des conditions physiologiques réelles que n'importe quel autre fantôme que l'on a pu trouvé dans la littérature et qui était utilisé pour la détermination de la composition chimique des calculs en CT. A l'aide de ce fantôme et avec la plus grande série de calculs jamais publiée, nous avons montré dans la partie VIII.4 que la technique de double énergie permettait d'identifier de manière précise et fiable le composant majoritaire de calculs urinaires purs ou considérés comme tel. Cette technique, qui conduit à une légère augmentation de la dose reçue par le patient pendant l'examen peut facilement être appliquée en clinique malgré les quelques limites que nous avons exposées dans la partie VIII.4.

En clinique, cette technique serait confrontée à une nouvelle limite : le mouvement des organes engendré par la respiration. Afin de limiter au maximum les artefacts de mouvement, il est demandé au patient de réaliser une apnée pendant l'acquisition. Pour certains patients, cela ne pose pas de problème mais pour d'autres (personnes âgées, enfants, patients dyspnéiques,

patients en souffrance...), l'apnée peut s'avérer impossible [100]. Un problème inhérent à l'apnée est le fait que même si le patient croit réaliser une apnée parfaite, il existe un mouvement résiduel des organes [91-93]. Afin d'analyser l'influence du mouvement sur notre technique de caractérisation de la composition chimique des calculs faisant intervenir la notion de double énergie, deux types de mouvements différents ont été appliqués à notre fantôme. Le premier est un mouvement simulant une respiration libre, l'autre permet de simuler une apnée non maintenue. Il résulte de ces investigations que les valeurs moyennes d'atténuation dépendent du mouvement, comme nous l'avons déjà montré dans le chapitre VI. Quand un mouvement est appliqué, les valeurs trouvées sont généralement plus faibles et significativement différentes de celles obtenues sans mouvement. Les intervalles de confiance obtenus lorsqu'un mouvement (quel qu'il soit) est appliqué ne sont pas les mêmes que ceux obtenus sans mouvement. Pour un type de calcul donné, un intervalle de confiance obtenu avec un mouvement peut même chevaucher un ou plusieurs intervalles de confiance obtenus sans mouvement pour d'autres types de calcul. Cette situation peut alors mener à une erreur d'identification du calcul si l'on ne sait pas si le patient a maintenu parfaitement ou non son apnée.

Les valeurs de double énergie ne permettent plus, quand un mouvement est appliqué, de distinguer tous les types de calculs.

Les deux principales explications concernant cette variation des valeurs moyennes d'atténuation sont le moyennage volumique partiel et l'effet de volume partiel, qui conduisent, comme nous l'avons déjà montré dans le chapitre VI à une diminution des nombres CT des objets en mouvement.

Avec une collimation de 16 x 0,75 mm et une durée de rotation du tube à RX égale à 0,5 s, 24 mm sont scannées toutes les secondes, mais dans le même temps, les calculs ont bougé d'au moins 5 mm (dans le cas de l'apnée non maintenue). Or, l'effet de volume partiel apparaît quand l'anatomie change rapidement selon la direction z pendant l'acquisition [101]. Afin de limiter au maximum l'effet de volume partiel et le moyennage volumique partiel, l'épaisseur de coupe la plus faible doit être choisie. Mais, généralement, quand l'épaisseur de coupe diminue, le temps d'acquisition augmente. Et plus le temps d'acquisition augmente, plus les artefacts de mouvement sont importants. Du fait de ce paradoxe, un compromis doit être trouvé entre le choix de l'épaisseur de coupe et la durée de l'acquisition. Un moyen simple pour baisser le temps d'acquisition est d'augmenter la vitesse de rotation du tube. Il est inutile de dire que la durée de rotation utilisée ici (500 ms) ne permet pas d'éliminer les artefacts de mouvement. Elle correspond néanmoins au protocole d'imagerie abdominale utilisé couramment en clinique. Même avec la durée de rotation de tube la plus faible disponible (420 ms), il est impossible de supprimer les artefacts de mouvement. En effet, Ritchie [96] a prouvé que la durée de rotation de tube nécessaire pour éliminer les artefacts de mouvement dus à une respiration calme est de 93,5 ms.

Nos résultats indiquent que la détermination de la composition chimique des calculs rénaux doit être réalisée à partir d'images obtenues durant une apnée parfaite. Le problème est qu'on ne peut jamais être sûr qu'un patient a réellement retenu parfaitement sa respiration. L'imprécision résultant de ces mouvements éventuels est une limitation de la technique proposée ici.

Sans mouvement, la technique de double énergie permet d'identifier tous les types de calcul testés dans notre étude. Malheureusement si un mouvement volontaire ou involontaire du patient intervient durant l'acquisition, l'échelle d'identification, basée sur les valeurs de double énergie et sur les intervalles de confiance correspondants, ne peut plus être utilisée comme référence pour déterminer la composition chimique des calculs en CT.

## IX.6. Références

1. Descotes J, Hubert J. L'urologie par ses images. Paris: Les Editions Vingt et un, 2003.
2. Daudon M. Epidemiology of nephrolithiasis in France. *Ann Urol (Paris)* 2005; 39:209-231.
3. Bichler KH, Strohmaier WL, Korn S. Urolithiasis in childhood. *Monatsschr Kinderheilkd* 1985; 133:256-266.
4. Pak CY. Kidney stones. *Lancet* 1998; 351:1797-1801.
5. Stamatelou KK, Francis ME, Jones CA, Nyberg LM, Curhan GC. Time trends in reported prevalence of kidney stones in the United States: 1976-1994. *Kidney Int* 2003; 63:1817-1823.
6. Johnson CM, Wilson DM, O'Fallon WM, Malek RS, Kurland LT. Renal stone epidemiology: a 25-year study in Rochester, Minnesota. *Kidney Int* 1979; 16:624-631.
7. Soucie JM, Coates RJ, McClellan W, Austin H, Thun M. Relation between geographic variability in kidney stones prevalence and risk factors for stones. *Am J Epidemiol* 1996; 143:487-495.
8. Soucie JM, Thun MJ, Coates RJ, McClellan W, Austin H. Demographic and geographic variability of kidney stones in the United States. *Kidney Int* 1994; 46:893-899.
9. Vahlensieck EW, Bach D, Hesse A. Incidence, Prevalence and mortality of urolithiasis in the German Federal Republic. *Urol Res* 1982; 10:161-164.
10. Hesse A, Brandle E, Wilbert D, Kohrmann KU, Alken P. Study on the prevalence and incidence of urolithiasis in Germany comparing the years 1979 vs. 2000. *Eur Urol* 2003; 44:709-713.
11. Trinchieri A, Coppi F, Montanari E, Del Nero A, Zanetti G, Pisani E. Increase in the prevalence of symptomatic upper urinary tract stones during the last ten years. *Eur Urol* 2000; 37:23-25.
12. Yoshida O, Terai A, Ohkawa T, Okada Y. National trend of the incidence of urolithiasis in Japan from 1965 to 1995. *Kidney Int* 1999; 56:1899-1904.
13. Asper R. Epidemiology and socioeconomic aspects of urolithiasis. *Urol Res* 1984; 12:1-5.
14. Mandel NS, Mandel GS. Urinary tract stone disease in the United States veteran population. I. Geographical frequency of occurrence. *J Urol* 1989; 142:1513-1515.
15. Mandel NS, Mandel GS. Urinary tract stone disease in the United States veteran population. II. Geographical analysis of variations in composition. *J Urol* 1989; 142:1516-1521.
16. Moe OW. Kidney stones: pathophysiology and medical management. *Lancet* 2006; 367:333-344.
17. Resnick MI, Persky L. Summary of the National Institutes of Arthritis, Diabetes, Digestive and Kidney Diseases conference on urolithiasis: state of the art and future research needs. *J Urol* 1995; 153:4-9.
18. Daudon M, Amiel J. Epidémiologie de la lithiase. *Prog Urol* 1999; 9:5-16.
19. Renner C, Rassweiler J. Treatment of renal stones by extracorporeal shock wave lithotripsy. *Nephron* 1999; 81 Suppl 1:71-81.
20. Rassweiler JJ, Renner C, Chaussy C, Thuroff S. Treatment of renal stones by extracorporeal shockwave lithotripsy: an update. *Eur Urol* 2001; 39:187-199.
21. Williams JC, Jr., Saw KC, Paterson RF, Hatt EK, McAteer JA, Lingeman JE. Variability of renal stone fragility in shock wave lithotripsy. *Urology* 2003; 61:1092-1096; discussion 1097.
22. Zhong P, Preminger GM. Mechanisms of differing stone fragility in extracorporeal shockwave lithotripsy. *J Endourol* 1994; 8:263-268.
23. Dretler SP, Spencer BA. CT and stone fragility. *J Endourol* 2001; 15:31-36.
24. Conort P, Dore P, Saussine C. Prise en charge urologique des calculs rénaux et urétéraux de l'adulte. *Prog Urol* 2004; 14:1095-1102.
25. Coll DM, Varanelli MJ, Smith RC. Relationship of spontaneous passage of ureteral calculi to stone size and location as revealed by unenhanced helical CT. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178:101-103.
26. Fielding JR, Silverman SG, Samuel S, Zou KH, Loughlin KR. Unenhanced helical CT of ureteral stones: a replacement for excretory urography in planning treatment. *AJR Am J Roentgenol* 1998; 171:1051-1053.

27. Takahashi N, Kawashima A, Ernst RD, Boridy IC, Goldman SM, Benson GS, Sandler CM. Ureterolithiasis: can clinical outcome be predicted with unenhanced helical CT? *Radiology* 1998; 208:97-102.
28. Roy C, Buy X. Obstruction urinaire: les différents types radio-cliniques. *J Radiol* 2003; 84:109-119.
29. Fowler KA, Locken JA, Duchesne JH, Williamson MR. US for detecting renal calculi with nonenhanced CT as a reference standard. *Radiology* 2002; 222:109-113.
30. Yilmaz S, Sindel T, Arslan G, Ozkaynak C, Karaali K, Kabaalioglu A, Luleci E. Renal colic: comparison of spiral CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi. *Eur Radiol* 1998; 8:212-217.
31. Roy C. [Imaging of urinary lithiasis: "all in one"]. *Ann Urol (Paris)* 2006; 40:69-92.
32. Catalano O, Nunziata A, Altei F, Siani A. Suspected ureteral colic: primary helical CT versus selective helical CT after unenhanced radiography and sonography. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178:379-387.
33. Narepalem N, Sundaram CP, Boridy IC, Yan Y, Heiken JP, Clayman RV. Comparison of helical computerized tomography and plain radiography for estimating urinary stone size. *J Urol* 2002; 167:1235-1238.
34. Olcott EW, Sommer FG, Napel S. Accuracy of detection and measurement of renal calculi: in vitro comparison of three-dimensional spiral CT, radiography, and nephrotomography. *Radiology* 1997; 204:19-25.
35. Hubert J, Blum A, Cormier L, Claudon M, Regent D, Mangin P. Three-dimensional CT-scan reconstruction of renal calculi. A new tool for mapping-out staghorn calculi and follow-up of radiolucent stones. *Eur Urol* 1997; 31:297-301.
36. Abramson S, Walders N, Applegate KE, Gilkeson RC, Robbin MR. Impact in the emergency department of unenhanced CT on diagnostic confidence and therapeutic efficacy in patients with suspected renal colic: a prospective survey. 2000 ARRS President's Award. American Roentgen Ray Society. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175:1689-1695.
37. Amilineni V, Lackner DF, Morse WS, Srinivas N. Contrast-enhanced CT for acute flank pain caused by acute renal artery occlusion. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 174:105-106.
38. Heidenreich A, Desgrandschamps F, Terrier F. Modern approach of diagnosis and management of acute flank pain: review of all imaging modalities. *Eur Urol* 2002; 41:351-362.
39. Talner L, Vaughan M. Nonobstructive renal causes of flank pain: findings on noncontrast helical CT (CT KUB). *Abdom Imaging* 2003; 28:210-216.
40. Hussain S, O'Malley M, Jara H, Sadeghi-Nejad H, Yucel EK. MR urography. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1997; 5:95-106.
41. Sudah M, Vanninen RL, Partanen K, Kainulainen S, Malinen A, Heino A, Ala-Opas M. Patients with acute flank pain: comparison of MR urography with unenhanced helical CT. *Radiology* 2002; 223:98-105.
42. Sudah M, Vanninen R, Partanen K, Heino A, Vainio P, Ala-Opas M. MR urography in evaluation of acute flank pain: T2-weighted sequences and gadolinium-enhanced three-dimensional FLASH compared with urography. Fast low-angle shot. *AJR Am J Roentgenol* 2001; 176:105-112.
43. Nolte-Ernsting CC, Bucker A, Adam GB, Neuerburg JM, Jung P, Hunter DW, Jakse G, Gunther RW. Gadolinium-enhanced excretory MR urography after low-dose diuretic injection: comparison with conventional excretory urography. *Radiology* 1998; 209:147-157.
44. Mas J, Daudon M. Analyse des calculs urinaires: comparaison des résultats obtenus par méthode chimique et par spectrophotométrie infrarouge. *Feuillets de Biologie* 1992; 33:27-30.
45. Daudon M, Valognes A, Hennequin C, Jungers P. Importance de l'analyse morpho-constitutionnelle des calculs et des cristaux urinaires pour le diagnostic étiologique et le suivi thérapeutique de la maladie lithiasique. *Spectra Biol* 1992; 92:33-51.
46. Brien G, Schubert G, Bick C. 10,000 analyses of urinary calculi using X-ray diffraction and polarizing microscopy. *Eur Urol* 1982; 8:251-256.
47. Xie C, Nguyen N, Zhu Y, Li YQ. Detection of the recombinant proteins in single transgenic microbial cell using laser tweezers and Raman spectroscopy. *Anal Chem* 2007; 79:9269-9275.
48. Reveillaud R, Daudon M, Protat M, Rymer M. Calculs pyéliqués d'acides glafénique chez deux patientes traitées de façon prolongée par des analgésiques. *Néphrologie* 1980; 1.
49. Christensen E, Brandt NJ, Laxdal T. Adenine phosphoribosyltransferase deficiency: a case diagnosed by GC-MS identification of 2,8-dihydroxyadenine in urinary crystals. *J Inher Metab Dis* 1987; 10:187-194.
50. Daudon M, Protat M, Reveillaud R. Triamtrène et lithiases rénales. *Néphrologie* 1982; 3.

51. Levinson AA, Nosal M, Davidman M, Prien EL, Sr., Prien EL, Jr., Stevenson RG. Trace elements in kidney stones from three areas in the United States. *Invest Urol* 1978; 15:270-274.
52. Herring LC. Observations on the analysis of ten thousand urinary calculi. *J Urol* 1962; 88:545-562.
53. Otnes B, Montgomery O. Method and reliability of crystallographic stone analysis. *Invest Urol* 1980; 17:314-319.
54. Daudon M, Protat M, Reveillaud R. Analyse des calculs par sepctrophotométrie infrarouge. Avantages et limites de la méthode. *Ann Biol Clin* 1978; 36:475-489.
55. Berthelot M, Cornu G, Daudon M, Helbert M, Laurence C. Computer-aided infrared analysis of urinary calculi. *Clin Chem* 1987; 33:2070-2073.
56. Berthelot M, Cornu G, Daudon M, Helbert M, Laurence C. Diffuse reflectance technique for infrared analysis of urinary calculi. *Clin Chem* 1987; 33:780-783.
57. Levine JA, Neitlich J, Verga M, Dalrymple N, Smith RC. Ureteral calculi in patients with flank pain: correlation of plain radiography with unenhanced helical CT. *Radiology* 1997; 204:27-31.
58. Sommer FG, Jeffrey RB, Jr., Rubin GD, Napel S, Rimmer SA, Benford J, Harter PM. Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT. *AJR Am J Roentgenol* 1995; 165:509-513.
59. Smith RC, Rosenfield AT, Choe KA, Essenmacher KR, Verga M, Glickman MG, Lange RC. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194:789-794.
60. Fielding JR, Steele G, Fox LA, Heller H, Loughlin KR. Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain: a replacement for excretory urography. *J Urol* 1997; 157:2071-2073.
61. Dalla Palma L, Pozzi-Mucelli R, Stacul F. Present-day imaging of patients with renal colic. *Eur Radiol* 2001; 11:4-17.
62. Katz DS, Lane MJ, Sommer FG. Non-contrast spiral CT for patients with suspected renal colic. *Eur Radiol* 1997; 7:680-685.
63. Preminger GM, Vieweg J, Leder RA, Nelson RC. Urolithiasis: detection and management with unenhanced spiral CT--a urologic perspective. *Radiology* 1998; 207:308-309.
64. Mitcheson HD, Zamenhof RG, Bankoff MS, Prien EL. Determination of the chemical composition of urinary calculi by computerized tomography. *J Urol* 1983; 130:814-819.
65. Hillman BJ, Drach GW, Tracey P, Gaines JA. Computed tomographic analysis of renal calculi. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 142:549-552.
66. Newhouse JH, Prien EL, Amis ES, Jr., Dretler SP, Pfister RC. Computed tomographic analysis of urinary calculi. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 142:545-548.
67. Mostafavi MR, Ernst RD, Saltzman B. Accurate determination of chemical composition of urinary calculi by spiral computerized tomography. *J Urol* 1998; 159:673-675.
68. Saw KC, McAteer JA, Monga AG, Chua GT, Lingeman JE, Williams JC, Jr. Helical CT of urinary calculi: effect of stone composition, stone size, and scan collimation. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175:329-332.
69. Bellin MF, Renard-Penna R, Conort P, Bissery A, Meric JB, Daudon M, Mallet A, Richard F, Grenier P. Helical CT evaluation of the chemical composition of urinary tract calculi with a discriminant analysis of CT-attenuation values and density. *Eur Radiol* 2004; 14:2134-2140.
70. Motley G, Dalrymple N, Keesling C, Fischer J, Harmon W. Hounsfield unit density in the determination of urinary stone composition. *Urology* 2001; 58:170-173.
71. Nakada SY, Hoff DG, Attai S, Heisey D, Blankenbaker D, Pozniak M. Determination of stone composition by noncontrast spiral computed tomography in the clinical setting. *Urology* 2000; 55:816-819.
72. Pareek G, Armenakas NA, Fracchia JA. Hounsfield units on computerized tomography predict stone-free rates after extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Urol* 2003; 169:1679-1681.
73. Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profil in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943-1954.
74. McKetty MH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray attenuation. *Radiographics* 1998; 18:151-163; quiz 149.
75. Bushberg JT. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents. X-ray interactions. *Radiographics* 1998; 18:457-468.
76. Zarse CA, McAteer JA, Tann M, Sommer AJ, Kim SC, Paterson RF, Hatt EK, Lingeman JE, Evan AP, Williams JC, Jr. Helical computed tomography accurately reports urinary stone composition using attenuation

- values: in vitro verification using high-resolution micro-computed tomography calibrated to fourier transform infrared microspectroscopy. *Urology* 2004; 63:828-833.
77. Daudon M, Lacour B, Jungers P. Influence of body size on urinary stone composition in men and women. *Urol Res* 2006; 34:193-199.
  78. Daudon M, Donsimoni R, Hennequin C, Fellahi S, Le Moel G, Paris M, Troupel S, Lacour B. Sex- and age-related composition of 10 617 calculi analyzed by infrared spectroscopy. *Urol Res* 1995; 23:319-326.
  79. Deveci S, Coskun M, Tekin MI, Peskircioglu L, Tarhan NC, Ozkardes H. Spiral computed tomography: role in determination of chemical compositions of pure and mixed urinary stones--an in vitro study. *Urology* 2004; 64:237-240.
  80. Bachmann R, Heimbach D, Kersjes W, Jacobs D, Schild H, Hesse A. A new type of artificial urinary calculi: in vitro study by spiral CT. *Invest Radiol* 2000; 35:672-675.
  81. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, Hamberg LM, Blake MA, Shepard JA, Saini S. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230:619-628.
  82. Spielmann AL, Heneghan JP, Lee LJ, Yoshizumi T, Nelson RC. Decreasing the radiation dose for renal stone CT: a feasibility study of single- and multidetector CT. *AJR Am J Roentgenol* 2002; 178:1058-1062.
  83. Liu W, Esler SJ, Kenny BJ, Goh RH, Rainbow AJ, Stevenson GW. Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. *Radiology* 2000; 215:51-54.
  84. Prasad M, Meza A, Hyun JK, Brown MS, Abtin F, Goldin J.G., McNitt-Gray MF. Dependence of CT attenuation values on scanner type using in vivo measurements. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2008; 6913:1152-1160.
  85. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol*. 1982; 139:443-447.
  86. Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 2000; 24:53-58.
  87. Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol* 2004; 14:341-349.
  88. Scheck RJ, Copenrath EM, Kellner MW, Lehmann KJ, Rock C, Rieger J, Rothmeier L, Schweden F, Bauml AA, Hahn K. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998; 71:734-744.
  89. Ketelslegers E, Van Beers BE. Urinary calculi: improved detection and characterization with thin-slice multidetector CT. *Eur Radiol* 2006; 16:161-165.
  90. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992; 185:29-35.
  91. Fischer RW, Botnar RM, Nehrke K, Boesiger P, Manning WJ, Peters DC. Analysis of residual coronary artery motion for breath hold and navigator approaches using real-time coronary MRI. *Magn Reson Med* 2006; 55:612-618.
  92. Holland AE, Goldfarb JW, Edelman RR. Diaphragmatic and cardiac motion during suspended breathing: preliminary experience and implications for breath-hold MR imaging. *Radiology* 1998; 209:483-489.
  93. Hsieh J. *Computed Tomography: Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*: SPIE Press, 2003.
  94. McCollough CH, Bruesewitz MR, Daly TR, Zink FE. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics* 2000; 20:1675-1681.
  95. Alfidi RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR. The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol* 1976; 127:11-15.
  96. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992; 185:37-42.
  97. Lujan AE, Ten Haken RK, Larsen EW, Balter JM. Quantization of setup uncertainties in 3-D dose calculations. *Med Phys* 1999; 26:2397-2402.
  98. Moerland MA, van den Bergh AC, Bhagwandien R, Janssen WM, Bakker CJ, Lagendijk JJ, Battermann JJ. The influence of respiration induced motion of the kidneys on the accuracy of radiotherapy treatment planning, a magnetic resonance imaging study. *Radiother Oncol* 1994; 30:150-154.

99. Pasquier C, Odille F, Abächerli R, Vuissoz PA, Felblinger J. Modeling of organ's motion using external sensors. In: Proc of ISMRM. Seattle, USA, 2006; 3201.
100. Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D, Ghaye B, Cotte L, Mastora I, Delannoy V, Remy J. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. Eur Radiol 2002; 12:1971-1978.
101. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics 2004; 24:1679-1691.

## **Chapitre X: Conclusion & Perspectives**



## X. Conclusion & Perspectives

### X.1. Conclusion

L'objectif de cette thèse était d'étudier l'influence du mouvement des organes et des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image en scanographie.

La scanographie étant une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X, il est impossible d'étudier l'influence du mouvement des organes sur la qualité de l'image en plaçant des patients dans la machine puisque l'exposition non justifiée du patient au rayonnement est interdite. Des fantômes doivent donc être utilisés pour quantifier la qualité des images.

De nombreux fantômes permettant de quantifier la qualité de l'image existent dans le commerce, mais aucun n'est mobile. Nous avons donc dû concevoir et fabriquer une plate-forme de mouvement répondant à un cahier des charges bien précis que nous avons préalablement établi. Cette plate-forme nous a permis de simuler, dans le cadre de cette thèse, un mouvement respiratoire et, dans le cadre d'autres études, un mouvement cardiaque. Dans un premier temps, cette plate-forme ne permettait qu'un mouvement de translation en z. Un deuxième degré de liberté est venu s'ajouter ensuite. La plate-forme permettait alors de réaliser de manière synchronisée un mouvement de translation en z et une rotation d'axe z. La mise en mouvement de fantôme existant ou de fantôme originaux réalisés par nos soins a permis d'étudier l'influence du mouvement sur la qualité de l'image. Cette plate-forme nous a permis de montrer que l'influence du mouvement dépendait de la taille, de la forme et du contraste de l'objet étudié. Le mouvement peut engendrer une déformation de l'objet, un redimensionnement dû à un sous échantillonnage et une modification de sa valeur d'atténuation moyenne due à l'effet de volume partiel et au moyennage volumique partiel.

Le mouvement conduit donc à une perte d'information sur la localisation, sur la densité, sur le volume et sur la forme des objets qui ont bougé durant l'acquisition. Cette perte d'information est d'autant plus importante que l'amplitude et/ou la vitesse du mouvement sont élevées.

Au cours de cette thèse, plusieurs scanners ont été mis à notre disposition : un scanner 4 barrettes Volume Zoom Siemens (Siemens Medical Solutions, Erlangen, Deutschland), un scanner Somatom Sensation 16 barrettes (Siemens, Erlangen, Deutschland) et un scanner 64 barrettes Toshiba Aquilion 64 CFX (Toshiba Medical, Tokyo, Japon). L'utilisation de ces scanners de générations et de technologies différentes nous a permis d'étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image avec ou sans mouvement. Cette étude a permis de montrer que le choix de paramètres d'acquisition pertinents était primordial pour obtenir une image optimale. L'influence du mouvement sur la qualité de l'image n'est également pas la même en fonction des paramètres d'acquisition choisis. La détermination du protocole d'acquisition peut en amont, permettre une limitation des artefacts de mouvement.

L'étude de l'influence du mouvement et celle des paramètres d'acquisition a ensuite été appliquée à la technique de détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT. Cette technique, basée sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux, permet théoriquement de caractériser la nature chimique du calcul afin de choisir rapidement le meilleur moyen de traitement possible (LEC, chirurgie...).

En pratique, aucune étude disponible dans la littérature n'a mis en place une technique rigoureuse tenant compte de l'absorption globale autour des calculs. De plus, aucune d'entre elles n'a réussi à caractériser chaque type de calcul utilisé avec une précision suffisante. La signification statistique de leurs résultats et leurs méthodes d'analyse sont également plus que discutables.

A l'aide de la plus grande série de calculs jamais publiée et d'un fantôme développé au sein du laboratoire et respectant au mieux les conditions d'absorption et d'atténuation du rein, nous avons réussi à mettre en place un protocole permettant de déterminer, avec une précision de 95%, la nature chimique du composant majoritaire d'un calcul. Cette technique dite de « double énergie » permet d'identifier chaque type de calcul en se basant sur les valeurs d'atténuation aux RX d'un calcul obtenues à 80 et à 120 kV.

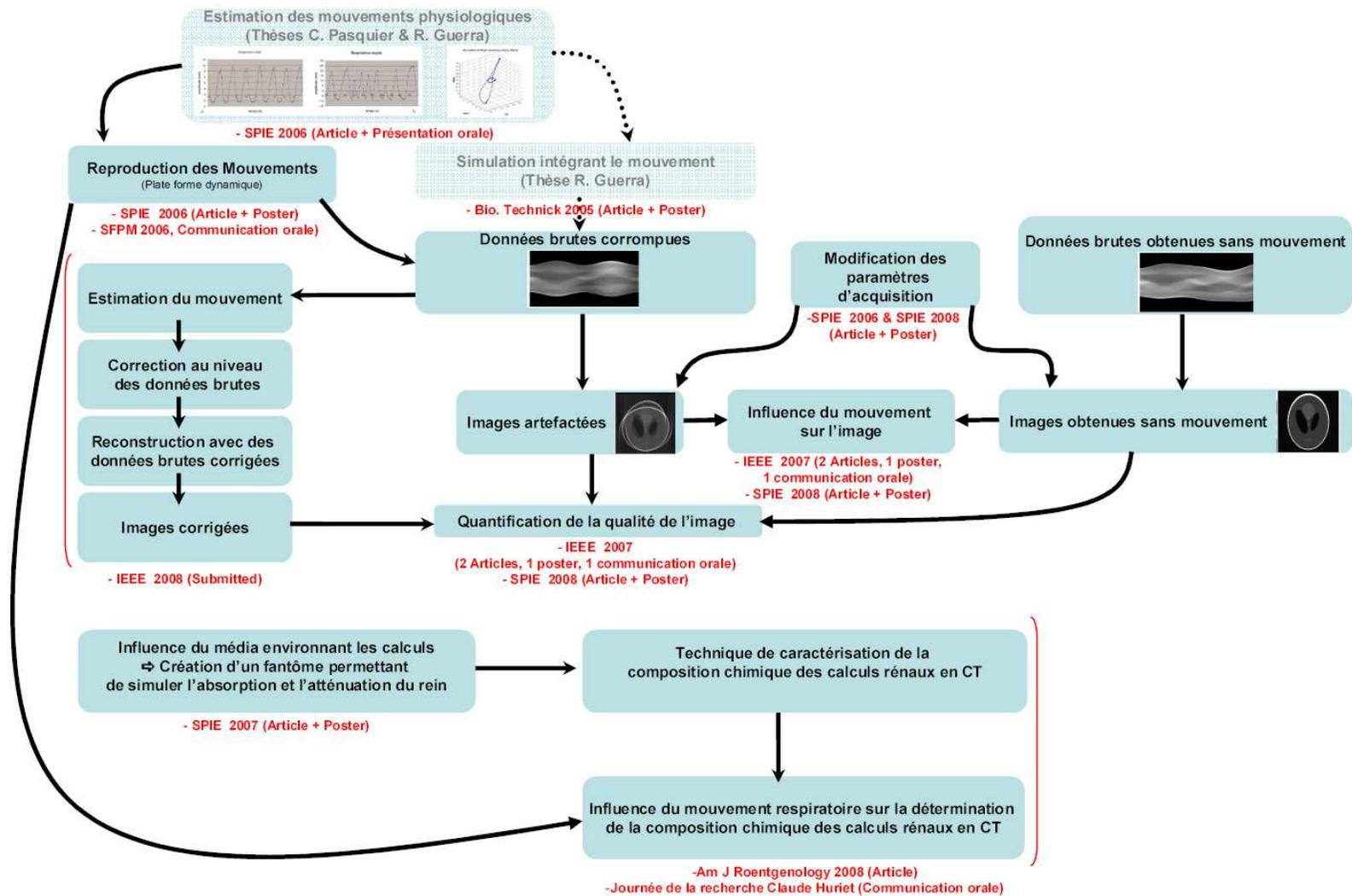
Cette technique, permettant d'identifier un calcul pur (ou considéré comme pur) en caractérisant la nature chimique de son composant majoritaire, a été validée en utilisant la plus grande série de calcul jamais publiée, ce qui nous permet d'avoir une excellente signification statistique. De plus, le fantôme conçu par nos soins et celui qui simule le mieux les conditions physiologiques réelles.

Cette technique de « double énergie » n'est malheureusement plus utilisable quand le fantôme est mis en mouvement. En effet le mouvement génère des artefacts qui engendrent une modification des valeurs d'atténuation des calculs. L'échelle de valeurs, obtenues sans mouvement, permettant d'identifier un calcul n'est alors plus valable.

Outre le problème du mouvement éventuel, d'autres paramètres interviennent quant à la limitation de cette étude, notamment la dépendance des valeurs d'atténuation au modèle et à la marque de scanner utilisés et le fait que nous n'avons utilisé que des calculs purs (ce qui n'est le cas en France que dans 5 à 10 % des cas cliniques).

Notre technique de caractérisation des calculs purs est donc efficace si et seulement si aucun mouvement n'a lieu durant l'acquisition. Or, il est impossible d'être sûr qu'aucun mouvement n'a été effectué de manière volontaire ou non par le patient. Pour s'affranchir du mouvement respiratoire du patient, nous avons mis au point une méthode de correction des artefacts du mouvement. Cette méthode est appliquée directement dans l'espace de Radon. A l'aide d'un modèle respiratoire simple et de données parallèles simulées, nous avons réussi à corriger un sinogramme corrompu par le mouvement afin de reconstruire des images non artefactées. Cette pré-étude montre néanmoins des résultats encourageants qui devront être validés à partir de modèles plus complexes que ceux utilisés (modèles respiratoire plus complexes, données *fan beam* et *cone beam*...)

Si l'on revient sur le synopsis du déroulement de la thèse présenté dans l'introduction et mis à jour à la page suivante, on s'aperçoit que chaque axe d'étude a donné lieu à au moins une publication, une présentation orale et / ou un poster.



Synopsis du déroulement de la thèse et publications correspondantes.

## X.2. Perspectives

Tous les travaux menés au cours de cette thèse peuvent en amener d'autres. Notre plate-forme dynamique de mouvement a été conçue pour être évolutive. D'autres degrés de liberté pourront donc être ajoutés dans un souci de simuler des mouvements toujours plus proches de la réalité physiologique. Pour le moment, cette plate-forme n'a été utilisée que pour des applications en scanographie. Elle pourra également être utilisée en TEP ou en radiothérapie où le mouvement des organes est également une problématique importante. L'apparition, en clinique, de scanners de nouvelle génération tels que le dual source de Siemens et le 320 barrettes de Toshiba, qui sont censés diminuer fortement l'influence du mouvement sur la qualité de l'image, mérite qu'on s'y attarde. Des études relatives à l'influence du mouvement sur ces scanners seraient intéressantes afin de savoir dans quelles proportions ils limitent l'influence du mouvement. Notre plate-forme peut également permettre aux constructeurs de tester leurs algorithmes de reconstruction afin de valider leur fiabilité vis-à-vis du mouvement volontaire ou involontaire du patient.

Les travaux entrepris pour tenter de déterminer la composition chimique des calculs rénaux en scanographie sont, comme nous l'avons vu, limités par l'utilisation de calculs purs et par le fantôme utilisé. Le meilleur protocole possible serait d'étudier les calculs directement sur les images obtenues avec des patients lithiasiques. En admettant que l'apnée ait été parfaite durant l'acquisition, la technique de double énergie pourrait être appliquée. Le calcul serait ensuite extrait puis analysé. La concordance exacte entre la valeur d'atténuation aux RX et la composition chimique du calcul pourrait alors être établie. Ce protocole passerait bien entendu par la rédaction d'un protocole hospitalier de recherche clinique (PHRC) avec validation par le comité consultatif de protection des personnes dans la recherche biomédicale (CCPPRB).

Il serait également intéressant d'élaborer *in vitro* une relation entre la friabilité (ou la solubilité) d'un calcul en fonction de son nombre CT sans se soucier de la composition chimique. Cette relation permettrait d'orienter le traitement (LEC, traitement médicamenteux, chirurgie...).

L'étude de la dépendance des valeurs d'atténuation des calculs rénaux aux RX en fonction de la marque et du modèle de scanner utilisé pourrait également être menée afin de connaître l'ampleur de ce biais sur les nombres CT des calculs.

Notre technique de correction des artefacts de mouvement directement dans le sinogramme est une étude préliminaire. Elle est basée sur des données simulées parallèles. Une extension de la méthode peut être faite avec des données simulées *fan beam* et *cone beam*. Une fois cette méthode validée sur des données de ce type, elle pourrait être appliquée à des données réelles émanant de scanners de constructeurs différents. Le modèle respiratoire utilisé ici est également un modèle respiratoire simple. Cette méthode doit être améliorée pour pouvoir corriger des artefacts engendrés par des mouvements plus complexes.

## **Bibliographie Personnelle**



## **Bibliographie personnelle**

### **Revues internationales avec comité de lecture**

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion*. AJR Am J Roentgenol. 2008 Mar;190(3):720-8.

### **Congrès internationaux avec actes**

**Grosjean R.**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J. *Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008.

(+Poster)

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner*. Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:4429-32.

(+Poster)

**Grosjean R.**, Guerra RM., Sauer B., Blum A., Hubert J., Felblinger J. *Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner*. Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:2924-7.

(+Présentation orale)

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Kermarrec I., Ponvianne Y., Winninger D., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: Influence of the surrounding media*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2007; 6511 II, 65112O:720-729.

(+Poster)

**Grosjean R.**, Guerra RM., Lorentz C., Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J. *Dynamic platform for moving organ imaging*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II, 61423C:1137-1147.

(+Poster)

Guerra RM., Codreanu A., Ponvianne Y, **Grosjean R.**, Felblinger J. *Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue imaging (DTI) data*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 I, 61420K.182-189

(+Communication orale)

Guerra RM., Odille F., **Grosjean R.**, Vuissoz P.A. and Felblinger J. *Designs and validation of motion integrated CT simulator*. Bio. Technick 50 supp 2 Proc. ICMP pp: 1450-1451, 2005.

(+Poster)

### **Articles en préparation:**

Grosjean R., Felblinger J., M. Daudon, A. Blum, J. Hubert  
*Chemical determination of renal stones in CT; CT attenuation values variations due to CT scanner models.*

Lohezic M., Roca P., **Grosjean R.**, Chevaillier B., Pietquin O., Felblinger J., Collette J.L..  
*Motion Artifact correction in sinogram space.*

### **Communications orales**

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. Détermination de la composition chimique de calculs rénaux humains en scanographie multicoupe ; Avantage de la double énergie et limitations dues aux mouvements respiratoires.

III<sup>ème</sup> journée Claude Huriet de la recherche Clinique du CHU de Nancy. 23 Novembre 2007  
(Prix de la meilleure présentation orale, recherche expérimentale)

**Grosjean R.**, Sauer B., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Détermination de la composition chimique de calculs rénaux en scanographie: influence du milieu environnant.*  
101<sup>ème</sup> congrès français d'urologie, Paris, France. 14-17 Novembre 2007

**Grosjean R.**, Guerra RM., Odille F., Sauer B., Pasquier C., Felblinger J. *Dynamic Platform for the evaluation of the blurring involved by the respiration in Computed Tomography (CT).*  
Journées de la Société Française de Physique Médicale (SFPM), Lyon, France. 7-9 Juin 2006

### **Présentations affichées**

**Grosjean R.**, Guerra RM., Lorentz C., Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J.  
*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Interreg IIIc eBird - Recherche sans frontières - In-vivo Imaging. 5-6 Juillet 2006; Liège, Belgique

Guerra RM., Odille F., **Grosjean R.**, Vuissoz P.A. and Felblinger J.

*Designs and validation of motion integrated CT simulator.*

Interreg IIIc eBird - Recherche sans frontières - In-vivo Imaging. 5-6 Juillet 2006; Liège, Belgique

Guerra RM., Codreanu A., Ponvianne Y., **Grosjean R.**, Felblinger J.

*Optimized time window for cardiac ct reconstruction based on doppler tissue imaging (dti) data*

Interreg IIIc eBird - Recherche sans frontières - In-vivo Imaging. 5-6 Juillet 2006; Liège, Belgique

Guerra RM., Odille F., **Grosjean R.**, Vuissoz P.A. and Felblinger J.

*Designs and validation of motion integrated CT simulator.*

14<sup>th</sup> International conference of Medical Physics of the International organization for medical physics. 14-17 Septembre 2005, Nuremberg, Allemagne

## **Annexes**



## Annexes

### Annexe 1:

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion*. AJR Am J Roentgenol. 2008 Mar;190(3):720-8.

### Annexe 2:

**Grosjean R.**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J. *Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008

### Annexe 3:

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner*. Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:4429-32.

### Annexe 4:

**Grosjean R.**, Guerra RM., Sauer B., Blum A., Hubert J., Felblinger J. *Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner*. Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:2924-7.

### Annexe 5:

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Kermarrec I., Ponvianne Y., Winninger D., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J. *Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: Influence of the surrounding media*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2007; 6511 II, 651120:720-729.

### Annexe 6:

**Grosjean R.**, Guerra RM, Lorentz C, Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M., Felblinger J. *Dynamic platform for moving organ imaging*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II, 61423C:1137-1147.

### Annexe 7:

Guerra RM., Codreanu A., Ponvianne Y., **Grosjean R.**, Felblinger J. *Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue imaging (DTI) data*. Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 I, 61420K.182-189

### Annexe 8:

Guerra RM., Odille F., **Grosjean R.**, Vuissoz P.A. and Felblinger J. *Designs and validation of motion integrated CT simulator*. Bio. Technick 50 supp 2 Proc. ICMP pp: 1450-1451, 2005

### Annexe 9:

Lohezic M., Roca P., **Grosjean R.**, Chevaillier B., Pietquin O., Felblinger J., Collette J.L. *Motion Artifact correction in sinogram space*.



## **Annexe 1**

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM., Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.  
*Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy  
and Limitations due to Respiration Motion.*  
AJR Am J Roentgenol. 2008 Mar;190(3):720-8.



# Characterization of Human Renal Stones with MDCT: Advantage of Dual Energy and Limitations Due to Respiratory Motion

Romain Grosjean<sup>1</sup>  
 Benoît Sauer<sup>1,2</sup>  
 Rui Matias Guerra<sup>1,3</sup>  
 Michel Daudon<sup>4</sup>  
 Alain Blum<sup>2</sup>  
 Jacques Felblinger<sup>1</sup>  
 Jacques Hubert<sup>1,5</sup>

**Keywords:** chemical composition, CT attenuation value, nephrolithiasis, renal stones, respiration motion

DOI:10.2214/AJR.07.2466

Received August 25, 2007; accepted after revision October 3, 2007.

<sup>1</sup>Interventional and Diagnostic Adaptive Imaging, INSERM ERI 13, Nancy University, Centre Hospitalier Universitaire Nancy (TD4), Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy CEDEX, France. Address correspondence to R. Grosjean (r.grosjean@chu-nancy.fr).

<sup>2</sup>Department of Radiology, Service d'Imagerie Guilloz, Centre Hospitalier Universitaire, Nancy, France.

<sup>3</sup>Siemens Medical Solutions, Saint Denis, France.

<sup>4</sup>Cristal Laboratory, Necker Hospital, Paris, France.

<sup>5</sup>Department of Urology, Centre Hospitalier Universitaire, Nancy, France.

AJR 2008; 190:720–728

0361–803X/08/1903–720

© American Roentgen Ray Society

**OBJECTIVE.** Our aim was to determine, using CT attenuation values, the chemical composition of 241 human renal stones placed in a jelly phantom and to analyze the influence of respiratory motion on the classification.

**MATERIALS AND METHODS.** The stones were placed in a jelly simulating the X-ray attenuation of the kidneys. A dynamic platform was used to apply to the phantom free-breathing motion (sinusoidal motion in z-axis) and motion due to lack of maintenance of a breath-hold ( $5 \text{ mm} \cdot \text{s}^{-1}$  in z-axis). Determination of the chemical composition was performed with mean CT attenuation values obtained at 80 and 120 kV and with dual-energy CT attenuation values.

**RESULTS.** Two hundred forty-one human urinary stones were classified into six groups: uric acid, cystine, struvite, weddellite (calcium oxalate dihydrate), whewellite (calcium oxalate monohydrate), and brushite. With no motion, the use of dual energy enabled differentiation of all of the types of stones with statistically significant differences. Uric acid ( $-20 \pm 22 \text{ H}$ ), cystine ( $106 \pm 19 \text{ H}$ ), struvite ( $271 \pm 16 \text{ H}$ ), weddellite ( $323 \pm 5 \text{ H}$ ), brushite ( $415 \pm 30 \text{ H}$ ), and whewellite ( $510 \pm 17 \text{ H}$ ) were identified as distinct groups. Motion-induced mean CT attenuation values were significantly different from those obtained with no motion. With motion, dual-energy CT attenuation values did not allow differentiation of all stone types.

**CONCLUSION.** Dual-energy CT attenuation values can be used to predict the chemical composition of stones in vitro. However, when slight motion is applied to renal stones during image acquisition, the values become significantly different from those obtained with no motion. Consequently, confusion arises in differentiating stone types. A perfect breath-hold has to be performed for in vivo use of attenuation value to discern stone type.

Since the early 1990s, the use of unenhanced CT has gained widespread acceptance in the evaluation of nephrolithiasis. Because studies have shown that helical CT can depict urinary stones more precisely than do radiography [1], sonography [2], nephrotomography [3], and excretory urography [4], MDCT has become the technique most used for rapid and accurate determination of the presence of stones in evaluations for urinary lithiasis treatment [5–10].

Precise determination of the symptoms, localization, size, and chemical composition of stones is key to diagnosis and choice of therapy [11]. Extracorporeal shock wave lithotripsy is the most commonly used technique in the management of urinary stones, but the success of this treatment depends on the chemical composition of the stone and its corresponding fragility [12–15]. For example, brushite, cystine, and calcium oxalate

monohydrate stones are more resistant to extracorporeal lithotripsy [16] than are the other types of stones we describe. Failure of extracorporeal shock wave lithotripsy increases medical costs, necessitates alternative treatment, and results in undesirable exposure of the renal parenchyma to shock waves. For these reasons, pretreatment determination of the composition of stones is essential. Since the early 1980s, studies have been conducted to determine stone composition on the basis of X-ray attenuation of stones in vitro [17–22] and in vivo [23–25].

Organs in the upper part of the abdomen, including the liver, kidneys, and spleen, move considerably as a result of respiration [26]. McCollough et al. [27], Alfi di et al. [28], and Ritchie et al. [29] have proved that physiologic motion decreases the quality of CT images. To our knowledge, no studies have been conducted to evaluate the influence of residual respiratory motion on the

## MDCT of Renal Stones

CT attenuation values of stones. The aim of our study was to determine with CT attenuation values the chemical composition of human renal stones in a jelly phantom and to analyze the influence of respiratory motion on stone classification.

### Materials and Methods

#### Urinary Stones

Data on 241 urinary stones from humans were obtained from the database of a stone analysis laboratory. The stones had been collected through surgical and endoscopic intervention. The biochemical composition had been determined with stereomicroscopy and infrared spectrophotometry, which generated the percentages of the predominant components. The percentages of pure and mixed stones were not equal. On average, two thirds of calculi were polycrystalline. The stones were classified according to the main component, and only stones containing at least 85% of one component were used for our study. According to the predominant component, the stones were divided into six groups: uric acid, cystine, magnesium ammonium phosphate hexahydrate (struvite), calcium oxalate dihydrate (weddellite), calcium oxalate monohydrate (whewellite), and calcium hydrogen phosphate dihydrate (brushite) (Table 1). All of these stones had low content of a secondary component. The diameter of the stones varied from 7 to 25 mm (mean size, 12 mm).

#### Phantom and Dynamic Platform

The stones were placed in a jelly made of water, iodine, and animal proteins (Fig. 1). The iodine and protein concentrations were empirically chosen to ensure the jelly had an X-ray attenuation similar to that of human kidney (30 H at 120 kV). To 1 L of water, we added 21.6 g of animal protein and 0.01 mg of iodine. Each layer of jelly, containing all the stones of one type, was successively settled in a plastic container (280 × 210 × 110 mm). The jelly phantom was homogeneous (30 ± 3 H). Stones were embedded in a layer 3 cm thick. The jelly phantom had six layers, for a total thickness of 18 cm. The plastic container was placed in a water tank. This water tank containing the six layers of jelly and the 241 stones was placed on a dynamic platform designed to accurately simulate respiratory motion in the z-axis [30].

#### Applied Motion

Two motions were used: a simulation of free-breathing motion and a simulation of motion due to lack of maintenance of a breath-hold. For free breathing, a sinusoidal motion, described by Lujan et al. [31], was applied with an amplitude of 35 mm

**TABLE 1: Repartition of Calculi Used for In Vitro Study**

| Stone Type  | <i>n</i> |
|---|----------|
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12       |
| Cystine   | 64       |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 29       |
| Uric acid   | 38       |
| Whewellite (calcium oxalate monohydrate)            | 63       |
| Weddellite (calcium oxalate dihydrate)              | 35       |
| Total   | 241      |

and a period of 5 seconds, as proposed by Moerland et al. [32] and proved by Pasquier et al. [33]. To achieve independence from the phase of free-breathing motion, we performed three acquisitions with free-breathing motion and averaged the data obtained. For breath-hold motion due to lack of maintenance of a breath-hold, the phantom was translated in the longitudinal axis (z-axis) with a speed of 5 mm/s. To simulate a perfect breath-hold, the platform was kept at rest.

#### CT Parameters

MDCT (Somatom Sensation 16, Siemens Medical Solutions) was performed at 80 and 120 kV, 200 mAs, 0.5-second gantry rotation time, 0.75-mm collimation, and 0.7-mm index of reconstruction. These parameters were those used in a typical abdominal examination protocol.

#### Image Analysis

For measurement of CT attenuation values at image analysis, we devised an interface based on Matlab (Mathworks). Stones were segmented from multiplanar reformation by use of standard

morphologic image-processing operations (global threshold of 155 H, opening to remove pixel inferior in relation to three pixels and closing to gather the contiguous zones separated by the thresholding). For each acquisition and for each stone, the largest region of interest (ROI) was set closest to the largest area of the stone (Fig. 2). The size and the position of the ROIs had been validated twice by an experienced radiologist using a conventional soft-tissue window. A conventional soft-tissue window (width, 350 H; level, 40 H) was used to record the mean ± CT attenuation values within the ROI.

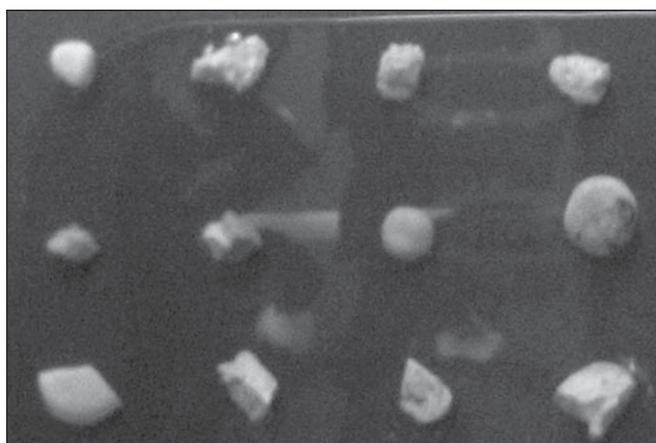
#### Data and Statistical Analysis

Determination of chemical composition was performed with mean CT attenuation value at 80 kV, mean CT attenuation value at 120 kV, and dual-energy CT attenuation value. Dual-energy CT attenuation value was assessed by subtracting the mean CT attenuation value obtained at 120 kV from the mean CT attenuation value obtained at 80 kV. The 95% CI (lowest to highest) was computed. The 95% CI obtained with no motion was considered the reference for the rest of the study. To compare mean CT attenuation values for the different types of motion (perfect breath-hold vs nonmaintained breath-hold, perfect breath-hold vs free breathing, nonmaintained breath-hold vs free breathing), a paired Student's *t* test for two sets of unpaired data with unequal variance assumed was used. The same test was performed to compare the dual-energy CT attenuation values of the different types of stones.

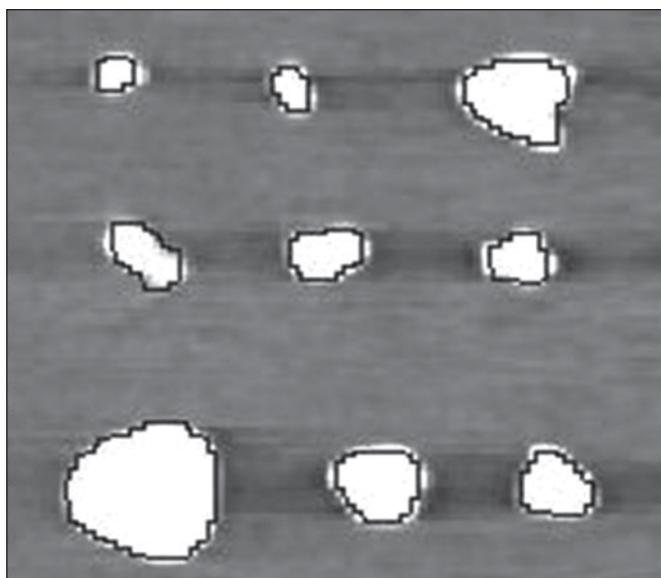
## Results

#### Static Acquisitions (Perfect Breath-Hold)

At 80 kV, according to the mean CT attenuation values from most to least dense, the stone types were as follows: brushite, weddellite, whewellite, struvite, cystine, and



**Fig. 1**—Photograph shows stones that were placed in jelly phantom.



**Fig. 2**—Diagram shows regions of interest placed within largest area of stones (120 kV; 200 mAs; soft-tissue window width, 350 H; soft-tissue window length, 40 H).

(Fig. 4). Uric acid ( $-20 \pm 22$  H), cystine ( $106 \pm 19$  H), struvite ( $271 \pm 16$  H), weddellite ( $323 \pm 5$  H), brushite ( $415 \pm 30$  H), and whewellite ( $510 \pm 17$  H) were identified as distinct groups.

#### *Difference Between Nonmaintained Breath-Hold and Perfect Breath-Hold*

When motion due to lack of maintenance of a breath-hold was applied to the phantom, the CT attenuation values were significantly different (with 95% CI) from the CT attenuation values obtained with no motion, except for uric acid at 80 kV (Fig. 5A) and brushite at 120 kV (Fig. 5B). In addition, the CT attenuation values were lower than in the static case except for struvite at 120 kV and whewellite at 120 kV. Nevertheless, the classification did not change, and for nonmaintained breath-hold, the classification of stones was similar to the classification obtained with no motion. With nonmaintained breath-hold motion, the overlap was not the same as for the other situations. For example, at 120 kV with no motion, the CI computed for cystine stones (602–648 H) had no overlap with that for the other types of stones. However, when nonmaintained breath-hold motion was applied, the CI of cystine stones (448–526 H) had considerable overlap with that of struvite stones obtained with no motion (344–579 H) (Fig. 5B). Even the dual-energy CT attenuation values did not allow distinction of struvite from uric acid stones or of struvite from weddellite stones (Fig. 6). Only brushite and whewellite were differentiated from the other stones with the dual-energy CT attenuation values.

**TABLE 2: Mean and 95% Confidence Limits of CT Attenuation Values (H) at Rest of Six Types of Calculi**

| Stone Type  | n  | Attenuation at 80 kV |       |         | Attenuation at 120 kV |       |         |
|---|----|----------------------|-------|---------|-----------------------|-------|---------|
|   |    | Lowest               | Mean  | Highest | Lowest                | Mean  | Highest |
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12 | 1,451                | 1,631 | 1,810   | 1,066                 | 1,216 | 1,366   |
| Cystine   | 64 | 689                  | 731   | 773     | 602                   | 625   | 648     |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 29 | 578                  | 732   | 865     | 344                   | 461   | 578     |
| Uric acid   | 38 | 350                  | 417   | 484     | 392                   | 437   | 482     |
| Weddellite (calcium oxalate dihydrate)              | 35 | 1,235                | 1,341 | 1,547   | 816                   | 1,017 | 1,218   |
| Whewellite (calcium oxalate monohydrate)            | 63 | 1,190                | 1,307 | 1,424   | 703                   | 797   | 891     |

uric acid. At 120 kV, according to the mean CT attenuation values from most to least dense, the stone types were as follows: brushite, weddellite, whewellite, cystine, struvite, and uric acid. The global sort was identical except for the switch between cystine and struvite. The means and 95% confidence limits for the CT attenuation values obtained at 80 and 120 kV are reported in Table 2. When the classification of the various types of stones was arranged according to mean CT attenuation value and 95% CI, substantial overlap between types was found (Fig. 3).

At 80 kV, only uric acid stones were identified as a distinct group on the basis of CI. Struvite and cystine stones were not differentiated, but these two groups were differentiated from uric acid, calcium oxalate, and brushite stones. It was difficult to separate whewellite from weddellite and brushite

stones (Fig. 3A). At 120 kV, cystine stones were clearly identified, but with this energy, uric acid stones were not differentiated from struvite stones. For whewellite, weddellite, and brushite stones, overlap was present but less important than at 80 kV (Fig. 3B).

CT attenuation values were lower at 120 kV than at 80 kV (Table 2). On average, the CT attenuation values at 120 kV were equal to 75% ( $\pm 17$  kV) of the value at 80 kV. The differences between mean CT attenuation values were particularly high for whewellite stones (61%) and struvite stones (63%). Despite a larger spread of CT attenuation values at 80 kV, there was less overlap at 120 kV (Fig. 3). Only cystine stones at 120 kV and uric acid stones at 80 kV were identified with statistical significance. However, the dual-energy CT attenuation values obtained at 80 and at 120 kV allowed statistically significant differentiation of all types of stones

#### *Difference Between Free-Breathing Motion and Perfect Breath-Hold*

With sinusoidal motion applied to the phantom, the mean CT attenuation values were significantly different (with 95% CI) from the mean CT attenuation values obtained with no motion, except for struvite at 120 kV (Fig. 5B) and uric acid at 80 kV (Fig. 5A). CT attenuation values were always lower than without motion. The classification of stones was similar to that at rest. Overlap was not the same as that at rest. For example, at 80 kV with no motion, the CI for whewellite stones (1,190–1,424 H) had no overlap with that of struvite stones (599–865 H). When free-breathing motion was simulated, the CI for whewellite (763–1,100 H) had considerable overlap with that of struvite stones obtained with no motion (599–865 H) (Fig. 5A). With free-breathing motion, the dual-energy CT attenuation

TABLE 3: Comparison of Techniques and of Mean Absolute Attenuation Values In Vitro and In Vivo Studies

| Parameter                                 | Mitcheson et al. [17], 1983 | Hillman et al. [18], 1983 | Newhouse et al. [19], 1984 | Mostafavi et al. [20], 1997 | Saw et al. [21], 1999       | Nakada et al. [24], 2000 | Motley et al. [23], 2001 | Pareek et al. [25], 2003 | Bellin et al. [22], 2003 | Grosjean et al., 2006 |
|---|-----------------------------|---------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|-----------------------|
| CT scanner                                | Somatoma <sup>a</sup>       | GE 8800 <sup>b</sup>      | EMI 7070 <sup>c</sup>      | HiSpeed <sup>b</sup>        | Somatom Plus 4 <sup>a</sup> | HiSpeed <sup>b</sup>     | HiSpeed <sup>b</sup>     | GE <sup>b</sup>          | Somatoma <sup>a</sup>    | Somatoma <sup>a</sup> |
| Energy setting                            | 125                         | 120                       | 120                        | 120                         | 120                         | 120                      | 120                      | 120                      | 120                      | 120                   |
| Kilovoltage                               | 460 mA                      | 100 mA                    | 90 mA                      | 240 mA                      | 240 mA                      | 200 mA                   | 200 mA                   | —                        | 200 mAs                  | 200 mAs               |
| Tube current or tube current-time product | 2                           | 5                         | 2                          | 1                           | 3                           | 3, 5                     | 5                        | 5                        | 3                        | 0.75                  |
| Section thickness (mm)                    | Water                       | Water                     | Water                      | Air                         | Water                       | In vivo                  | In vivo                  | In vivo                  | Pig kidney               | Jelly                 |
| Surrounding medium                        | 80                          | 63                        | 35                         | 102                         | 127                         | 99                       | 100                      | 50                       | 100                      | 241                   |
| Number of stones                          | > 1,023                     | —                         | 1,211 ± 195                | 1,703 ± 161                 | 1,913 ± 43                  | —                        | —                        | —                        | 837 ± 220                | 1,216 ± 150           |
| Mean attenuation ± σ (H)                  | —                           | 1,273 ± 193               | 948 ± 67                   | 1,620 ± 232                 | 1,639 ± 25                  | 652 ± 490                | 440 ± 262                | 605 ± 340                | —                        | —                     |
| Brushite                                  | —                           | —                         | —                          | 1,645 ± 238                 | —                           | —                        | —                        | —                        | —                        | —                     |
| Calcium oxalate                           | —                           | —                         | —                          | 1,417 ± 234                 | —                           | —                        | —                        | —                        | —                        | —                     |
| Monohydrate (whewellite)                  | —                           | —                         | —                          | 711 ± 228                   | —                           | —                        | —                        | —                        | —                        | —                     |
| Dihydrate (weddellite)                    | 703 ± 69                    | 625 ± 247                 | 540 ± 49                   | 860 ± 26                    | 668 ± 38                    | —                        | —                        | —                        | 723 ± 131                | 1,017 ± 201           |
| Cystine                                   | 651 ± 108                   | 943 ± 259                 | 725 ± 118                  | 666 ± 87                    | 919 ± 72                    | —                        | —                        | —                        | 527 ± 110                | 625 ± 23              |
| Struvite                                  | 540 ± 107                   | 448 ± 108                 | 426 ± 51                   | 409 ± 118                   | 567 ± 40                    | 344 ± 152                | 270 ± 134                | 300 ± 150                | 563 ± 169                | 461 ± 117             |
| Uric acid                                 | —                           | —                         | —                          | —                           | 136 ± 19                    | —                        | —                        | —                        | 386 ± 154                | 437 ± 45              |

Note—Dash (—) indicates type of stone not taken into account.

<sup>a</sup>Siemens Medical Solutions.

<sup>b</sup>GE Healthcare.

<sup>c</sup>EMI.

values allowed differentiation of uric acid, struvite, and cystine stones. Brushite, whewellite, and weddellite were not differentiated from one another (Fig. 7).

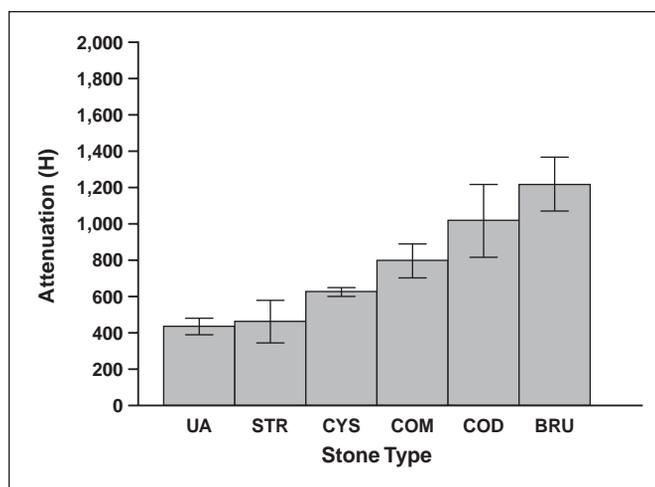
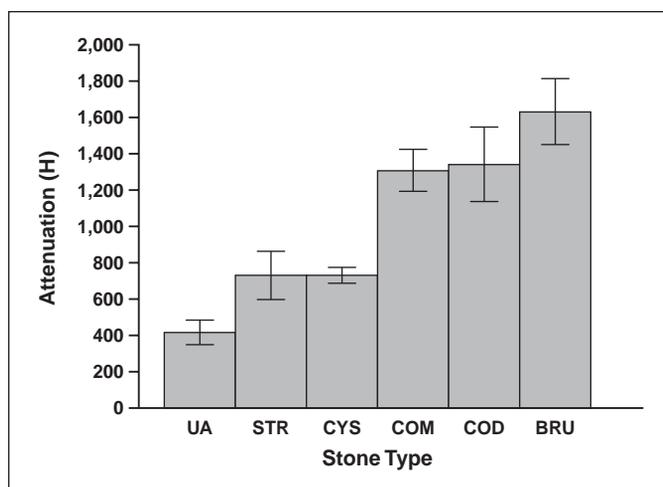
*Difference Between Simulated Free-Breathing Motion and Nonmaintained Breath-Hold*

Except for whewellite at 120 kV, when nonmaintained breath-hold was simulated (5 mm/s), the CT attenuation values were significantly equal (with 95% CI) to the CT attenuation values obtained when free-breathing motion was simulated (Fig. 5B).

**Discussion**

Since the early 1980s, several studies have been conducted in an attempt to determine the chemical composition of stones on the basis of X-ray attenuation in vitro and in vivo. For our study, we used the largest number (n = 241) of stones so far described, to our knowledge, and found that chemical characterization is possible with dual-energy CT attenuation values.

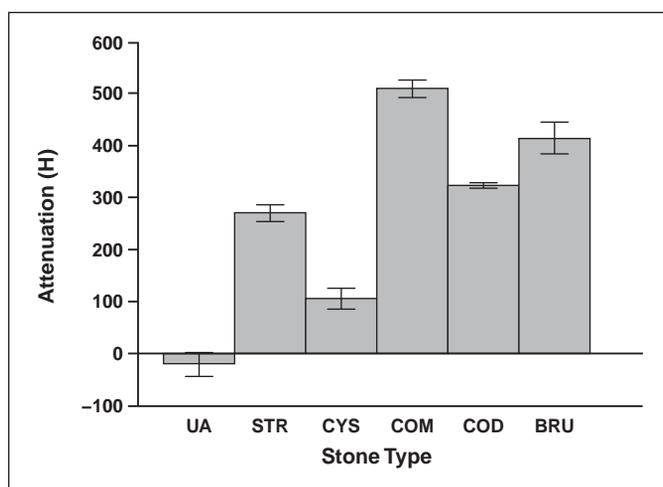
In 1998, Mostafavi et al. [20] asserted, having studied only 102 stones, that the best CT parameter for accurately determining the chemical composition of stones was the mean CT attenuation value obtained at 120 kV. This affirmation was in accord with our results. At 120kV the overlap between types of stones was less, and it was easier to differentiate the stone groups. Despite the overlap problem, it was possible to classify the types of stones according to mean CT attenuation value and 95% CI. At 120 kV, from least to most dense, the stones types were as follows: uric acid (437 ± 45 H), struvite (461 ± 117 H), cystine (625 ± 23 H), whewellite (797 ± 94 H), weddellite (1,017 ± 201 H), and brushite (1,216 ± 150 H). In most of the previous studies, the chemical composition of the stones had been assessed only at 120 kV. This kilovoltage is the one most commonly used for clinical abdominal imaging. Consequently, only our results obtained at 120 kV can be compared with those of others. Our classification is similar to those of Mitcheson et al. [17], Bachmann et al. [34], and Mostafavi et al. [20]. Hillman et al. [18], Newhouse et al. [19], Saw et al. [21], Bellin et al. [22], and Motley et al. [23] switched cystine and struvite (Table 3). This difference can be explained by the fact that there is often a large overlap between the CI of struvite and the CI of cystine in these studies. Deveci et al. [35] switched whewellite and weddellite, but they used only one weddellite stone, opening the finding to statistical criticism.



A

B

**Fig. 3**—Graphs show overlap of 95% CIs (200 mAs; gantry rotation time, 0.5 second; collimation, 0.75 at 80 kV [A] and 120 kV [B]). UA = uric acid, STR = struvite, CYS = cystine, COM = calcium oxalate monohydrate (whewellite), COD = calcium oxalate dihydrate (weddellite), BRU = brushite.



**Fig. 4**—Graph shows dual-kilovoltage CT attenuation values (attenuation at 80 kV minus attenuation at 120 kV) obtained with no motion. UA = uric acid, STR = struvite, CYS = cystine, COM = calcium oxalate monohydrate (whewellite), COD = calcium oxalate dihydrate (weddellite), BRU = brushite.

characterization of renal stones can lead to quicker and more accurate treatment. This new protocol can be facilitated with the dual-source CT (Somatom Definition, Siemens AG Medical Solutions).

Several studies have been conducted in the attempt to determine the chemical composition of renal stones on the basis of in vitro and in vivo X-ray attenuation of the stones (Table 3). The in vitro studies, however, did not reproduce normal abdominal wall and fat, perinephric fat, or the spine, causing uncertainty about standardization of the values obtained. For example, Bellin et al. [22] used excised pig kidney placed in water, Mostafavi et al. [20] and Deveci et al. [35] placed stones in air, and Saw et al. [21] placed stones in water. The influence of the surrounding media on CT attenuation values has been proved by Grosjean et al. [41], who found the mean CT attenuation values of stones vary with the surrounding media tested (air, water, and jelly). This finding can be explained by the beam-hardening effect and insufficient correction of the effect with CT algorithms [42]. In our study, we used a jelly made of water, iodine, and animal proteins and surrounded it with water. The CT attenuation value of the jelly ( $30 \pm 6$  H at 120 kV) allowed us to reproduce renal attenuation as accurately as possible, but the phantom did not reproduce exactly normal abdominal wall and fat.

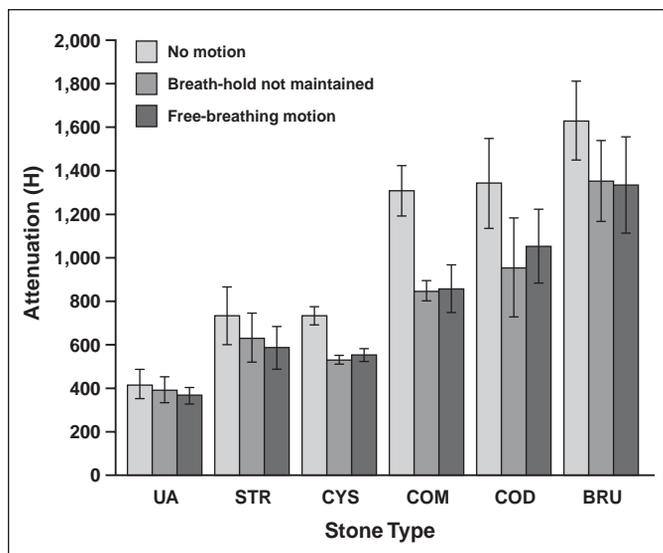
The influence of the surrounding media on mean CT attenuation value explains the difference between our values and those obtained in the other studies [20, 21, 35], which did not respect the normal absorption of the abdomen because the stones were scanned within an

CT attenuation values were 75% higher at 80 kV than at 120 kV, and the classification obtained at 80 kV was not the same as that at 120 kV, cystine and struvite being switched. This variation in CT attenuation value determination according to kilovoltage has been described by McKetty [36] and Bushberg [37]. Without motion, for all stones, findings on single-energy scanning (80 or 120 kV) did not allow accurate differentiation of the chemical composition of stones. Dual-energy scanning, however, provided additional information on chemical characterization. As shown by Mostafavi et al. [20], dual-energy CT attenuation values are extremely reliable in differentiating all stones. Even if Mostafavi et al. had been the only investigators to study the six most frequent types of stones (Table 3), they conducted their study without consider-

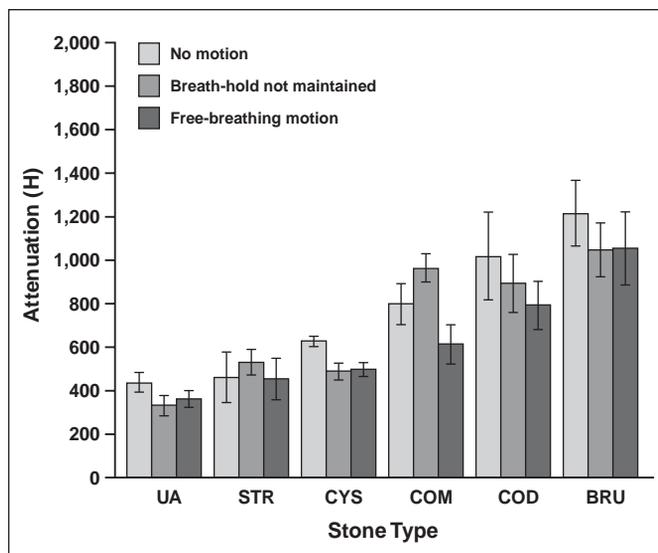
ing renal X-ray attenuation, and the number of stones used could not guarantee the statistical significance of the results.

In our study, the use of the dual-energy CT attenuation values made it possible to characterize all renal stones with statistical significance. In clinical use, imaging for nephrolithiasis is generally performed at 120 kV. Because the received dose is proportional to the square of the kilovoltage, use of this technique can lead to an approximately 40% increase in received dose, possibly less. The second acquisition thus can be minimal (centered on the stone without acquisition of images of the rest of the abdomen) and performed with low energy (80 kV) [38–40]. This additional dose can be a problem for children but can be justified for adult patients because accurate and fast determination of the chemical

## MDCT of Renal Stones



**A**

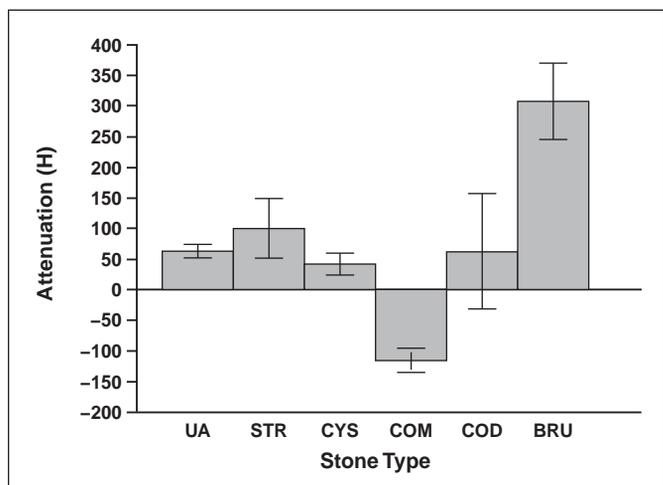


**B**

**Fig. 5**—Graphs show influence of motion on CT attenuation values (attenuation at 80 kV minus attenuation at 120 kV). UA = uric acid, STR = struvite, CYS = cystine, COM = calcium oxalate monohydrate (whewellite), COD = calcium oxalate dihydrate (weddellite), BRU = brushite.

**A**, Acquisition at 80 kV.

**B**, Acquisition at 120 kV.



**Fig. 6**—Graph shows dual-kilovoltage CT attenuation (attenuation at 80 kV minus attenuation at 120 kV) obtained with simulated lack of maintenance of breath-hold. UA = uric acid, STR = struvite, CYS = cystine, COM = calcium oxalate monohydrate (whewellite), COD = calcium oxalate dihydrate (weddellite), BRU = brushite.

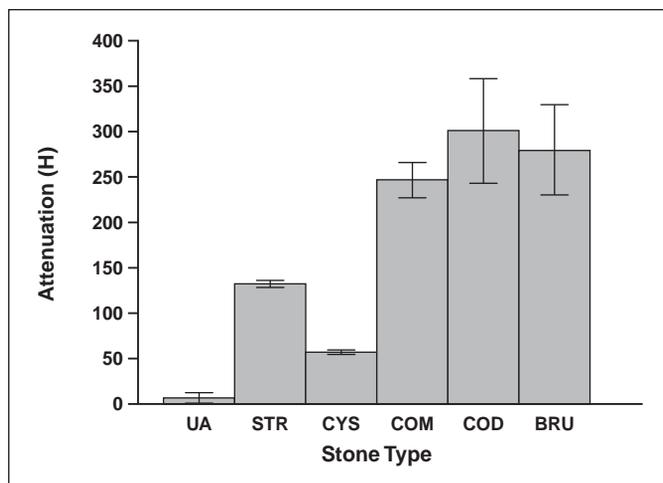
frequent than cystine stones. Our stones were selected from the purest possible stones. Even though most stones are polycrystalline, it was necessary to work with pure stones or stones considered pure. Because differentiation of pure stones has not been proved, study of mixed stones would not be realistic.

Our phantom was closer to in vivo conditions than phantoms used in in vitro studies of the X-ray attenuation of the kidney. With this phantom and the large number of stones, we attempted to prove that dual-energy CT attenuation values can be clinically useful for determining the chemical composition of pure renal stones. However, even if a breath-hold can generally be maintained over the acquisition time, for some patients (e.g., those with sharp pain due to renal colic, children, and dyspneic patients), a breath-hold is particularly difficult [43]. To analyze the influence of motion on the X-ray attenuation of stones, two types of motion were applied to the phantom: free-breathing motion and motion due to lack of maintenance of a breath-hold. We found that CT attenuation values depend on motion. With the two types of movement, CT attenuation values generally decreased. With either type of motion, the mean CT attenuation values were significantly different from those obtained at rest. Therefore, even dual-energy CT attenuation values cannot be used to determine the chemical composition of renal stones in the presence of motion.

air-filled environment or in water. For example, to prevent overlapping densities and to avoid the absorption of X-ray beams by water or fat, Deveci et al. [35] used an air-filled environment instead of phantoms containing water or fat. Thus the density differences increased, and overlap did not occur. Consequently, because the in vitro conditions were too far from the in vivo conditions, the results cannot be considered a reference for in vivo determination of chemical composition.

Because our study had, to our knowledge, the largest number of stones described in the literature to date, the results have statistical significance for the six most frequent types of stones. Only stones containing at least 85% of

one component and having low content of a secondary component were used. These stones can legitimately be considered to reflect the behavior of the principal component and in consequence can be considered pure. Overrepresentation of some components (for example, calcium oxalate monohydrate and brushite) was deliberate because of their particular resistance to extracorporeal shock wave lithotripsy. Carapatite stones were not included in our study because they are rarely pure and almost always are multiphasic with high content of a secondary component. It was also difficult to collect enough pure carapatite stones to obtain significant results. Pure carapatite stones are, in practice, less



**Fig. 7**—Graph shows dual-kilovoltage CT attenuation values (attenuation at 80 kV minus attenuation at 120 kV) obtained with simulated free-breathing motion. UA = uric acid, STR = struvite, CYS = cystine, COM = calcium oxalate monohydrate (whewellite), COD = calcium oxalate dihydrate (weddelite), BRU = brushite.

The explanation for the influence of motion is the partial volume effect due to motion. With  $16 \times 0.75$  mm collimation and a gantry rotation time of 0.5 second, 24 mm are scanned per second, but in that time, the stones have moved at least 5 mm with lack of maintenance of a breath-hold. The partial volume effect occurs during imaging of any part of the body in which the anatomic relations are changing rapidly in the  $z$  direction [44]. To keep the partial volume effect at a minimum, the thinnest available slice thickness has to be used. In addition, acquisition time generally increases when slice thickness is decreased. The longer the acquisition time, the greater is the partial volume effect due to the presence of motion. Because of this partial volume effect paradox, a compromise between slice thickness and acquisition time is needed. To minimize the acquisition time, gantry rotation time can be decreased. It is noteworthy that the gantry rotation time of 500 milliseconds did not allow minimization of motion artifacts but corresponds to the abdominal imaging protocol in current clinical use. Even with the fastest available gantry rotation time (420 milliseconds), it is impossible to remove motion artifacts. Ritchie et al. [29] found that the gantry rotation time necessary to eliminate motion artifacts caused by quiet breathing was 93.5 milliseconds.

Our results indicate that determination of the chemical composition of renal stones has to be done with images obtained during a perfect breath-hold. We can never be sure, however, that a patient has realized a perfect breath-hold. Imprecision due to motion is a limitation of CT determination of the chemical composition of renal stones. Without motion, prediction of renal stone composition

with dual-energy CT attenuation values is reliable. When motion is applied, the technique becomes unusable.

Saw et al. [21] scanned 127 urinary stones of known composition placed in a water bath (120 kV, 240 mA). By referring to the model of Hu and Fox [45], which showed that measurement of the CT attenuation value of an object with helical CT is affected by collimation width and pitch, Saw et al. found that the measured attenuation of stones declined with increasing collimation width owing to the partial volume effect. In addition, scanning 63 stones in a waterbath (120 kV, 100 mA), Hillman et al. [18] found that even if it is clear that small stones will be subject to partial volume inaccuracies in measurement of CT attenuation and that this source of inaccuracy can be further accentuated by the respiratory movement of a patient, CT may prove a valuable adjunct to traditional laboratory and clinical methods of establishing the chemical composition of stones. To avoid partial volume inaccuracies, we chose the thinnest possible slice thickness for our study (0.75 mm). It is essential to use a narrow slice width to ensure the accuracy of attenuation values in helical CT [46]. But decreasing the slice thickness has two opposing effects. Stone detection can be improved with a decrease in partial volume effect, but it can be hampered by an increase in noise [47–49]. In addition, choosing table feed values greater than the nominal section thickness increases degradation of the slice sensitivity profile [50]. For lesions smaller than the section thickness, a reduction in contrast enhancement due to the partial volume effect can be observed.

There may be variability in CT attenuation values of scans obtained with different CT

scanners manufactured by different companies and even among different scanners made by the same manufacturer and of the same model [51, 52]. This phenomenon may explain the slight variations in CT reports of attenuation values. In addition, most renal stones in humans are not pure. Heterogeneity can be very important, and the proportion of constituents can vary considerably [46, 53, 54]. To determine absolute CT attenuation values, Mostafavi et al. [20] used 1-pixel ROIs to measure CT attenuation. Deveci et al. [35] used three 0.01-cm<sup>2</sup> ROIs. In applying these methods, the investigators did not take into account the structural heterogeneity of mixed calculi. Because of this structural heterogeneity, we used the largest ROI within a stone to obtain a reliable mean CT attenuation value for each stone, as did Motley et al. [23]. When motion is applied, however, the larger the ROI, the more pixels from the environment of the stone can be included and lead to an increase in partial volume effect.

A limitation of our study was that only stones with a diameter between 7 and 25 mm were assessed. The influence of stone size on CT attenuation values was not studied. The results can be degraded when the diameter of the stones approaches the slice thickness. The effect of stone size will be the subject of future work.

In conclusion, with single-energy CT, overlap between types of renal stones makes it difficult to reliably determine the chemical composition. Dual-energy CT attenuation values can be used for accurate prediction of stone composition in vitro. When slight motion is applied to renal stones during acquisition, however, CT attenuation values and even dual-energy CT attenuation values became significantly different from those obtained at rest and consequently can lead to confusion between stone types. Therefore, for in vivo application of this technique, a perfect breath-hold has to be performed by the patient, even during MDCT.

## References

1. Levine JA, Neitlich J, Verga M, Dalrymple N, Smith RC. Ureteral calculi in patients with flank pain: correlation of plain radiography with unenhanced helical CT. *Radiology* 1997; 204:27–31
2. Sommer FG, Jeffrey RB Jr, Rubin GD, et al. Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT. *AJR* 1995; 165:509–513
3. Olcott EW, Sommer FG, Napel S. Accuracy of detection and measurement of renal calculi: in

## MDCT of Renal Stones

- vitro comparison of three-dimensional spiral CT, radiography, and nephrotomography. *Radiology* 1997; 204:19–25
4. Smith RC, Rosenfield AT, Choe KA, et al. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194:789–794
  5. Fielding JR, Steele G, Fox LA, Heller H, Loughlin KR. Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain: a replacement for excretory urography. *J Urol* 1997; 157:2071–2073
  6. Yilmaz S, Sindel T, Arslan G, et al. Renal colic: comparison of spiral CT, US and IVU in the detection of ureteral calculi. *Eur Radiol* 1998; 8:212–217
  7. Dalla Palma L, Pozzi-Mucelli R, Stacul F. Present-day imaging of patients with renal colic. *Eur Radiol* 2001; 11:4–17
  8. Hubert J, Blum A, Cormier L, Claudon M, Regent D, Mangin P. Three-dimensional CT-scan reconstruction of renal calculi: a new tool for mapping-out staghorn calculi and follow-up of radiolucent stones. *Eur Urol* 1997; 31:297–301
  9. Katz DS, Lane MJ, Sommer FG. Non-contrast spiral CT for patients with suspected renal colic. *Eur Radiol* 1997; 7:680–685
  10. Preminger GM, Vieweg J, Leder RA, Nelson RC. Urolithiasis: detection and management with unenhanced spiral CT—a urologic perspective. *Radiology* 1998; 207:308–309
  11. Wang LJ, Wong YC, Chuang CK, et al. Predictions of outcomes of renal stones after extracorporeal shock wave lithotripsy from stone characteristics determined by unenhanced helical computed tomography: a multivariate analysis. *Eur Radiol* 2005; 15:2238–2243
  12. Dretler SP, Spencer BA. CT and stone fragility. *J Endourol* 2001; 15:31–36
  13. Zhong P, Preminger GM. Mechanisms of differing stone fragility in extracorporeal shockwave lithotripsy. *J Endourol* 1994; 8:263–268
  14. Renner C, Rassweiler J. Treatment of renal stones by extracorporeal shock wave lithotripsy. *Nephron* 1999; 81[suppl 1]:71–81
  15. Rassweiler JJ, Renner C, Chaussy C, Thuroff S. Treatment of renal stones by extracorporeal shockwave lithotripsy: an update. *Eur Urol* 2001; 39:187–199
  16. Williams JC Jr, Saw KC, Paterson RF, Hatt EK, McAteer JA, Lingeman JE. Variability of renal stone fragility in shock wave lithotripsy. *Urology* 2003; 61: 1092–1096
  17. Mitcheson HD, Zamenhof RG, Bankoff MS, Prien EL. Determination of the chemical composition of urinary calculi by computerized tomography. *J Urol* 1983; 130:814–819
  18. Hillman BJ, Drach GW, Tracey P, Gaines JA. Computed tomographic analysis of renal calculi. *AJR* 1984; 142:549–552
  19. Newhouse JH, Prien EL, Amis ES Jr, Dretler SP, Pfister RC. Computed tomographic analysis of urinary calculi. *AJR* 1984; 142:545–548
  20. Mostafavi MR, Ernst RD, Saltzman B. Accurate determination of chemical composition of urinary calculi by spiral computerized tomography. *J Urol* 1998; 159:673–675
  21. Saw KC, McAteer JA, Monga AG, Chua GT, Lingeman JE, Williams JC Jr. Helical CT of urinary calculi: effect of stone composition, stone size, and scan collimation. *AJR* 2000; 175:329–332
  22. Bellin MF, Renard-Penna R, Conort P, et al. Helical CT evaluation of the chemical composition of urinary tract calculi with a discriminant analysis of CT attenuation values and density. *Eur Radiol* 2004; 14:2134–2140
  23. Motley G, Dalrymple N, Keesling C, Fischer J, Harmon W. Hounsfield unit density in the determination of urinary stone composition. *Urology* 2001; 58:170–173
  24. Nakada SY, Hoff DG, Attai S, Heisey D, Blankenbaker D, Pozniak M. Determination of stone composition by noncontrast spiral computed tomography in the clinical setting. *Urology* 2000; 55:816–819
  25. Pareek G, Armenakas NA, Fracchia JA. Hounsfield units on computerized tomography predict stone-free rates after extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Urol* 2003; 169:1679–1681
  26. Brandner ED, Wu A, Chen H, et al. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:554–560
  27. McCollough CH, Bruesewitz MR, Daly TR, Zink FE. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *RadioGraphics* 2000; 20:1675–1681
  28. Alfidri RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR. The effects of biological motion on CT resolution. *AJR* 1976; 127:11–15
  29. Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992; 185:37–42
  30. Grosjean R, Guerra RM, Lorentz C, et al. Dynamic platform for moving organ moving. *Progress in biomedical optics and imaging 2006: proceedings of SPIE medical imaging 2006—physics of medical imaging*, vol. 6142. Bellingham, WA: SPIE, 2006:1137–1147
  31. Lujan AE, Ten Haken RK, Larsen EW, Balter JM. Quantization of setup uncertainties in 3-D dose calculations. *Med Phys* 1999; 26:2397–2402
  32. Moerland MA, van den Bergh AC, Bhagwandien R, et al. The influence of respiration induced motion of the kidneys on the accuracy of radiotherapy treatment planning, a magnetic resonance imaging study. *Radiother Oncol* 1994; 30:150–154
  33. Pasquier C, Odille F, Abacherli R, Vuissoz PA, Felblinger J. Modeling of organ's motion using external sensors. *Proceedings of the ISMRM 14th scientific meeting and exhibition*. Berkeley, CA: International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2006
  34. Bachmann R, Heimbach D, Kersjes W, Jacobs D, Schild H, Hesse A. A new type of artificial urinary calculi: in vitro study by spiral CT. *Invest Radiol* 2000; 35:672–675
  35. Deveci S, Coskun M, Tekin MI, Peskircioglu L, Tarhan NC, Ozkardes H. Spiral computed tomography: role in determination of chemical compositions of pure and mixed urinary stones—an in vitro study. *Urology* 2004; 64:237–240
  36. McKetty MH. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray attenuation. *RadioGraphics* 1998; 18:151–163
  37. Bushberg JT. The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray interactions. *RadioGraphics* 1998; 18:457–468
  38. Liu W, Esler SJ, Kenny BJ, Goh RH, Rainbow AJ, Stevenson GW. Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. *Radiology* 2000; 215:51–54
  39. Spielmann AL, Heneghan JP, Lee LJ, Yoshizumi T, Nelson RC. Decreasing the radiation dose for renal stone CT: a feasibility study of single- and multidetector CT. *AJR* 2002; 178:1058–1062
  40. Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230:619–628
  41. Grosjean R, Kermarrec I, Sauer B, et al. Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: influence of the surrounding media. *Progress in biomedical optics and imaging: proceedings of SPIE medical imaging 2007—physiology, function, and structure from medical images*, vol. 6511. Bellingham, WA: SPIE, 2007:1228–1236
  42. Maki DD, Birnbaum BA, Chakraborty DP, Jacobs JE, Carvalho BM, Herman GT. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology* 1999; 213:468–472
  43. Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D, et al. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol* 2002; 12:1971–1978
  44. Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *RadioGraphics* 2004; 24:1679–1691
  45. Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943–1954
  46. Zarse CA, McAteer JA, Tann M, et al. Helical

- computed tomography accurately reports urinary stone composition using attenuation values: in vitro verification using high-resolution micro-computed tomography calibrated to Fourier transform infrared microspectroscopy. *Urology* 2004; 63:828–833
47. Scheck RJ, Coppenrath EM, Kellner MW, et al. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998; 71:734–744
48. Shin HO, Falck CV, Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol* 2004; 14:341–349
49. Ketelslegers E, Van Beers BE. Urinary calculi: improved detection and characterization with thin-slice multidetector CT. *Eur Radiol* 2006; 16:161–165
50. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992; 185:29–35
51. Groell R, Rienmueller R, Schaffler GJ, Portugaller HR, Graif E, Willfurth P. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 2000; 24:53–58
52. Levi, C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR* 1982; 139:443–447
53. Daudon M, Donsimoni R, Hennequin C, et al. Sex- and age-related composition of 10 617 calculi analyzed by infrared spectroscopy. *Urol Res* 1995; 23:319–326
54. Daudon M, Lacour B, Jungers P. Influence of body size on urinary stone composition in men and women. *Urol Res* 2006; 34:193–199



## **Annexe 2**

**Grosjean R.**, Benhadid A., Blum A., Hubert J., Felblinger J.  
*Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner.*  
Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2008



# Influence of motion on image quality with a 64-channel CT scanner

Romain GROSJEAN<sup>a</sup>, Adnane BENHADID<sup>a</sup>, Alain BLUM<sup>b</sup>,  
Jacques HUBERT<sup>a,c</sup>, Jacques FELBLINGER<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Interventional and Diagnostic Adaptative Imaging (IADI, ERI 13, Nancy-University, Inserm)  
CHU Nancy (TD 4), Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, FRANCE

<sup>b</sup> Service d'Imagerie Guilloz

CHU Nancy, 29 avenue du Maréchal de Lattre de Tassigny. 54035 Nancy Cedex, FRANCE

<sup>c</sup> Service d'Urologie

CHU Nancy, Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, FRANCE

## ABSTRACT

Physiological motions can affect Computed Tomography (CT) exam. While the impact of some motions on CT imaging can be reduced, other physiological motions are unavoidable. To attempt correcting the resulting images, it is necessary to understand how the artifacts are formed and their influence on the image quality.

Using a cardiac phantom and a dynamic platform, we have studied the influence of a translation in the z-axis associated with a rotation in the z-axis (at different speeds) on the quality of axial images using a 64-channel scanner.

The results show that, the deformation, the detectability and the contrast of the calcifications are of course dependent on the density and size of the calcification but also on the movement they undergo. The noise in CT imaging is also affected by motion. The influence of motion on the image quality depends on the examined object and unfortunately cannot be predicted.

The corruption of the data results in the loss of information about the form, the contrast and/or the size of the scanned object. This corruption can lead to diagnosis errors by mimicking diseases or by masking physiologic details

**Keywords:** CT, reconstruction, image quality, motion artifacts, phantom

## 1. INTRODUCTION

Periodic and aperiodic patient motions can appear during a Computed Tomography (CT) exam. These motions can be voluntary or involuntary. Regarding the involuntary motion case, respiration induced motion and cardiac contraction induced motion are those who degrade the most the quality of the CT images<sup>1-7</sup>.

Indeed, it is well known that organs in the upper abdomen including the liver, the kidneys, and the spleen move significantly as a result of respiration<sup>8, 9</sup>. Moreover, cardiac contraction leads to motion of the heart but also to motion of organs in the thorax or in the abdomen.

Overall, respiration motion can be seen as a combination of different translations where the translation in the longitudinal axis has the highest amplitude<sup>9-11</sup>. In the same way, cardiac motions can be seen as the combination of a translation and a rotation in the longitudinal axis. Numerous studies, using different modalities (EBCT<sup>12-14</sup>, conventional X-ray coronary angiography<sup>15</sup>, Magnetic Resonance Imaging<sup>16-18</sup>, Multi Slice CT<sup>19</sup> and Doppler Tissue Imaging<sup>20</sup>) have tried to quantify the amplitude and speed of cardiac motions. One solution to reduce the influence of respiration-induced motion on the quality of CT images is to carry the entire acquisition in a single breathhold. Nevertheless, even if the patient can generally maintain a good breathhold during acquisition time, in some cases it is particularly difficult to do so (sharp pain due to renal colic, children, dyspneic patient ...)<sup>9</sup>. To reduce the effect of cardiac motion and therefore enhance the quality of the acquired CT image, it is necessary to define an optimum electrocardiogram (ECG) time window for the acquisition period. In addition, the set of raw data used during the image reconstruction process is collected within the same window of the cardiac cycle<sup>21</sup>. But this technique has

limits, as shown by Guerra et al.<sup>20</sup>. These techniques, used to reduce motion artifacts, are necessary to compensate the technological limits of the current available CT scanners. Indeed, even though substantial improvement appeared in the last decade (spiral mode<sup>22</sup>, Multi-slice Computed Tomography<sup>23</sup> (MSCT), increase of the gantry rotation speed, ...), the quality of CT imaging remains hindered by cardiac and respiration motions. For instance, for a better diagnosis of coronary artery diseases, a temporal resolution less than 50 ms would be necessary<sup>5</sup>. However, such short resolutions are not possible in nowadays CT. Indeed, to rebuild one image, the projections of more than half of the gantry rotation time are necessary<sup>24</sup>. With current CT scanners, gantry rotation time is about 330 ms<sup>25</sup>, so a total reconstruction window of 165 ms is necessary. One of the solutions developed by the manufacturers is the increase in the number of slices<sup>25-27</sup>. Before we try to optimize the CT scanners parameters or attempt correcting the motion artifacts, it is necessary to understand how these artifacts occur, to study their appearances, their influence on the image quality and the effect of the reconstruction algorithms. This study aims to assess the influence of motion artifacts and of CT parameters on the image quality using the latest commercially available generation of CT scanners.

## 2. MATERIAL AND METHODS

### a. QRM Phantom

The phantom used in this study was a Cardiac Calcification Insert QRM-CCI phantom (QRM, Möhrendorf, Germany). It contains three series of three cylindrical calcifications spaced out by 120 degrees (Fig. 1). Each series has a specific hydroxyapatite (HA) density (200, 400 and 800 mg·cm<sup>-3</sup>) and contains three different types of cylinder with specific diameter (d in mm) and length (L in mm) (d<sub>1</sub>=L<sub>1</sub>=1, d<sub>2</sub>=L<sub>2</sub>=3, d<sub>3</sub>=L<sub>3</sub>=5) (Table 1). The materials used in this phantom mimic the biological tissues with respect to density and attenuation characteristics.

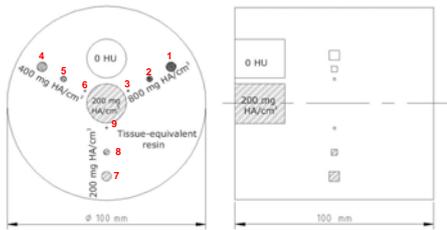


Figure 1. The Cylindrical Cardiac Calcification Insert, QRM-CCI with its three groups of small, radially arranged calcifications (see Table 1 for details), and the two larger inserts for calibration purposes.

| HA density [mg/cm <sup>3</sup> ] | Length [mm] | Diameter [mm] | Area [mm <sup>2</sup> ]* | Volume [mm <sup>3</sup> ] | HA mass [mg] |
|----------------------------------|-------------|---------------|--------------------------|---------------------------|--------------|
| 200                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 19.6         |
| 200                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 4.2          |
| 200                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.2          |
| 400                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 39.3         |
| 400                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 8.5          |
| 400                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.3          |
| 800                              | 5.0         | 5.0           | 19.6                     | 98.2                      | 78.5         |
| 800                              | 3.0         | 3.0           | 7.1                      | 21.2                      | 17.0         |
| 800                              | 1.0         | 1.0           | 0.8                      | 0.8                       | 0.6          |

\*area of the circular cross-section of the cylindrical calcifications

Table 1. Properties of the nine cylindrical calcifications embedded in the Cardiac Calcification Insert QRM-CCI.

### b. Dynamic platform

The QRM phantom was placed on a dynamic platform designed by Grosjean et al.<sup>1</sup> which accurately simulates respiratory motion in the z axis (Figure 2). To achieve a better simulation of physiological motion (and more particularly cardiac motion), we added a rotation movement to the dynamic platform. The rotation motion is driven by a brushless motor with a closed-loop control (precision 0.1°).



Figure 2. Dynamic Platform, with the original z-axis translation and the added z-axis rotation, placed on the CT table.

### c. Simulated Motions

The first acquisition was realized with the platform kept at rest (0°/s and 0mm/s) to obtain a reference image. For a 0 mm/s speed, we successively combined a 0°/s, a 10°/s, a 20°/s and finally a 45°/s rotation speed in the z axis. The rotation of the phantom was in the clockwise direction, i.e in the hand of the gantry rotation. In the same way, we combined these four rotation speeds to 5 mm/s and to 10 mm/s speeds (Table 2). These velocities allow us to simulate a cardiac motion and are in accordance with those found in the literature<sup>1, 4, 9, 12-18, 20</sup>.

| z-axis translation | z-axis rotation |                |                |                |
|--------------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|
|                    | 0 °/s           | 10 °/s         | 20 °/s         | 45 °/s         |
| 0 mm/s             | Acquisition 1   | Acquisition 2  | Acquisition 3  | Acquisition 4  |
| 5 mm/s             | Acquisition 5   | Acquisition 6  | Acquisition 7  | Acquisition 8  |
| 10 mm/s            | Acquisition 9   | Acquisition 10 | Acquisition 11 | Acquisition 12 |

Table 2. Combinations of tested translation and rotation speeds.

### d. CT Parameters

Acquisitions (1 to 12) were realized on an Aquilon 64 CFX multislice CT scanner (Toshiba Medical, Tokyo, Japan) using these following parameters: 120kV, 400 mA, gantry rotation time 0.35 s, slice thickness 0.5 mm, reconstruction interval 0.3 mm, reconstruction filter FC30 (hard kernel), and a pitch factor of 0,828 (i.e helical pitch 53).

To analyze the influence of the pitch factor, the gantry rotation time, the reconstruction filter and of the slice thickness on the quality of axial CT imaging, sixteen acquisitions (13 to 28) were realized using combined speeds of (0 mm/s & 0°/s) and (5 mm/s & 20°/s). Three pitch factors (0.641, 0.828 and 0.941), three gantry rotation times (0.35, 0.5, 1 s), three reconstruction filter (FC 04, FC 13, FC 30) and three slice thicknesses (0.5, 1, 2 mm) were tested (Table 3).

|                | Translation speed (mm/s) | Rotation Speed (°/s) | Kilovoltage (kV) | Intensity (mA) | Gantry rotation time (s) | Slice thickness (mm) | Recon. Interval (mm) | Recon. Filter | Pitch factor | Helical pitch |
|----------------|--------------------------|----------------------|------------------|----------------|--------------------------|----------------------|----------------------|---------------|--------------|---------------|
| Acquisition 1  | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 2  | 0                        | 10                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 3  | 0                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 4  | 0                        | 45                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 5  | 5                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 6  | 5                        | 10                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 7  | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 8  | 5                        | 45                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 9  | 10                       | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 10 | 10                       | 10                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 11 | 10                       | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 12 | 10                       | 45                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 13 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.5                      | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 14 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 1                        | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 15 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.5                      | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 16 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 1                        | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 17 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.906        | 58            |
| Acquisition 18 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.641        | 41            |
| Acquisition 19 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.906        | 58            |
| Acquisition 20 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 30         | 0.641        | 41            |
| Acquisition 21 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 1                    | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 22 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 2                    | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 23 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 1                    | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 24 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 2                    | 0.3                  | FC 30         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 25 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 13         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 26 | 0                        | 0                    | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 04         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 27 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 13         | 0.828        | 53            |
| Acquisition 28 | 5                        | 20                   | 120              | 400            | 0.35                     | 0.5                  | 0.3                  | FC 04         | 0.828        | 53            |

Table 3. Different used CT parameters and different applied motions for each acquisition.

### e. Image Analysis

The image analysis has been performed with Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, Ma, USA).

#### i. Image noise and Image uniformity

Mean CT-number attenuation values were calculated in three regions of interest (ROIs) of 35 mm diameter in the QRM phantom. The image noise was then estimated using (1).

$$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^N (P_i - P)^2 \quad (1)$$

Where  $\sigma$  is the noise,  $P_i$  is the CT attenuation value for one pixel,  $P$  is the average of the CT attenuation values of all pixels in the ROI, and  $N$  is the number of pixels in the ROI.

ii. High contrast and low contrast detectabilities

For the detection of high and low contrast calcifications, a line profile was drawn along the middle height of each calcification in the x-direction. This allows us to get the mean CT-attenuation value of each calcification in the line profile and to study its deformation along the x-axis.

iii. Volume

The cardiac insert used in our study contained nine cylindrical calcifications of known volumes. The sum of the volumes of these nine calcifications was calculated. Based on a technique of thresholding, the volume was computed using commercially available Leonardo Syngo 2004A software (Siemens, Erlangen, Germany). On the static image, the value of the minimum threshold was manually fixed with regard to the weakest CT-attenuation values obtained from all nine calcifications. The same operation was carried for the maximum threshold value. Depending on the applied motion and CT parameters, different computed volumes were compared.

### 3. RESULTS

i. Image noise

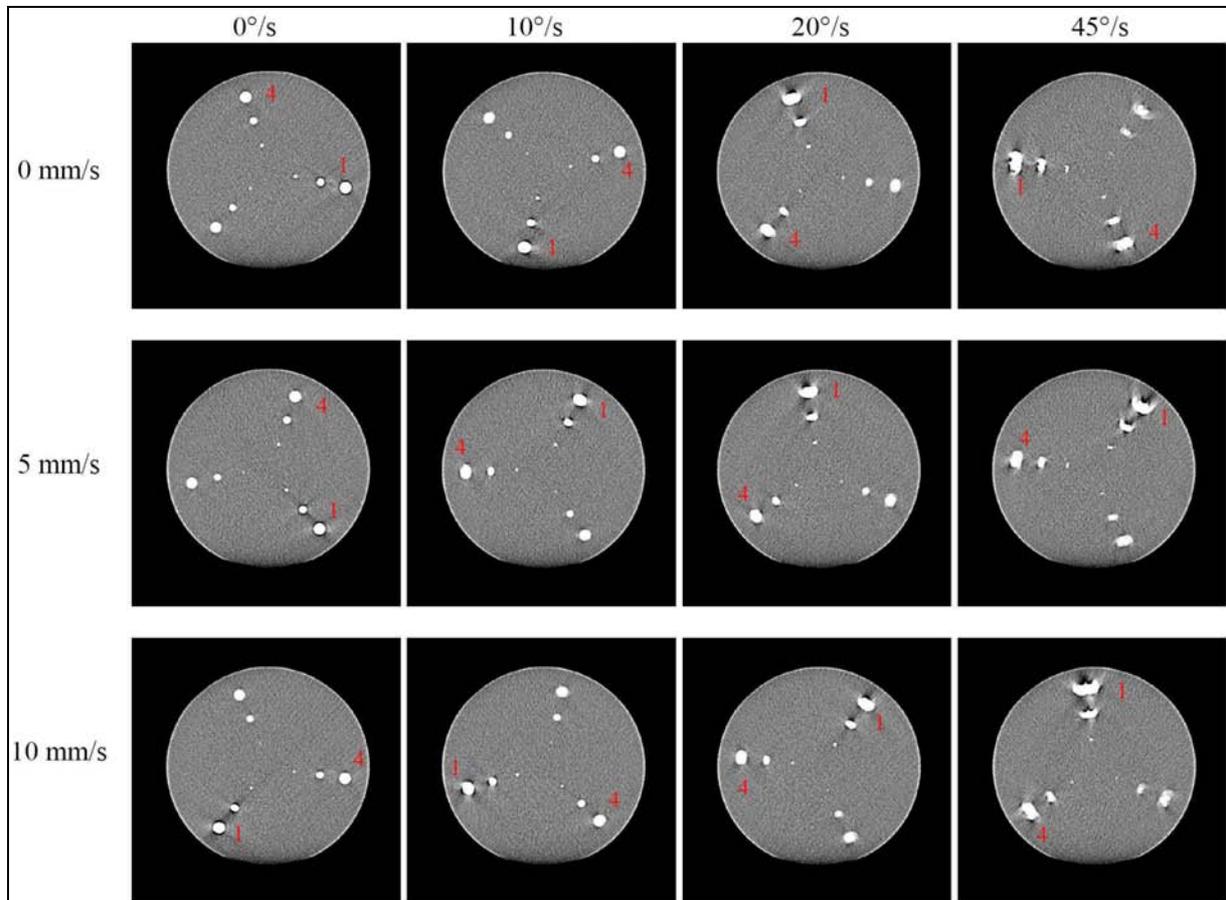


Figure 3. CT images of the Cylindrical Cardiac Calcification Insert QRM-CCI with all the tested combinations of motions. The Calcification #1 and #4 are indicated on each image to easily identify all calcifications (Fig 1). The rotation is clockwise.

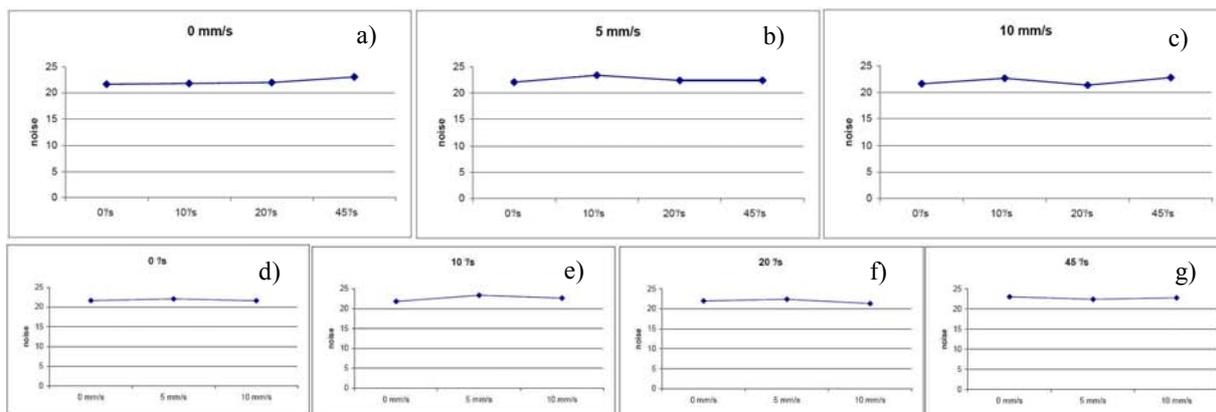


Figure 4. (a,b,c) Influence of rotation speed with a constant linear speed on CT image noise values.  
(d, e, f, g) Influence of linear speed with a constant rotation speed on CT image noise values.

A conventional soft-tissue window (width, 4000 HU; level, 40 HU) has been used to visualize axial CT images and to evaluate noise values in the three predetermined ROIs (Figure 3). With 0 mm/s linear speed applied to our phantom (Figure 4a), the increase in rotational speed led to little, and consequently non-significant variations in the noise values. The same observations could be made regarding the linear speeds of 5 mm/s and 10 mm/s (Figure 4b, 4c). The rotational motion didn't affect much the noise values.

With a 0°/s rotational velocity (Figure 4d), increasing the linear speed induced weak variations in the noise values. In fact, even with higher rotational velocities (10, 20 or 45 °/s), the noise values did not vary significantly when the linear speed was increased (Figure 4e, 4f, 4g).

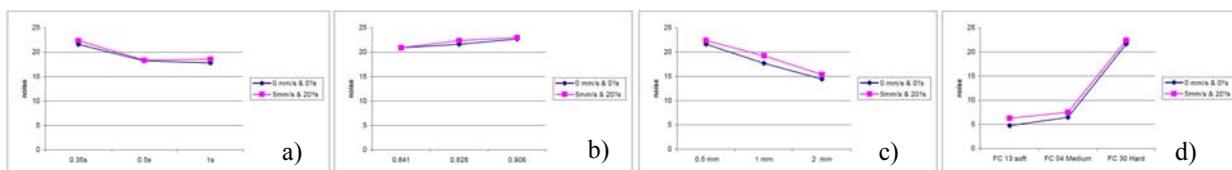


Figure 5. Influence of the Gantry rotation time (a), of the pitch factor (b), of the slice thickness (c) and of the reconstruction filter (d) on CT image noise values with and without motion.

In the static case (0 mm/s & 0°/s), the increase in the gantry rotation time (0.35, 0.5, 1 s) induced a diminution of axial CT images noise values (Figure 5a). With a motion of 5 mm/s & 20°/s, the noise values decreased when the gantry rotation time increased. The higher gantry rotation time was the lower noise value we had. Noise values obtained with applied motion were slightly higher than those obtained without motion.

At rest (0 mm/s & 0°/s), the growth in the pitch factor (0.641, 0.828, 0.906) increased the noise values (Figure 5b). Similar evolution of the noise values were observed with a (5 mm/s & 20°/s) motion. The higher pitch factor was the more noise we got. In addition, the noise values were always higher when motion is applied to the phantom.

On the other hand, regardless of the applied motion to the phantom, noise decreased in the CT image as the slice thickness was increased (0.5, 1 and 2 mm) (Figure 5c). When the slice thickness is doubled, the noise is divided by 1.2 and when the slice thickness is quadrupled, the noise is reduced by a factor of 1.5.

The harder reconstruction filter was the higher noise value was (Figure 5d). The noise value computed with a hard reconstruction filter (FC 30) is about 5 times higher than the noise value obtained with a soft reconstruction filter (FC 04).

ii. High and low contrast detectabilities

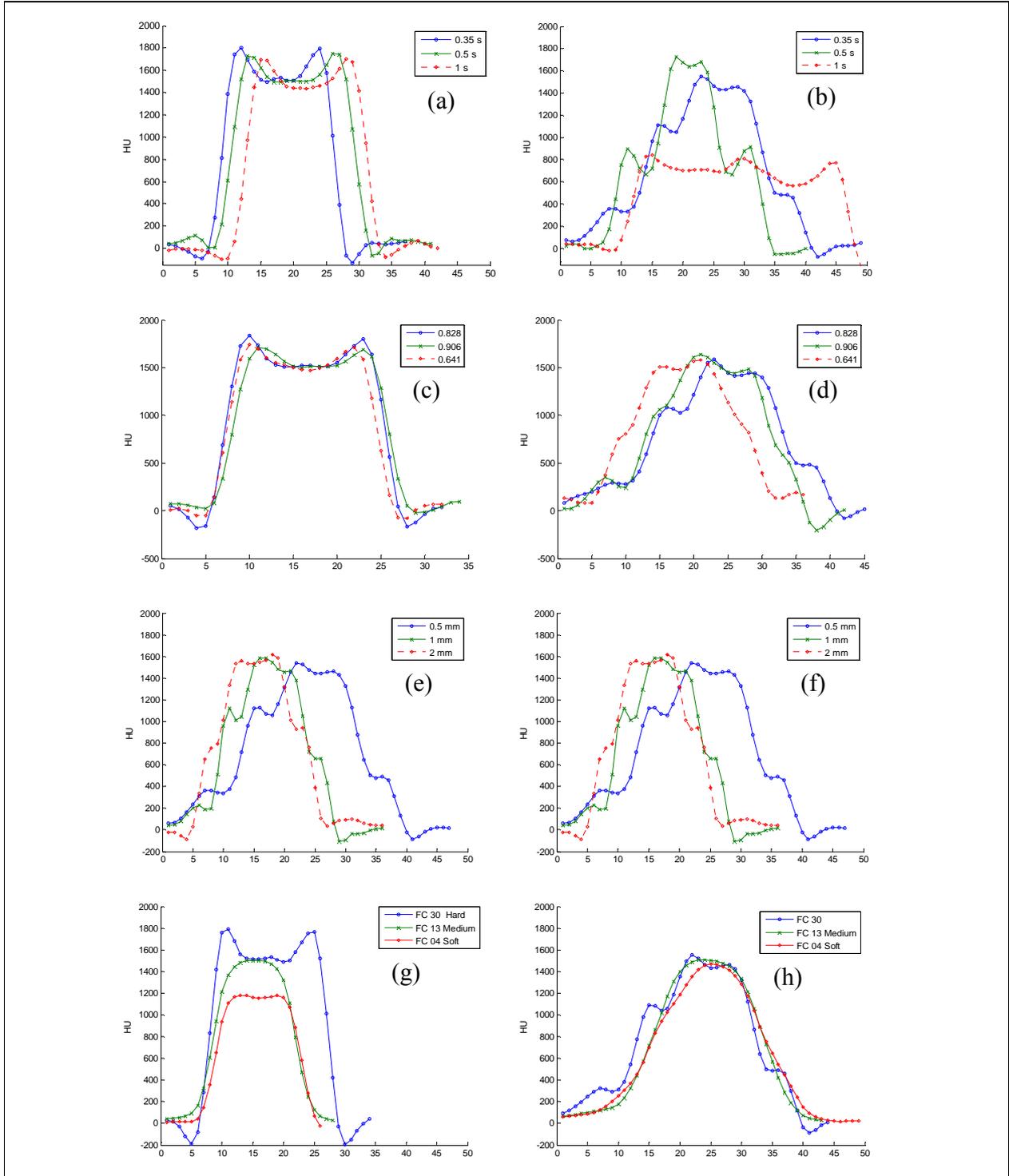


Figure 6. Diagrams show the influence of the tested parameter on CT-attenuation values and on deformation of the calcification #1 without motion (left) and with motion (right).  
 (a) and (b) show the influence of gantry rotation time  
 (c) and (d) show the influence of pitch factor  
 (e) and (f) show the influence of slice thickness  
 (g) and (h) show the influence of reconstruction filter

With no motion applied to the phantom when the gantry rotation time is increased, the CT-attenuation values remained constant and the line profile drawn along the middle height of the calcification in the x-direction had always the same value (Figure 6a). However, when motion is applied to the phantom (5 mm/s & 20°/s), the CT-attenuation values and shape of the curves were very dependent on the applied gantry rotation time. The CT-attenuation values were lower than in the no motion case and the shape of the curves was less sharp (Figure 6b). With a 1s gantry rotation time, the CT-attenuation values were about twice weaker than with a 0.35s gantry rotation time. The computed diameter of calcification #1 was 1.4 times higher at 1s than at 0.35s.

When no motion is applied to the phantom, increasing the pitch factor did not lead to any variation of the profile line of calcification #1. The amplitude and shape of the curves were independent from the pitch factor values (Figure 6c). In the same way, when motion was applied to the phantom (5 mm/s & 20°/s), variations in the pitch factor did not influence the CT attenuation values and diameter of the calcification #1 (Figure 6d). However, the shape and amplitude of the line profile were not similar to those obtained when the platform was kept at rest. The CT-attenuation values were weaker and the full width at half maximum was higher.

When no motion was applied to the phantom, the increase in the slice thickness did not modify the line profile drawn along the middle height of calcification #1. The shapes and amplitudes of the curves did not vary. Nevertheless, the full width at half maximums (and consequently, the measured diameter of the calcification in the x-axis direction) was higher at 0.5 mm than at 1mm and 2 mm (Figure 6e). With motion applied to the phantom (5 mm/s & 20°/s), calcification #1 appeared with a 33 % higher diameter at 0.5 mm slice thickness than at 1 or 2 mm slice thickness. The growth in the slice thickness did not influence the amplitude of the curves (Figure 6f). With simulated motion, the amplitude of the curves was lower than in the static case and the shape of the curves was less sharp.

With no motion applied to the phantom, the softer reconstruction filter was, the weaker CT attenuation value of calcification #1 was, and the more slightly full width at half maximums we obtained (Figure 6g). On the other hand, with a motion of (5 mm/s & 20°/s), the shape and amplitude of the curves did not vary when the reconstruction filter was changed (Figure 6h).

### iii. Volume

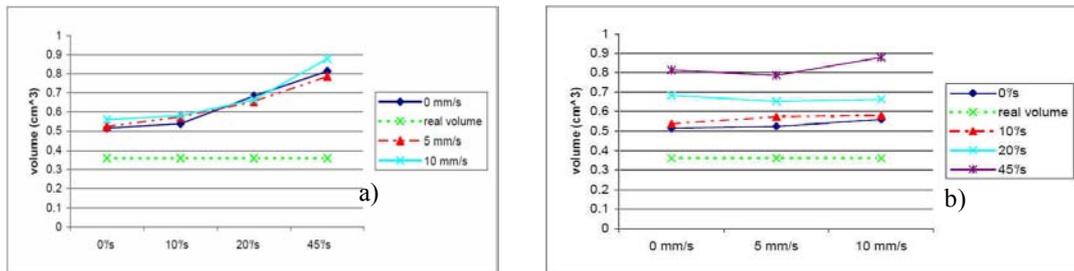


Figure 7. a) Influence of the rotational speed, with a constant linear speed, on the computed volume values.  
b) Influence of the linear speed, with a constant rotational speed, on the computed volume values.

With 0 mm/s linear speed ( $S_L$ ) applied to the phantom, the computed volume increased when the rotation speed ( $S_R$ ) increased. When  $S_L$  was equal to 5 or 10 mm/s, the same phenomena could be noticed (Figure 7a). Influence of rotation speed on computed volume was significant. For example, on average, the computed volume was about 1.5 times higher at  $S_R=45^\circ/s$  than at  $S_R=0^\circ/s$  (Figure 7a). Even if no motion was applied to the phantom (0 mm/s & 0°/s) (Figure 7a), the computed volume was 1.4 times higher than the real volume. When motion was applied (5 mm/s & 20°/s) (Figure 8b) the computed volume was 2.4 times higher than the real volume (Figure 7a). With constant  $S_R$  applied to the phantom, variation in the computed volume was not significant when  $S_L$  increased (Figure 7b). Linear speeds played a lower important role in the variation of the computed volume than rotational speeds.

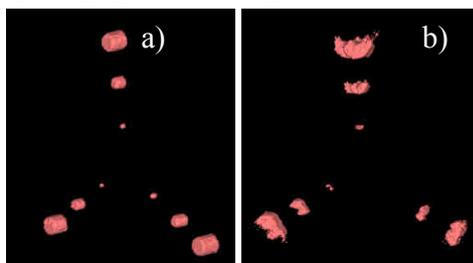


Figure 8. Computed volume of the nine calcifications of QRM-CCI phantom (QRM, Möhrendorf, Germany) without motion (0 mm/s & 0°/s) (a) and with maximal tested motion (10 mm/s & 45°/s) (b).

With no motion applied to the phantom (0 mm/s & 0°/s), the increase in the gantry rotation time (0.35, 0.5, 1 s) had no significant influence on the computed volume. However, when applied motion (5 mm/s & 20°/s), the computed volume increased with the gantry rotation time (Figure 9a).

When the phantom was at rest (0 mm/s & 0°/s), the modification of the pitch factor (0.641, 0.828, 0.906) did not affect the results of the computed volume. However, with applied motion of (5 mm/s & 20°/s), the higher pitch factor was, higher the computed volume was (Figure 9b).

With or without motion applied to the phantom, the variation in the slice thickness (0.5, 1 and 2 mm) did not lead to a significant change in the computed volume (Figure 9c).

The reconstruction filter had no significant influence on the volume computation when motion is applied to the phantom, even though the volume changed with the reconstruction filter when the phantom was kept at rest (Figure 9d).

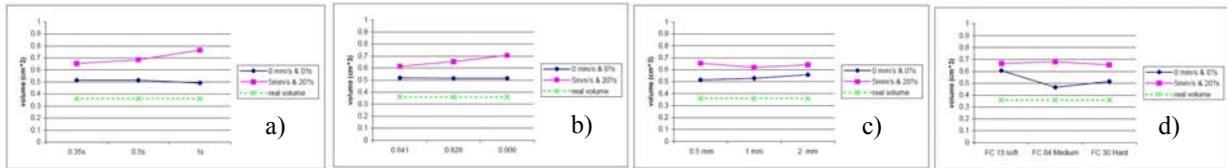


Figure 9. Influence of the Gantry rotation time (a), of the pitch factor (b), of the slice thickness (c) and of the reconstruction filter (d) on the computed volume values with and without motion (5 mm/s & 20°/s and 0 mm/s & 0°/s).

|                                     | Volume    |        | Noise     |        | Deformation |        | CT-attenuation values |        |
|-------------------------------------|-----------|--------|-----------|--------|-------------|--------|-----------------------|--------|
|                                     | no motion | motion | no motion | motion | no motion   | motion | no motion             | motion |
| Increasing of Gantry Rotation Time  | =         | ↑      | ↓         | ↓      | =           | ↓      | =                     | ↓      |
| Increasing of Pitch Factor          | =         | ↑      | ↑         | ↑      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of Slice Thickness       | =         | =      | ↓         | ↓      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of Reconstruction Filter | ↓↑        | =      | ↑         | ↑      | =           | =      | =                     | =      |
| Increasing of z-Rotation Speed      | ↑         | ↑      | =         | =      | ↑           | ↑      | ↓                     | ↓      |
| Increasing of z-translation Speed   | =         | =      | =         | =      | ↑           | ↑      | ↓                     | ↓      |

Table 4. The Table shows the influence of each tested CT parameter and of motion on our image quality criteria. [=] no influence, [↑] increasing of the criterion value, [↓] decreasing of the criterion value, [↓↑] variation of the criterion value

## 4. DISCUSSION

We have developed a dynamic platform which allows simulating cardiac motions in the z-axis using rotations and translations. To examine the effect of such motions on the CT image quality and evaluate the physical performance of the latest generation of commercial CT scanners, we have used a Cylindrical Cardiac Calcification Insert (QRM, Möhrendorf, Germany) and tested 12 different motions and 4 CT parameters (gantry rotation time, pitch factor, slice thickness, and reconstruction filter).

In this study, we demonstrated how motion artifacts influence the global axial CT-image quality. This degradation can be noticed by modification of computed volume values, by a decline in the CT-attenuation values, and by the deformation of shape of scanned objects.

Partial volume effect appears when imaging any part of the body where anatomy is changing rapidly in the z direction<sup>28</sup>. The influence of linear motion on noise and on computed volume values is relatively weak. It can be explained by the fact that, with a 64x0.5 (or 64x1, or 64x2) mm collimation and a gantry rotation time of 0.35s, 96 mm (or 192 mm, or 384 mm) are scanned per second whilst the calcifications have moved by 5 or 10 mm. Increasing the number of slices is not enough to get free from the influence of linear motion in the z-axis. Nevertheless, it allows reducing the influence of z-motion and of motion with short periods by quickly covering the predetermined area. On the other hand, the rotation motion influences in a significant way the noise values and the computed volumes. The rotation motion artifacts could be classified as Feldkamp artifacts which are caused by incompleteness of data obtained in cone-beam geometry. This occurs when X-ray attenuation is changing rapidly along the z-axis (i.e. in the x-y plane). Feldkamp artifacts affect the geometrical accuracy<sup>29</sup> of scanned shapes. This may explain why there is a deformation of the calcifications and a variation in the computed volume values.

We also demonstrated that increasing the gantry rotation time decreases the noise in the CT image. The impact of the gantry rotation time differs whether motion is applied or not to the scanned object. When motion is applied to the phantom, the growth in the gantry rotation time increases the computed volumes of the calcifications, decreases the CT-attenuation values, and induces a huge deformation of the scanned object. On the other hand, when our phantom is static, the gantry rotation time did not have much influence on the computed volume values or on high or low contrast detectability. Indeed, the higher gantry rotation time was, the longer time acquisition is needed, and consequently more partial volume effect occur due to the presence of motion. To minimize the time acquisition and reduce motion artifacts, the gantry rotation time can be decreased<sup>30</sup>. It is noteworthy that the gantry rotation time of 35 ms does not help minimizing motion artifacts but it is the weakest available gantry rotation time. In fact, even with the fastest available gantry rotation time it is impossible to remove motion artifacts as observed by Ritchie et al.<sup>5</sup>. Indeed, they have demonstrated that the gantry rotation time necessary to eliminate motion artifacts caused by quiet breathing was 93.5 ms and that a temporal resolution less than 50 ms would be necessary for the best coronary arteries diagnosis. Z-axis resolution was affected by rotation time because of the correlation between temporal resolution and the amount of image data per reconstructed volume<sup>30</sup>.

Another possible solution to reduce acquisition time, and therefore motion artifacts, is to increase the pitch factor<sup>30,31</sup>. However, we substantiated that the increasing of the pitch factor results in an augmentation of CT image noise values. Furthermore, if the studied object moves during the acquisition, the growth in the pitch factor increases the computed volume values. Nevertheless, if no motion is applied to the phantom, the pitch factor does not influence the computation of volume. Variation of pitch factor has no influence on high or low contrast detectability. In addition, choosing table feed values (i.e pitch factor) greater than the nominal section thickness increases the degradation of the slice sensitivity profile<sup>32</sup>. Indeed, for lesions smaller than the slice thickness, a reduction in contrast may be observed due to partial volume effect.

To avoid partial volume inaccuracies due to motion, it is also possible to choose the thinnest available slice thickness. Indeed, it is essential to use a narrow slice width to ensure accuracy of the attenuation values when using MDCT<sup>33</sup>. However, decreasing the slice thickness has two opposing effects. The detection of the calcifications can be improved by a decrease in the partial volume effects but it can be hampered by an increase in noise<sup>34-36</sup>. The decreasing of slice thickness can also lead to the disappearance of the little calcifications, more particularly when the size of the calcification is lower than the slice thickness<sup>37</sup>.

We also showed in the study that when no motion applied to the phantom, the softer reconstruction filter is, the lower CT-attenuation values of our high contrast calcifications are, and the lower full width at half maximums (and by consequence the computed volume values) are, and the lower CT-images noise values are. This demonstrates that it is important to use the correct and appropriate filter to the exam. For instance, for low contrast objects detection, it is better to use a soft reconstruction filter because the noise will be less important than with a hard reconstruction filter.

## 5. CONCLUSION

CT parameters choices (gantry rotation time, pitch factor, slice thickness, reconstruction filter, mAs<sup>1</sup>, and kV<sup>1</sup>) have a great influence on global image quality and more particularly on noise, on detection and on volume computation (Table 4). Moreover, motion in the z-axis (translation and/or rotation) induces motion artifacts which also degrade the CT image quality (Table 4). Corruption of data can result in loss of information about form, contrast and/or size of the scanned object. This corruption can lead to diagnosis errors by mimicking diseases or by masking physiological details. In addition, CT parameters do not influence CT-images quality in the same way if motion is applied to the scanned object (Table 4). However, motion remains a problem even with the latest generation of CT-scanner. Indeed, even with these CT-scanners one cannot eliminate the effect of organ motion during exams, even with a respiratory (or cardiac, or both) gating. It is difficult to find a perfect compromise between all CT-parameters when taking into account the motion of the scanned organ (which is generally unknown) to have the best CT image quality. Choice of CT-parameter has to be carried considering anatomical details properties (high or low density, size, location). Elaboration of precise and pre-determined protocol for each acquisition is a real necessity.

## ACKNOWLEDGMENT

The authors want to thank Yannick Kowalski for hours spent realizing CT-acquisitions and Francine Grosprêtre for her collaboration.

## REFERENCES

1. R. Grosjean, R. M. Guerra, C. Lorentz, C. Pasquier, P. A. Vuissoz, M. Claudon and J. Felblinger. Dynamic platform for moving organ moving. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006*; 6142:1137-1147.
2. R. Grosjean, R. M. Guerra, B. Sauer, A. Blum, J. Hubert and J. Felblinger. Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007*; 1:2924-2927.
3. R. Grosjean, B. Sauer, R. M. Guerra, A. Blum, J. Felblinger and J. Hubert. Degradation of the z- resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2007*; 1:4429-4432.
4. M. J. Greuter, J. Dorgelo, W. G. Tukker and M. Oudkerk. Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit. *Eur Radiol 2005*; 15:995-1007.
5. C. J. Ritchie, J. D. Godwin, C. R. Crawford, W. Stanford, H. Anno and Y. Kim. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology 1992*; 185:37-42.
6. C. H. McCollough, M. R. Bruesewitz, T. R. Daly and F. E. Zink. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics 2000*; 20:1675-1681.
7. G. T. Chen, J. H. Kung and K. P. Beaudette. Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol 2004*; 14:19-26.
8. E. D. Brandner, A. Wu, H. Chen, D. Heron, S. Kalnicki, K. Komanduri, K. Gerszten, S. Burton, I. Ahmed and Z. Shou. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys 2006*; 65:554-560.
9. M. Remy-Jardin, I. Tillie-Leblond, D. Szapiro, B. Ghaye, L. Cotte, I. Mastora, V. Delannoy and J. Remy. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol 2002*; 12:1971-1978.
10. A. E. Lujan, R. K. Ten Haken, E. W. Larsen and J. M. Balter. Quantization of setup uncertainties in 3-D dose calculations. *Med Phys 1999*; 26:2397-2402.
11. C. Pasquier, Odille, F., Abaercherli, R., Vuissoz, PA., Felblinger, J. Modeling of organ's motion using external sensors. In: *Proc of ISMRM. Seattle, USA, 2006*; 3201.
12. S. Achenbach, D. Ropers, J. Holle, G. Muschiol, W. G. Daniel and W. Moshage. In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT. *Radiology 2000*; 216:457-463.
13. S. Mao, B. Lu, R. J. Oudiz, H. Bakhsheshi, S. C. Liu and M. J. Budoff. Coronary artery motion in electron beam tomography. *J Comput Assist Tomogr 2000*; 24:253-258.
14. B. Lu, S. S. Mao, N. Zhuang, H. Bakhsheshi, H. Yamamoto, J. Takasu, S. C. Liu and M. J. Budoff. Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging. *Invest Radiol 2001*; 36:250-256.
15. S. Ulzheimer. Cardiac Imaging with X-ray Computed tomography: new approaches to image acquisition and quality assurance. In: *IMP, 2001*.
16. M. B. Hofman, S. A. Wickline and C. H. Lorenz. Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification. *J Magn Reson Imaging 1998*; 8:568-576.
17. R. M. Setser, N. G. Smedira, M. L. Lieber, E. D. Sabo and R. D. White. Left ventricular torsional mechanics after left ventricular reconstruction surgery for ischemic cardiomyopathy. *J Thorac Cardiovasc Surg 2007*; 134:888-896.
18. M. Stuber, M. B. Scheidegger, S. E. Fischer, E. Nagel, F. Steinemann, O. M. Hess and P. Boesiger. Alterations in the local myocardial motion pattern in patients suffering from pressure overload due to aortic stenosis. *Circulation 1999*; 100:361-368.
19. C. Hong, C. R. Becker, A. Huber, U. J. Schoepf, B. Ohnesorge, A. Knez, R. Bruning and M. F. Reiser. ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality. *Radiology 2001*; 220:712-717.

20. R. M. C. Guerra, A., Y. Ponvianne, R. Grosjean and J. Felblinger. Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler Tissue Imaging (DTI) data. *Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE* 2006; 6142:61420K61421 -61428.
21. T. Flohr, B. Ohnesorge, H. Bruder, K. Stierstorfer, J. Simon, C. Suess and S. Schaller. Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16-slice CT system. *Med Phys* 2003; 30:2650-2662.
22. W. A. Kalender and A. Polacin. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991; 18:910-915.
23. H. Hu. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999; 26:5-18.
24. M. Kachelriess, S. Schaller and W. A. Kalender. Advanced single-slice rebinning in cone-beam spiral CT. *Med Phys* 2000; 27:754-772.
25. T. G. Flohr, K. Stierstorfer, S. Ulzheimer, H. Bruder, A. N. Primak and C. H. McCollough. Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot. *Med Phys* 2005; 32:2536-2547.
26. T. Flohr, K. Stierstorfer, H. Bruder, J. Simon, A. Polacin and S. Schaller. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys* 2003; 30:832-845.
27. S. Mori, M. Endo, T. Tsunoo, S. Kandatsu, S. Tanada, H. Aradate, Y. Saito, H. Miyazaki, K. Satoh, S. Matsushita and M. Kusakabe. Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys* 2004; 31:1348-1356.
28. J. F. Barrett and N. Keat. Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics* 2004; 24:1679-1691.
29. L. A. Feldkamp, L. C. Davis and J. W. Kress. Practical cone-beam algorithm. *J. Opt. Soc. Am.* 1984; A:612-619.
30. N. M. Wink, M. F. McNitt-Gray and T. D. Solberg. Optimization of multi-slice helical respiration-correlated CT: the effects of table speed and rotation time. *Phys Med Biol* 2005; 50:5717-5729.
31. H. Hu and S. H. Fox. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943-1954.
32. A. Polacin, W. A. Kalender and G. Marchal. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology* 1992; 185:29-35.
33. C. A. Zarse, J. A. McAteer, M. Tann, A. J. Sommer, S. C. Kim, R. F. Paterson, E. K. Hatt, J. E. Lingeman, A. P. Evan and J. C. Williams, Jr. Helical computed tomography accurately reports urinary stone composition using attenuation values: in vitro verification using high-resolution micro-computed tomography calibrated to fourier transform infrared microspectroscopy. *Urology* 2004; 63:828-833.
34. R. J. Scheck, E. M. Coppenrath, M. W. Kellner, K. J. Lehmann, C. Rock, J. Rieger, L. Rothmeier, F. Schweden, A. A. Bauml and K. Hahn. Radiation dose and image quality in spiral computed tomography: multicentre evaluation at six institutions. *Br J Radiol* 1998; 71:734-744.
35. H. O. Shin, C. V. Falck and M. Galanski. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol* 2004; 14:341-349.
36. E. Ketellegers and B. E. Van Beers. Urinary calculi: improved detection and characterization with thin-slice multidetector CT. *Eur Radiol* 2006; 16:161-165.
37. R. Grosjean, B. Sauer, R. M. Guerra, Y. Ponvianne, M. Daudon, A. Blum, J. Felblinger and J. Hubert. Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion. *American Journal of Roentgenology* 2007; 190.



## **Annexe 3**

**Grosjean R.** Sauer B., Guerra RM., Blum A., Felblinger J., Hubert J.  
*Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner.*  
Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:4429-32.



# Degradation of the z- resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner

Romain GROSJEAN, Benoît SAUER, Rui Matias GUERRA,  
Alain BLUM, Jacques FELBLINGER, *Member, IEEE*, and Jacques HUBERT

*Abstract*—Isotropic acquisitions are routinely achievable with 64- channel CT scanners. As it predecessors, it includes MultiPlanar Reformation (MPR) projection for the reconstruction of two-dimensional images and volume rendering for the creation of three dimensional images. The accuracy of images obtained with these postprocessing methods depends on the spatial resolution of image data acquired along the long axis of the patient (ie longitudinal, or z-axis spatial resolution). But physiologic motions can appear during a Computed Tomography (CT) exam and can lead to a degradation of this spatial resolution. By using two different phantoms and a dynamic platform, we have studied the influence of a z-axis linear motion on the MPR images quality. Our results show that the corruption of the data results in the loss of information about the form, the contrast and/or the size of the scanned object. This corruption of data can lead to diagnostic errors by mimicking diseases or by masking physiologic details

## I. INTRODUCTION

The introduction of computed tomography (CT) has revolutionized medical imaging. Postprocessing applications, that allow the transformation of axial CT data into non-axial images, have evolved with CT technology. Most applications include MultiPlanar Reformation (MPR) and Maximum Intensity Projection (MIP) for the reconstruction of two-dimensional images and volume rendering for the creation of three dimensional images. The accuracy of images obtained with these postprocessing methods depends on the spatial resolution of image data acquired along the long axis of the patient (ie longitudinal, or z-axis spatial resolution). Axial images, therefore, consist of data reconstructed in

axial sections along the x- and y-axes. Through several generations of CT scanners, long-axis resolution was consistently inferior to short-axis, or axial, spatial resolution. When data are reconstructed to achieve similar dimensions in all three planes, the data are considered to be isotropic [1]. On the other hand, if the reconstructed section thickness is greater than the pixel size, the data are considered anisotropic, and spatial resolution in the longitudinal plane is inferior to that in the transverse plane. A 64-channel CT scanner, which is designed to maximize z-axis coverage, is one of the multidetector CT scanner that most recently became available commercially. The large volume of coverage per gantry rotation, coupled with an increased rate of gantry rotation, has improved the temporal resolution of CT image data significantly [2, 3]. With 64- channel CT scanners, isotropic acquisitions are routinely achievable. Although there is only a minor improvement in the quality of depiction of most abnormalities with an isotropic acquisition [4], there is no penalty for using the isotropic setting routinely for all cases.

Physiologic motions can appear during CT exam. These motions lead to artifacts which can seriously degrade the quality of CT images [5-10]. Before optimizing the CT scanners parameters or tempting to correct these artifacts, it is necessary to well understand them, to study their apparition, their influence on the image quality and the effect of the reconstruction algorithms. In this study we used isotropic MPR images of a 64 channel scanner to study the influence of a longitudinal direction motion on the image quality of such reconstructed images.

## II. MATERIAL AND METHODS

### A. Phantoms

The conducted experiments used a linear spatial resolution phantom (bar pattern) (110 mm x 40 mm) allowing to measure the spatial resolution in line pairs per cm (lp/cm) (Fig 1b). It allowed to estimate spatial resolution from 0.5 lp/cm to 50 lp/cm.

The second used phantom was a home made phantom realized with a Polyacetal plate (250x140x5 mm) where holes with different diameter have been bored (Fig 1c). It was called "Circle pattern". In the z-axis, there was a succession of five holes with a diameter respectively equal to 10, 20, 30, 20, 10 mm. At 5 mm of each hole were bored two series of two 2 mm diameter holes spaced out 2 mm apart. Each series were spaced out 10

Manuscript received March 29, 2007.

R. G. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (phone: +33 383157902; fax: +33 383154062; e-mail: r.grosjean@chu-nancy.fr).

B. S. and R. M. G. are with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (e-mail: b.sauer@chu-nancy.fr; r.guerra@chu-nancy.fr).

A. B. is with the Department of Radiology, Imagerie Guilloz, Central Hospital, F-54000 Nancy, FRANCE (a.blum@chu-nancy.fr)

J. F. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (j.felblinger@chu-nancy.fr)

J. H. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France. He is with the department of urology, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-lès-Nancy, France (j.hubert@chu-nancy.fr).

mm apart. It allowed to study the circularity of the holes and the eventual merging of several holes when a motion was applied. These two phantoms provided an easy mean to estimate the spatial resolution in the x-z plane.

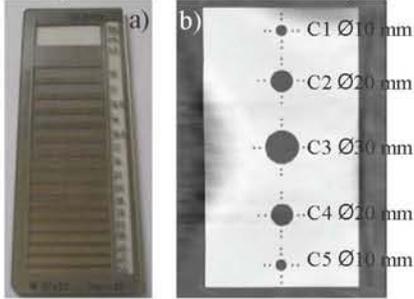


Fig. 1. (a) Linear spatial resolution phantom. (b) Polyacetal plate with calibrated holes in the z-axis.

### B. Dynamic Platform

The two used phantoms were placed on a dynamic platform. This platform has been designed by Grosjean et al. [9] to accurately simulate respiratory motions in the z axis.



Fig. 2. Dynamic platform placed on the table of the Aquilon 64 CFX multislice CT scanner (Toshiba Medical, Tokyo, Japan)

First acquisition was realized with the platform kept at rest to obtain a reference image. Three acquisitions were then realized with three different speeds (5, 10 and 20 mm.s<sup>-1</sup>). These three different linear motions simulated a possible drift motion corresponding to a non-maintained breathhold.

### C. Acquisition

The acquisitions were realized on an Aquilon 64 CFX multislice CT scanner (Toshiba Medical, Tokyo, Japan) with these following parameters: 120kV, 400 mA, gantry rotation time 0.35 s, collimation 0.5 mm, reconstruction interval 0.3 mm, reconstruction filter FC51, and a pitch factor of 0,828 (i.e helical pitch 53). This study was based on the use of MPR images (pixel size 0,625 x 0,625).

### D. Image analysis

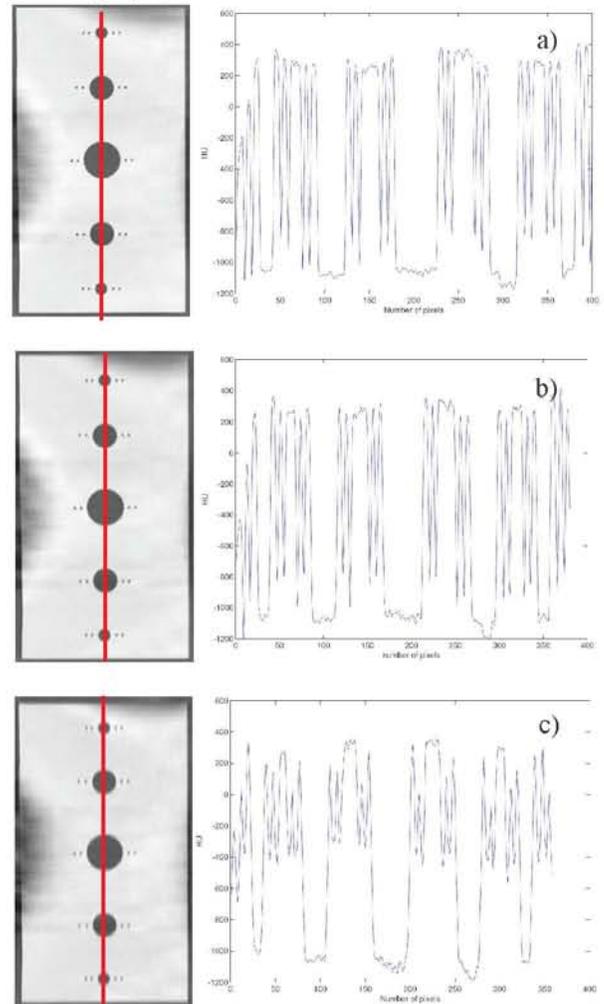
The image analysis has been performed with Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, Ma, USA). To analyze the degradation of the spatial resolution on MPR images due to a longitudinal motion we have used two criterions: a line profile in the longitudinal direction for both phantoms and the “deviation to the inscribed circle” index (DICI) of each hole for the home made phantom. The “deviation to the inscribed circle” index is defined by (1)

$$DICI = 1 - \frac{\pi r^2}{A} \quad (1)$$

Where r the radius of the hole in mm and A the computed area of the hole in mm<sup>2</sup>.

## III. RESULTS

### A. Line profile



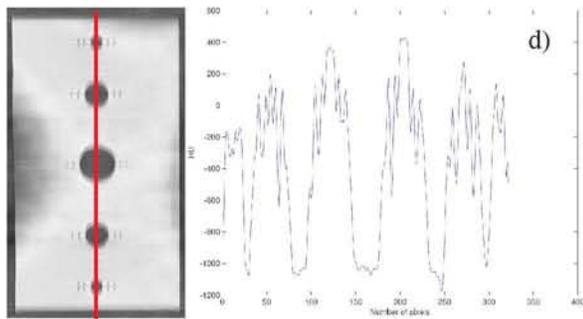


Fig. 3. MPR images of the home made phantom ("circle pattern") and corresponding longitudinal line profile. a)  $v=0$  mm.s<sup>-1</sup>, b)  $v=5$  mm.s<sup>-1</sup>, c)  $v=10$  mm.s<sup>-1</sup>, d)  $v=20$  mm.s<sup>-1</sup>)

Without motion, the line profile allowed to detect all the holes bored in the plate. The difference of contrast between the plate and the holes was constant and sharp. The X-ray attenuation value of the Polyacetal plate was about 300 HU. The X-ray attenuation value of the 10, 20 and 30 mm diameter holes was about -1100 HU. The X ray attenuation of the 2 mm diameter holes was about -850 HU (Fig. 3a).

When a 5 mm.s<sup>-1</sup> speed was applied, the detection was the same as without motion. The succession of holes and the difference of contrast were significantly equal to those measured without motion (Fig. 3b).

For a 10 mm.s<sup>-1</sup> speed, the serie of holes was always detected. The X-ray attenuation values of the 10, the 20 and the 30 diameter holes were the same as with no motion (~1100 HU). On the contrary, the 2 mm diameter holes had no more the same X-ray attenuation values. Indeed, the mean HU value of the 2 mm diameter holes was -400 HU. The X-ray attenuation values of the plate between a 2 mm diameter and a 10, 20 or 30 mm diameter (~150 HU) were lower than those obtained without motion (~300 HU) (Fig. 3c).

When a 20 mm.s<sup>-1</sup> speed was applied, the 10, 20 and 30 mm diameter holes were always detectable. On the opposite, 2 mm diameter holes were not all detected. The first series of two 2 mm diameter holes did not appear clearly on the line profile. The two 2 mm diameter holes bored before the second 10 mm diameter hole were merged. The mean X-ray attenuation values of the 2 mm diameter holes were equal to about -200 HU (Fig. 3d).

The higher the speed was, the lowest the length of the plate between two series of holes, the diameter of the hole and the total length of the plate were. For example, the length of the plate is about 250 mm without motion, 237 mm at 5 mm.s<sup>-1</sup>, 223 mm at 10 mm.s<sup>-1</sup>, and 201 mm at 20 mm.s<sup>-1</sup>. Another example is the reduction of the diameter of 30 mm diameter hole when the speed increased. With no motion the calculated diameter was 29 mm, at 5 mm.s<sup>-1</sup> it is equal to 27 mm, at 10 mm.s<sup>-1</sup> it is equal to 25 mm and finally at 20 mm.s<sup>-1</sup> it is equal to 21 mm (Fig. 3).

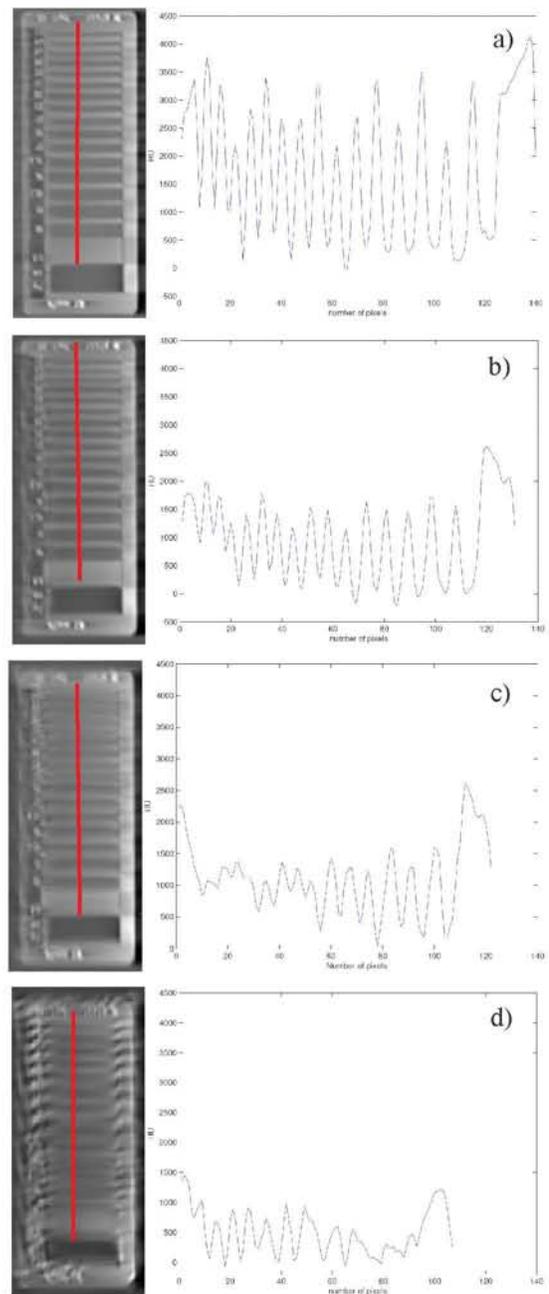


Fig. 4. MPR images of the linear spatial resolution phantom and corresponding longitudinal line profile. a)  $v=0$  mm.s<sup>-1</sup>, b)  $v=5$  mm.s<sup>-1</sup>, c)  $v=10$  mm.s<sup>-1</sup>, d)  $v=20$  mm.s<sup>-1</sup>

Without motion, the sixteen areas where the resolution is supposed to be tested were detected but they appear as holes. Even the lowest spatial resolution in lp/cm (0,5 lp/cm) cannot be measured. The degradation of the spatial resolution due to the presence of a motion cannot be proved by using the resolution grid in lp/cm. Nevertheless, some information can be extracted from these curves. Indeed, the highest the speed is, the lowest the CT attenuation values of the linear spatial resolution phantom decreased. For example, the mean CT-attenuation value of the phantom is equal to 3000 HU with no motion but equal to 700 HU with the maximal speed (20 mm.s<sup>-1</sup>). Moreover, the length of the phantom decreased when a motion is applied. Without motion the

calculated length was 87 mm, at  $5 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  it is equal to 81 mm, at  $10 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  it is equal to 76 mm and finally at  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  it is equal to 67 mm (Fig. 4). When a  $5 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  speed was applied, the sixteen areas where the resolution is supposed to be tested were detected (Fig. 4b). When a  $10 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  speed was applied, only fourteen areas, where the resolution is supposed to be tested, were detected (Fig. 4c). And with  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  speed, only twelve areas were detected (Fig. 4d).

#### B. "Deviation to the inscribed circle" Index

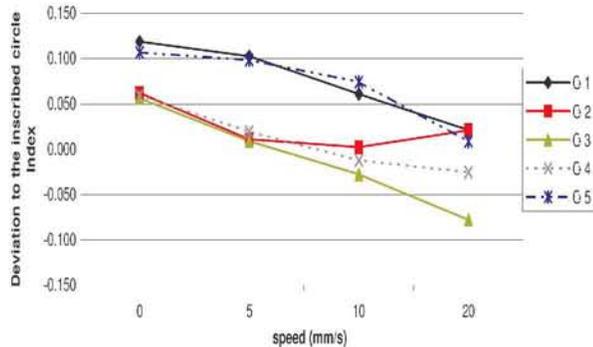


Fig. 5. Evolution of the DIC with the increasing of the speed. The 5 bored holes have been represented. This index is obtained thanks to (1). C1 and C5 are the 10 mm diameter hole, C2 and C4 are the 20 mm diameter holes and C3 is the 30 mm diameter hole.

For all the bored holes (C1 to C5), the DIC decreased when the speed increase except for the circle number 2 (C2) with the  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ .

#### IV. DISCUSSION & CONCLUSION

When the speed increases, a merge between two 2 mm diameter holes, spaced out 2 mm apart, or between a 2 mm diameter hole and the nearest larger hole (10, 20 or 30 mm diameter hole), spaced out 5 mm apart, can appear. The higher the speed is, the less the 2 mm diameter holes are easily detectable either because they are merged with other holes or because they appear taller than they really are. This last point can be explained by an undersampling due to the linear motion applied on the phantom. The undersampling leads also to a decreasing of the "the "deviation to the inscribed circle" index except for C2 at  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , where the index increases significantly. But in this case, C2 is merged with a 2 mm diameter hole. This undersampling can be explained by the fact the phantom moves with a linear speed in the same direction as the table during the exam. As this motion is not compensated by the reconstruction algorithm, all the parts of the phantom are not scanned, that is why the length of the phantom and the size of the hole decreased when the speed increases. In the coronal plane, even without motion, the lowest spatial resolution of our phantom in lp/cm (0,5 lp/cm) cannot be measured. So, when a motion is applied, the spatial resolution is still weaker. We were not able to quantify this decreasing when speed increase because our phantom was not ideal for this kind of quantification. Moreover, as described by Grosjean et al. [11], we can notice that the X-ray attenuation values of the phantom decrease when the

speed increases. In conclusion, we can say that a motion in the z-axis leads to a diminishing of the spatial resolution. This degradation can result in the loss of information about the form, the contrast and/or the size of the scanned object. This corruption of data can lead to diagnostic errors by mimicking diseases or by masking details. To conclude, we can say that it is primordial, even with the latest generations of CT, to guarantee the total absence of voluntary or involuntary patient motion and particularly the absence of respiration motion which is well known to be the motion with the highest amplitude realized in the z-axis during a CT exam [12].

#### ACKNOWLEDGMENT

R. G. and J. F. thank Daniel Winninger for the loan of the linear spatial resolution phantom (bar pattern).

#### REFERENCES

- [1]. Dalrymple, N.C., S.R. Prasad, M.W. Freckleton, and K.N. Chintapalli, Informatics in radiology (infoRAD): introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT. *Radiographics*, 2005. 25(5): p. 1409-28.
- [2]. Mori, S., N. Kanematsu, H. Mizuno, M. Sunaoka, and M. Endo, Physical evaluation of CT scan methods for radiation therapy planning: comparison of fast, slow and gating scan using the 256-detector row CT scanner. *Phys Med Biol*, 2006. 51(3): p. 587-600.
- [3]. Mori, S., M. Endo, T. Tsunoo, S. Kandatsu, S. Tanada, H. Aradate, Y. Saito, H. Miyazaki, K. Satoh, S. Matsushita, and M. Kusakabe, Physical performance evaluation of a 256-slice CT-scanner for four-dimensional imaging. *Med Phys*, 2004. 31(6): p. 1348-56.
- [4]. Dalrymple, N.C., S.R. Prasad, F.M. El-Merhi, and K.N. Chintapalli, Price of isotropy in multidetector CT. *Radiographics*, 2007. 27(1): p. 49-62.
- [5]. Chen, G.T., J.H. Kung, and K.P. Beaudette, Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol*, 2004. 14(1): p. 19-26.
- [6]. Alfidi, R.J., W.J. MacIntyre, and J.R. Haaga, The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol*, 1976. 127(1): p. 11-5.
- [7]. McCollough, C.H., M.R. Bruesewitz, T.R. Daly, and F.E. Zink, Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics*, 2000. 20(6): p. 1675-81.
- [8]. Ritchie, C.J., J.D. Godwin, C.R. Crawford, W. Stanford, H. Anno, and Y. Kim, Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology*, 1992. 185(1): p. 37-42.
- [9]. Grosjean, R., R.M. Guerra, C. Lorentz, C. Pasquier, P.A. Vuissoz, M. Claudon, and J. Felblinger, Dynamic platform for moving organ moving. *Proc of SPIE Medical Imaging*, 2006. 6142: p. 1137-1147.
- [10]. Cody, D.D., D.M. Stevens, and L.E. Ginsberg, Multi-detector row CT artifacts that mimic disease. *Radiology*, 2005. 236(3): p. 756-61.
- [11]. Grosjean, R., B. Sauer, R.M. Guerra, Y. Ponvianne, M. Daudon, A. Blum, J. Felblinger, and J. Hubert, Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion. Submitted.
- [12]. Remy-Jardin, M., I. Tillie-Leblond, D. Szapiro, B. Ghaye, L. Cotte, I. Mastora, V. Delannoy, and J. Remy, CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol*, 2002. 12(8): p. 1971-8.

## **Annexe 4**

**Grosjean R.** Guerra RM., Sauer B., Blum A., Hubert J., Felblinger J.  
*Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner*  
Conf Proc IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2007;1:2924-7.



# Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner

Romain GROSJEAN, Rui Matias GUERRA, Benoît SAUER,  
Alain BLUM, Jacques HUBERT, and Jacques FELBLINGER, *Member, IEEE*

**Abstract**—Physiologic motions can appear during a Computed Tomography (CT) exam. Even if some motions can be prevented, others are unavoidable. To tempt to correct the resulting artifacts, it is necessary to understand their apparition and their influence on the image quality. By using an anthropomorphic phantom and a dynamic platform, we have studied the influence of three different linear speeds on the quality of CT axial images. The results proved that the deformation, the detectability and the contrast of calcifications are of course dependent on the size and on the density of the calcification but also on the movement applied to them. The influence of the motion on the image quality depends on the studied object and cannot be predicted.

## I. INTRODUCTION

Periodic and aperiodic physiologic motions can appear during a Computed Tomography (CT) exam. These motions lead to artifacts which can seriously degrade the quality of CT images [1-6]. Before optimizing the CT scanners parameters or tempting to correct these artifacts, it is necessary to well understand them, to study their apparition and their influence on the image quality. Patient motion can cause misregistration artifacts, which usually appear as shading [7] or streaking [8] in the reconstructed image. Voluntary motion can be prevented, but some involuntary motions, as respiration induced motions, may be unavoidable during body scanning [2, 9-11]. In this study, three different speeds, that can simulate a non-maintained breathhold, have been applied on a phantom to study the influence of a z-axis motion on the

axial (x-y) spatial resolution and on the measured CT-attenuation value in Hounsfield Units (HU)[12].

## II. MATERIAL AND METHODS

### A. Phantoms

For this experiment, we used an anthropomorphic cardiac CT phantom (QRM, Möhrendorf, Germany). It consists of two parts: the anthropomorphic phantom body and the calibration insert lodged at the heart position. The phantom body simulates artificial lungs and a spine insert; all is surrounded by soft tissue equivalent material. The calibration insert contains three series of three cylindrical calcifications spaced out by 120 degrees (Fig. 1a). Each series has a specific hydroxyapatite (HA) density (200, 400 and 800  $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) and contains three different types of cylinder with specific diameter ( $d$  in mm) and length ( $L$  in mm) ( $d_1=L_1=1$ ,  $d_2=L_2=3$ ,  $d_3=L_3=5$ ). The material used in this semi-anthropomorphic phantom mimic the tissues in the thorax with respect to density and attenuation characteristics. This phantom allowed us to study the contrast resolution in the x-y plane (Fig 1, 2).

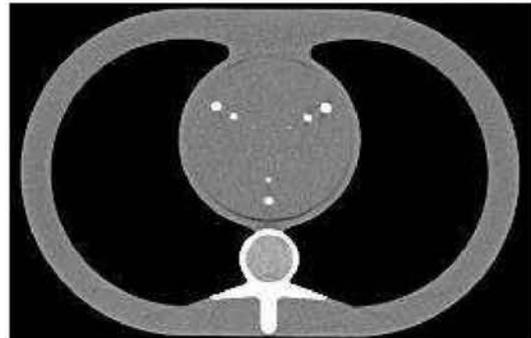


Fig. 1. CT image of the anthropomorphic cardiac phantom. The calibration insert contains nine cylindrical calcifications that vary in size and hydroxyapatite density. The hydroxyapatite cylinders mimic coronary artery calcifications.

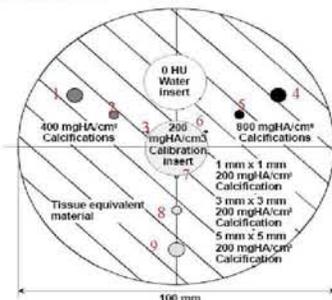


Fig. 2. All the calcifications placed in the cardiac insert have been numbered to facilitate the understanding of the results.

Manuscript received March 29, 2007.

R. G. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (phone: +33 383157902; fax: +33 383154062; e-mail: r.grosjean@chu-nancy.fr).

R. M. G. B. and B. S. are with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (r.guerra@chu-nancy.fr; b.sauer@chu-nancy.fr).

A. B. is with the department of radiology, Imagerie Guilloz, Central Hospital, F-54000 Nancy, FRANCE (a.blum@chu-nancy.fr)

J. H. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France. He is with the department of urology, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-lès-Nancy, France (j.hubert@chu-nancy.fr).

J. F. is with INSERM, ERI13, Nancy, F54000, France and also with Nancy University, IADI, CHU de Nancy Brabois, F-54511 Vandoeuvre-les-Nancy, France (j.felblinger@chu-nancy.fr)

### B. Dynamic Platform

The phantom was placed on a dynamic platform (Fig. 3). This platform has been designed by Grosjean et al. [5] to accurately simulate respiratory motions in the z axis.



Fig. 3. Dynamic platform placed on the table of the Aquilon 64 CFX multislice CT scanner (Toshiba Medical, Tokyo, Japan).

First acquisition was realized with the platform kept at rest to obtain a reference image. Three acquisitions were then realized with three different speeds (5, 10 and 20 mm.s<sup>-1</sup>). These three different linear motions simulated a possible drift motion corresponding to a non-maintained breathhold.

### C. Acquisition

The acquisitions were realized on an Aquilon 64 CFX multislice CT scanner (Toshiba Medical, Tokyo, Japan) with these following parameters: 120kV, 400 mA, gantry rotation time 0.35 s, collimation 0.5 mm, reconstruction interval 0.3 mm, reconstruction filter FC 12, and a pitch factor of 0,828 (i.e helical pitch 53), pixel size of 0,781 x 0,781 mm. These parameters correspond to a standard abdominal protocol acquisition.

### D. Image analysis

The image analysis has been performed with Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, Ma, USA). Three methods have been used for the study of the spatial resolution of CT-axial images: the area of each calcification has been measured, the circularity index of each calcification has been computed and a line profile was drawn with middle height of each calcification in the x-direction. The computation of the area has been obtained after applying a threshold (100 HU) to the CT images. The circularity index has been calculated by (1).

$$F_c = \frac{\pi r^2}{A} \quad (1)$$

With  $F_c$ : the circularity index,  $r$ : the exact radius of a calcification and  $A$ : the computed area of a calcification. The circularity index is equal to 1 if the calcification is a perfect circle. The more the object is elongated, the higher  $F_c$  is.

## III. RESULTS

### A. Line profile

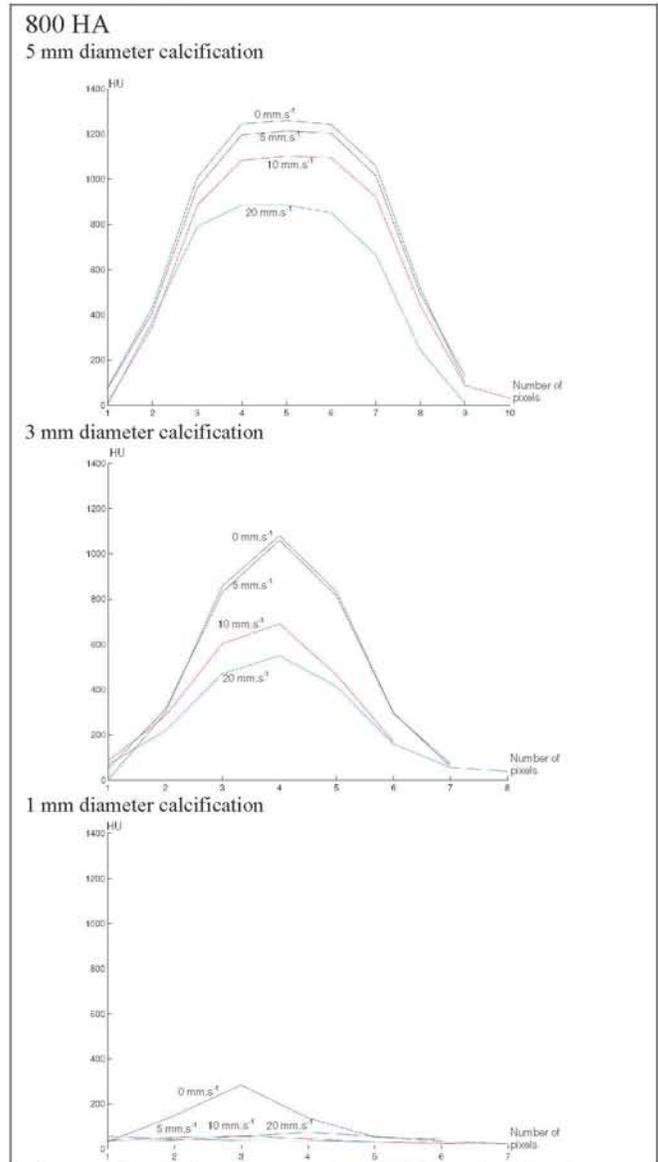
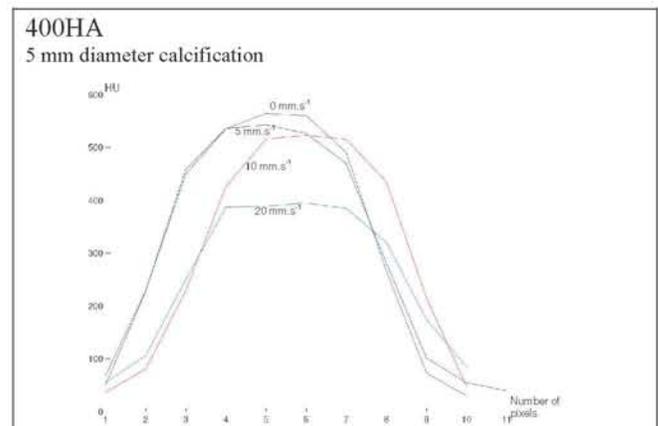


Fig. 4. Influence of the linear speed on the line profile of the three 800 HA calcifications.



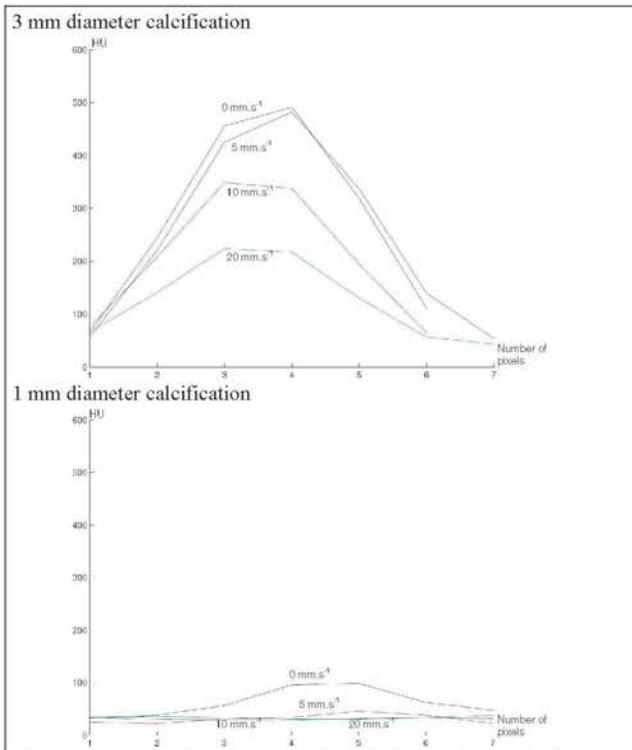


Fig. 5. Influence of the linear speed on the line profile of the three 400 HA calcifications.

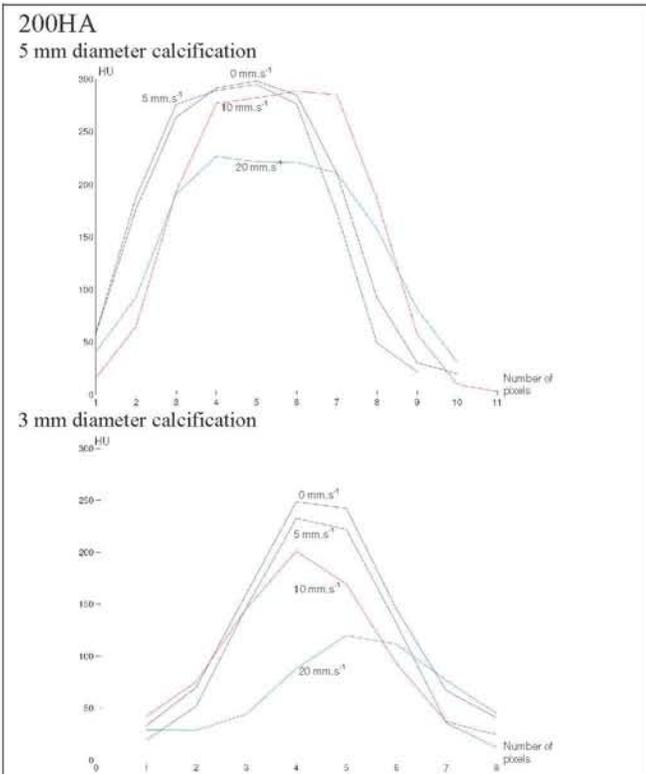


Fig 6. Influence of the linear speed on the line profile of the three 200 HA calcifications.

Without motion, for all Hydroxyapatite densities (800 mgHA/cm<sup>2</sup>, 400 mgHA/cm<sup>2</sup> and 200 mgHA/cm<sup>2</sup>), all the 5mm, the 3mm and the 1 mm diameter calcifications were detected except the 1 mm diameter calcification for the 200 mgHA/cm<sup>2</sup> density (Fig. 4, 5,6).

When applying a linear motion the 3 and 5 mm diameter calcifications were still detected. But, the higher the speed was, the lower the Hounsfield Units (HU) of these calcifications were (Fig. 4, 5, 6)

For the 800 mgHA/cm<sup>2</sup>-density, 1 mm diameter calcification was no more detected from 20 mm/s (Fig. 4). For the 400 mgHA/cm<sup>2</sup> density, the 1 mm diameter calcification was no more detected from 5 mm/s (Fig. 5). And for the 200 mgHA/cm<sup>2</sup> density, the 1 mm diameter calcification was never visible (Fig. 6).

### B. Computed area

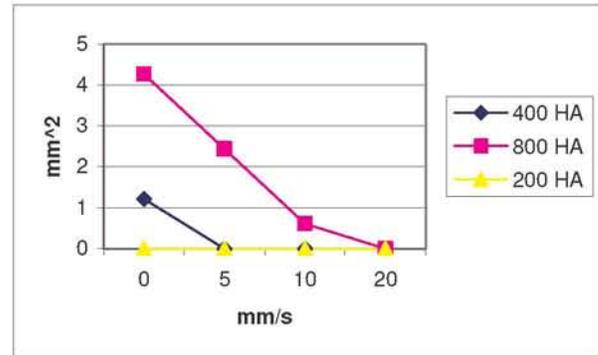


Fig. 7. Evolution of the area of the 1 mm diameter calcifications.

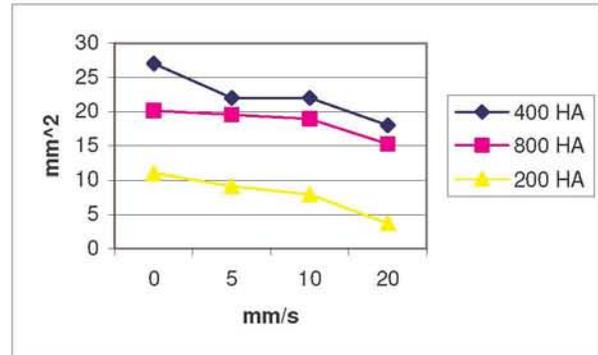


Fig. 8. Evolution of the area of the 3 mm diameter calcifications.

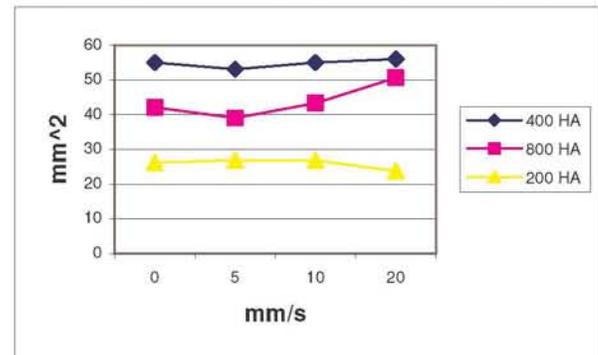


Fig. 9. Evolution of the area of the 5 mm diameter calcifications.

For the 1 mm calcifications, the area could not be calculated for the 200 mgHA/cm<sup>2</sup> density. For the 400 mgHA/cm<sup>2</sup> density, the area could not be computed from 5 mm/s and for the 800 mgHA/cm<sup>2</sup> density, the area could not be calculated from 20 mm/s. Nevertheless, for the 800 mgHA/cm<sup>2</sup> density, the higher the speed was, the lower the area was (Fig. 7).

For the 3 mm calcifications, all the areas could be computed. For a given mgHA/cm<sup>2</sup> density, the higher the speed was, the lower the area was (Fig. 8).

For the 5 mm calcifications, for all speed and for all density, the area could be calculated. The variation of the measured area, with increased speed, was not significant (Fig. 9).

### C. Circularity index

TABLE I: Circularity index of each calcification for each speed

|                 | Diameter (mm) | HA density (mgHA/cm <sup>2</sup> ) | 0 mm/s            | 5 mm/s            | 10 mm/s           | 20 mm/s           |
|-----------------|---------------|------------------------------------|-------------------|-------------------|-------------------|-------------------|
|                 |               |                                    | circularity index | circularity index | circularity index | circularity index |
| Calcification 4 | 5             | 800                                | 0.466             | 0.503             | 0.453             | 0.588             |
| Calcification 1 | 5             | 400                                | 0.585             | 0.607             | 0.585             | 0.575             |
| Calcification 9 | 5             | 200                                | 0.748             | 0.731             | 0.731             | 0.825             |
| Calcification 5 | 3             | 800                                | 0.351             | 0.362             | 0.374             | 0.463             |
| Calcification 2 | 3             | 400                                | 0.429             | 0.526             | 0.526             | 0.643             |
| Calcification 8 | 3             | 200                                | 0.643             | 0.772             | 0.891             | 1.930             |
| Calcification 6 | 1             | 800                                | 0.184             | 0.322             | 1.287             |                   |
| Calcification 3 | 1             | 400                                | 0.643             |                   |                   |                   |
| Calcification 7 | 1             | 200                                |                   |                   |                   |                   |

Even without motion, the calcifications did not appear perfectly circular. Indeed, no circularity index was equal to 1. Nevertheless, this index was dependent on the motion since it varied when the speed increased (Table I). For the 5 mm diameter calcifications, this evolution of the index was not linear or even constant but it can be noticed that the difference between the circularity index calculated without motion and those calculated with the maximal speed was always the higher. For example,  $F_c(C4, V0) < F_c(C4, V3)$ .

For the 3 mm diameter calcifications, the higher the speed was, the higher the circularity index was. For example,  $F_c(C5, V0) < F_c(C5, V1) < F_c(C5, V2) < F_c(C5, V3)$ . For the 1 mm diameter calcifications, only four circularity index can be calculated. For the 800 mgHA/cm<sup>2</sup>, the circularity index increased when the speed increased.

## IV. DISCUSSION & CONCLUSION

As described by Tublin et al. [13] and by Shin et al. [14], the smallest calcification with the lowest contrast (i.e the 1 mm diameter calcification with a 200 mgHA/cm<sup>2</sup> density) was never detected even without motion. On the opposite, the 1 diameter calcifications with higher densities (400 and 800 mgHA/cm<sup>2</sup>) can be perfectly detected without motion. When a motion is applied the 1 mm diameter calcification disappeared from 5 mm/s for the 400 mgHA/cm<sup>2</sup> density and from 20 mm/s for the 800 mgHA/cm<sup>2</sup> density. The 5mm and the 3 mm diameter calcifications were always detected even with the maximal speed. The size and the density of the studied object play an important role in the determination of the influence of the motion on image quality.

For the 1 and the 3 mm diameter calcifications, the measured area decreased when the speed increased. On the opposite, for any density, the area of the 5 mm diameter calcification did not vary significantly when the speed increase. The little structures, with a diameter inferior to 3 mm, are so more sensitive to the motion than the bigger structure (i.e with a diameter superior to 3 mm). The influence of the movement is thus not always the same according to the size of the studied structure.

This influence of the motion on the least calcifications can also be shown by using the circularity index which is used as a deformation criterion. Indeed as the circularity index varied with the increasing of the speed, it proves that deformation of the calcification is not always the same. The fact that the circularity index was not equal to 1 even without motion prove that, even with a null speed, the real objects are always deformed when appearing on CT images. This fact has already been proved by Chen et al. [1]. This deformation varies with the speed. The smaller the calcification was, the more the speed had an influence on the deformation. For example  $F_c(C6, V2) = 7 \times F_c(C6, V0)$  and  $F_c(C1, V2) = F_c(C1, V0)$ . Moreover, the contrast of the calcifications varied with the speed. Indeed, as described by Grosjean et al. [15], for any diameter and any density, the CT-attenuation values decreased when the speed increased. The deformation, the detectability and the contrast of calcifications are thus dependent on the size and on the density of the calcification and thus also on the movement applied to them. To conclude, we can say that the influence of the motion on the image quality depends on the studied object and cannot be predicted. Moreover, even with the most recent generation of scanner, the effect of a linear motion, which can simulate a fold breathhold, is always an unsolved problem.

## REFERENCES

- [1] Chen, G.T., J.H. Kung, and K.P. Beaudette, Artifacts in computed tomography scanning of moving objects. *Semin Radiat Oncol*, 2004. 14(1): p. 19-26.
- [2] Alfidi, R.J., W.J. MacIntyre, and J.R. Haaga, The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol*, 1976. 127(1): p. 11-5.
- [3] McCollough, C.H., M.R. Bruesewitz, T.R. Daly, and F.E. Zink, Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics*, 2000. 20(6): p. 1675-81.
- [4] Ritchie, C.J., J.D. Godwin, C.R. Crawford, W. Stanford, H. Anno, and Y. Kim, Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology*, 1992. 185(1): p. 37-42.
- [5] Grosjean, R., R.M. Guerra, C. Lorentz, C. Pasquier, P.A. Vuissoz, M. Claudon, and J. Felblinger, Dynamic platform for moving organ moving. *Proc of SPIE Medical Imaging*, 2006. 6142: p. 1137-1147.
- [6] Cody, D.D., D.M. Stevens, and L.E. Ginsberg, Multi-detector row CT artifacts that mimic disease. *Radiology*, 2005. 236(3): p. 756-61.
- [7] Sun, H., S. Qiu, S. Lou, J. Liu, C. Li, and G. Jiang, A correction method for nonlinear artifacts in CT imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2004. 2: p. 1290-3.
- [8] Hsieh, J., Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise. *Med Phys*, 1998. 25(11): p. 2139-47.
- [9] Ritchie, C.J., J. Hsieh, M.F. Gard, J.D. Godwin, Y. Kim, and C.R. Crawford, Predictive respiratory gating: a new method to reduce motion artifacts on CT scans. *Radiology*, 1994. 190(3): p. 847-52.
- [10] Remy-Jardin, M., I. Tillie-Leblond, D. Szapiro, B. Ghaye, L. Cotte, I. Mastora, V. Delannoy, and J. Remy, CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol*, 2002. 12(8): p. 1971-8.
- [11] Barrett, J.F. and N. Keat, Artifacts in CT: recognition and avoidance. *Radiographics*, 2004. 24(6): p. 1679-91.
- [12] Hounsfield, G.N., Picture quality of computed tomography. *AJR Am J Roentgenol*, 1976. 127(1): p. 3-9.
- [13] Tublin, M.E., M.E. Murphy, D.M. Delong, F.N. Tessler, and M.A. Kliever, Conspicuity of renal calculi at unenhanced CT: effects of calcium composition and size and CT technique. *Radiology*, 2002. 225(1): p. 91-6.
- [14] Shin, H.O., C.V. Falck, and M. Galanski, Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data. *Eur Radiol*, 2004. 14(2): p. 341-9.
- [15] Grosjean, R., B. Sauer, R.M. Guerra, Y. Ponvianne, M. Daudon, A. Blum, J. Felblinger, and J. Hubert, Characterization of Human Renal Stones with MDCT; Advantage of Dual Energy and Limitations due to Respiration Motion. Submitted.

## **Annexe 5**

**Grosjean R.**, Sauer B., Guerra RM, Kermarrec I., Ponvianne Y., Winninger D.,  
Daudon M., Blum A., Felblinger J., Hubert J.  
*Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT:  
Influence of the surrounding media.*  
Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2007; 6511 II,  
651120:720-729.



# Determination of the chemical composition of human renal stones with MDCT: Influence of the surrounding media.

Romain GROSJEAN <sup>a</sup>, Benoît SAUER <sup>a,b</sup>, Rui GUERRA <sup>a,c</sup>, Isabelle KERMARREC <sup>d</sup>,  
Yannick PONVIANNE <sup>a</sup>, Daniel WINNINGER <sup>a</sup>, Michel DAUDON <sup>e</sup>, Alain BLUM <sup>b</sup>,  
Jacques FELBLINGER <sup>\*,a</sup>, Jacques HUBERT <sup>a,f</sup>

<sup>a</sup> Interventional and Diagnostic Adaptative Imaging (IADI, ERI 13, Nancy-University, Inserm) CHU Nancy (TD 4), Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, France

<sup>b</sup> Service d'Imagerie Guilloz.

CHU Nancy, 29 avenue du Maréchal de Lattre de Tassigny. 54035 Nancy Cedex, FRANCE

<sup>c</sup> Siemens Medical Solutions, St Denis, FRANCE

<sup>d</sup> Service d'Urologie

CHU Dijon, 1 boulevard Jeanne d'Arc, BP 77908, 21079 DIJON Cedex, France

<sup>e</sup> Laboratoire Cristal, Service Biochimie A

Groupe Hospitalier Necker - Enfants malades, 149 Rue des Sèvres, 75743 Paris Cedex 15, France

<sup>f</sup> Service d'Urologie

CHU Nancy, Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, France

## ABSTRACT

The selection of the optimal treatment method for urinary stones diseases depends on the chemical composition of the stone and its corresponding fragility. MDCT has become the most used modality to determine rapidly and accurately the presence of stones when evaluating urinary lithiasis treatment. That is why several studies have tempted to determine the chemical composition of the stones based on the stone X-ray attenuation in-vitro and in-vivo. However, in-vitro studies did not reproduce the normal abdominal wall and fat, making uncertain the standardization of the obtained values.

The aim of this study is to obtain X-ray attenuation values (in Hounsfield Units) of the six more frequent types of human renal stones (n=217) and to analyze the influence of the surrounding media on these values. The stones were first placed in a jelly, which X-ray attenuation is similar to that of the human kidney (30 HU at 120 kV). They were then stuck on a grid, scanned in a water tank and finally scanned in the air.

Significant differences in CT-attenuation values were obtained with the three different surrounding media (jelly, water, air). Furthermore there was an influence of the surrounding media and consequently discrepancies in determination of the chemical composition of the renal stones.

Consequently, CT-attenuation values found in in-vitro studies cannot really be considered as a reference for the determination of the chemical composition except if the used phantom is an anthropomorphic one.

**Keywords:** CT, X-ray attenuation, Renal stones, Chemical composition, Phantom

---

\* j.felblinger@chu-nancy.fr; phone +33 383157902; fax +33 383153144

## 1. INTRODUCTION

Since studies have shown the detection of stones is more accurate and reliable with MDCT than with standard radiography<sup>1</sup>, sonography<sup>2</sup>, nephrotomography<sup>3</sup> and excretory urography<sup>4</sup>, MDCT has become the most used modality to determine rapidly and accurately the stone characteristics when evaluating urinary lithiasis treatment<sup>5</sup>. Indeed, shock wave lithotripsy is the most commonly used technique for the treatment of urinary stones but the success of this treatment method depends primarily on the chemical composition of the stone and its corresponding fragility<sup>6</sup>. For example, brushite, cystine and calcium oxalate monohydrate stones (whewellite) are more resistant to extracorporeal lithotripsy. Even if the volume of a stone indicates an ESWL (extracorporeal shockwave lithotripsy) treatment, pre-therapeutic knowledge of its high resistance may lead the urologist to choose directly a non-ESWL treatment such as PCNL (Percutaneous Nephrolithotripsy) or ureteroscopy. Indeed, precise determination of the stone's size and composition are the key factors that influence the choice of therapy. For this reason, pretherapeutic determination of the chemical composition of a patient's stone is primordial and, for twenty years, several studies have attempted to determine the chemical composition of the stone based on the X-ray stone attenuation *in-vitro*<sup>7-12</sup> and *in-vivo*<sup>13-15</sup>.

In 1983, Newhouse *et al.*<sup>9</sup> showed (with thirty five stones placed in a water bath scanned at 120kV and 90mA), even if the resulting values reflected considerable heterogeneity in stone density, uric acid and cystine stones could be identified by their discrete ranges but the calcium-containing stones of various compositions, including struvite, could not be distinguished reliably. Moreover, they show that the stone types were as follows (from the least to the densest): uric acid, cystine, struvite, calcium oxalate and brushite.

With sixty three stones scanned in a water bath (120kV, 100mA), Hillman *et al.*<sup>8</sup> showed that uric acid stones could be perfectly identified from struvite and calcium oxalate stones. According to them, even if it is evident that small stones will be subject to partial volume inaccuracies in measuring their CT-attenuation values. CT may prove a valuable add-on to traditional laboratory and clinical methods in helping to establish the chemical composition of stones.

Mostafavi *et al.*<sup>10</sup> used one hundred and two chemically pure stones. This study demonstrated in the air, at 120kV and 240mA, that the CT-attenuation value was able to precisely identify the chemical composition of uric acid, struvite and calcium oxalate stones. As the CT-attenuation value at 120kV was not precise enough to differentiate between calcium oxalate and brushite stones on one hand and struvite from cystine stones on the other, dual kilovolt CT-attenuation value (80 and 120 kV) was used. In addition, Mostafavi was the first to distinguish calcium oxalate dihydrate and monohydrate stones from each other. In this study, the stone types were, from the least to the densest, as follows: acid uric, struvite, cystine, calcium oxalate dihydrate, calcium oxalate monohydrate and brushite.

Saw *et al.*<sup>11</sup> scanned one hundred and twenty seven urinary stones of known composition placed in a water bath (120kV, 240mA). By referring to the model of Hu *et al.*<sup>16</sup>, which showed that the measurement of the CT-attenuation value of an object on helical CT is affected by collimation width and pitch, Saw *et al.*<sup>11</sup> demonstrated that the measured CT-attenuation values of stones declined with stone diameter and with the increasing of the collimation width.

This prompted Motley *et al.*<sup>13</sup> and Nakada *et al.*<sup>14</sup> to divide the CT-attenuation value by each stone's largest transverse diameter (in millimeters) to give the HU density. Motley's experiment was realized *in vivo* with one hundred pure stones (120kV, 200mA). He showed that the HU density, as compared to CT-attenuation value alone, made better distinction between the differences in radiodensities of urinary stones. For instance, calcium stones can be distinguished from uric acid stones using this value. However, neither the HU density nor the mean CT-attenuation value was able to identify urinary stones *in-vivo*. Nakada *et al.*<sup>14</sup> scanned *in-vivo* ninety nine stones (120kV, 200mA). Using maximal CT-attenuation values and the attenuation/size ratio of urinary stones from MDCT, he was able to differentiate uric acid and calcium oxalate stones.

Pareek *et al.*<sup>15</sup> found *in-vivo*, with fifty stones, that the mean value of uric acid was significantly lower than those of calcium oxalate and calcium phosphate. However, there was no significant difference in CT-attenuation values when comparing calcium phosphate and calcium oxalate stones. He hypothesized that only the composition of uric acid stones can be successfully predicted due to their consistency and so to their low CT-attenuation value on non-contrast CT.

Bellin *et al.*<sup>12</sup> used one hundred urinary stones placed in twenty excised pig kidneys. They were scanned at 80, 120 and 140 kV with 3 mm collimation. The following three criteria were recorded at 80 kV: highest CT-attenuation value, visual density and highest CT-attenuation value/area ratio. All cystine, calcium oxalate dihydrate and brushite stones were correctly classified.

|                    | Mitcheson et al.<br>1983 | Hillman et al.<br>1983 | Newhouse et al.<br>1984 | Mostafavi et al.<br>1997 | Saw et al.<br>1999     |            | Nakada et al.<br>2000 | Motley et al.<br>2001 | Pareek et al.<br>2002 | Beilin et al.<br>2003 |           |
|--------------------|--------------------------|------------------------|-------------------------|--------------------------|------------------------|------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|-----------|
| <b>Parameters</b>  |                          |                        |                         |                          |                        |            |                       |                       |                       |                       |           |
| CT Scanner         | Somatom                  | GE 8800                | EMI 7070                | GE HiSpeed               | Siemens Somatom Plus 4 |            | GE HiSpeed            | GE HiSpeed            | GE                    | Siemens Somatom       |           |
| Energy Setting     | 125kV, 460 mA            | 120kV, 100 mA          | 120kV, 90 mA            | 120kV, 240mA             | 120kV, 240mA           |            | 120kV, 200mA          | 120kV, 200mA          | -                     | 120kV, 200mAs         |           |
| Section thickness  | 2 mm                     | 5 mm                   | 2 mm                    | 1 mm                     | 1 mm                   | 3 mm       | 10 mm                 | 3 & 5 mm              | 5 mm                  | 3 mm                  |           |
| Surrounding medium | Water                    | Water                  | Water                   | Air                      | Water                  |            | in vivo               | in vivo               | in vivo               | pig kidneys           |           |
| Number of stones   |                          | 63                     | 35                      | 102                      | 127                    |            | 99                    | 100                   | 50                    | 100                   |           |
| <b>Stone type</b>  |                          |                        |                         |                          |                        |            |                       |                       |                       |                       |           |
| Brushite           | >1023                    | -                      | 1211 ± 195              | 1703 ± 161               | 1913 ± 43              | 1383 ± 121 | 648 ± 149             | -                     | -                     | -                     | 837 ± 220 |
| Calcium Oxalate    |                          | 1273 ± 193             | 948 ± 67                | 1620 ± 232               | 1639 ± 25              | 1249 ± 45  | 484 ± 60              | 652 ± 490             | 440 ± 262             | 605 ± 340             | -         |
| Monohydraté        | -                        | -                      | -                       | 1645 ± 238               | -                      | -          | -                     | -                     | -                     | -                     | -         |
| Dihydraté          | -                        | -                      | -                       | 1417 ± 234               | -                      | -          | -                     | -                     | -                     | -                     | 723 ± 131 |
| Cystine            | 703 ± 69                 | 625 ± 247              | 540 ± 49                | 711 ± 228                | 860 ± 26               | 668 ± 38   | 232 ± 31              | -                     | 248 ± 0               | -                     | 527 ± 110 |
| Struvite           | 651 ± 108                | 943 ± 259              | 725 ± 118               | 666 ± 87                 | 1087 ± 100             | 919 ± 72   | 454 ± 63              | -                     | 401 ± 198             | -                     | 563 ± 169 |
| Uric acid          | 540 ± 107                | 448 ± 108              | 426 ± 51                | 409 ± 118                | 567 ± 40               | 415 ± 29   | 136 ± 19              | 344 ± 152             | 270 ± 134             | 300 ± 150             | 386 ± 154 |



| Stones type   | Quantity   |
|---|------------|
| Brushite (calcium hydrogen phosphate dihydrate)     | 12         |
| Calcium oxalate dihydrate (COD)                     | 14         |
| Calcium oxalate monohydrate (COM)                   | 63         |
| Cystine   | 52         |
| Struvite (magnesium ammonium phosphate hexahydrate) | 33         |
| Uric acid   | 43         |
| <i>total</i>  | <i>217</i> |



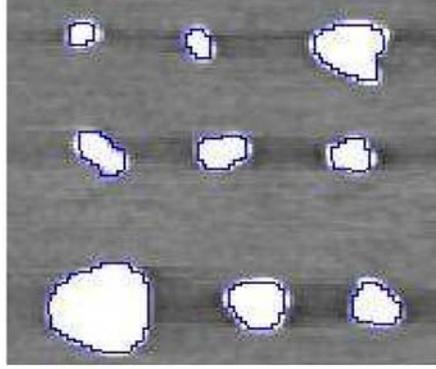


Figure 3: Regions of interest placed within the largest area of stones placed in the jelly phantom  
120 kV, 200 mAs (Soft tissue window W: 350 HU, L: 40 HU)

### e. Data and Statistical Analysis

Determination of the chemical composition was performed using the mean CT-attenuation values at 120 kV. For the samples of more than 30 stones, the determination of the confidence interval  $[HU_{inf}, HU_{sup}]$  of the mean CT-attenuation value was computed with an interval of confidence of 95% by [1]:

$$\bar{x} - U_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \leq m \leq \bar{x} + U_{1-\frac{\alpha}{2}} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \quad (1)$$

For the samples of less than 30 stones, the determination of the confidence interval  $[HU_{inf}, HU_{sup}]$  is computed by [2]:

$$\bar{x} - t_{1-\frac{\alpha}{2}; u=n-1} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \leq m \leq \bar{x} + t_{1-\frac{\alpha}{2}; u=n-1} \frac{s^*}{\sqrt{n}} \quad (2)$$

with  $s^* = \sqrt{\frac{n}{n-1}}s$  the estimated variance,  $\bar{x}$  the mean value,  $n$  the number of stones,  $(1-\alpha)$  the confidence level,  $U_{1-\frac{\alpha}{2}}$  the normal distribution coefficient, and  $t_{1-\frac{\alpha}{2}; u=n-1}$  the student coefficient.

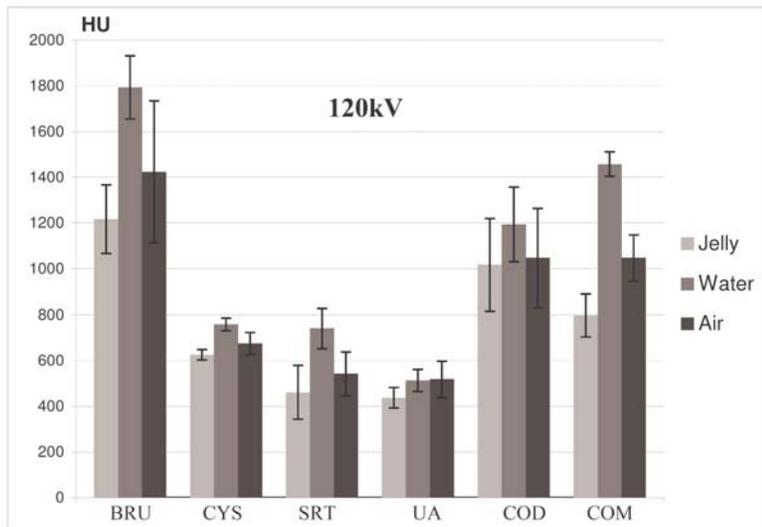
To compare the mean CT-attenuation values between the different surrounding media (jelly vs. water, jelly vs. air, water vs. air) a t-paired test for 2 sets of unpaired data assuming non equal variance was used.

## 3. RESULTS

In the jelly, according to the mean CT-attenuation values, from the most to the least dense, stone types were as follows: brushite, weddellite, whewellite, cystine, struvite and uric acid. The global sort was identical in water and in the air except for the switch between whewellite and weddellite. Indeed, in water and in the air calcium oxalate monohydrate stones appeared denser than calcium oxalate dihydrate. Means and confidence interval at 95% for CT-attenuation values obtained at 120kV are reported in Table 3.

CT-attenuation values obtained by using the water phantom were always the highest except for uric acid stones. On the opposite, CT-attenuation values obtained with the jelly phantom were always the lowest.

| Stones type | Jelly                            |        |        | Water                            |        |        | Air                              |        |        |
|-------------|----------------------------------|--------|--------|----------------------------------|--------|--------|----------------------------------|--------|--------|
|             | mean HU $\pm \sigma$             | HU inf | HU sup | mean HU $\pm \sigma$             | HU inf | HU sup | mean HU $\pm \sigma$             | HU inf | HU sup |
| Brushite    | <b>1216 <math>\pm</math> 150</b> | 1066   | 1366   | <b>1793 <math>\pm</math> 139</b> | 1654   | 1932   | <b>1423 <math>\pm</math> 310</b> | 1113   | 1733   |
| Cystine     | <b>625 <math>\pm</math> 23</b>   | 602    | 648    | <b>758 <math>\pm</math> 27</b>   | 731    | 785    | <b>675 <math>\pm</math> 48</b>   | 627    | 723    |
| Struvite    | <b>461 <math>\pm</math> 117</b>  | 344    | 578    | <b>740 <math>\pm</math> 88</b>   | 652    | 828    | <b>542 <math>\pm</math> 96</b>   | 446    | 638    |
| Uric Acid   | <b>437 <math>\pm</math> 45</b>   | 392    | 482    | <b>513 <math>\pm</math> 48</b>   | 465    | 561    | <b>518 <math>\pm</math> 80</b>   | 438    | 598    |
| Weddellite  | <b>1017 <math>\pm</math> 201</b> | 816    | 1218   | <b>1193 <math>\pm</math> 164</b> | 1029   | 1357   | <b>1047 <math>\pm</math> 216</b> | 831    | 1263   |
| Whewellite  | <b>797 <math>\pm</math> 94</b>   | 703    | 891    | <b>1457 <math>\pm</math> 54</b>  | 1403   | 1511   | <b>1267 <math>\pm</math> 99</b>  | 1168   | 1366   |



show that an accurate characterization is easier in the water because the overlappings are lower. But the full water phantom does not reproduce the normal abdominal wall and fat and the X-ray attenuation of the kidney. On the opposite, the jelly phantom was studied to reproduce as close as possible the X-ray attenuation of the kidneys (30 HU at 120 kV). However, the CT-attenuations values obtained with this media are statistically different from those obtained in water (or in the air) for most of the stones types. This fact allows calling into question the preceding *in-vitro* studies which tried to determine the chemical composition of the renal stones with different phantoms. Indeed, no phantom found in the literature was developed to respect the X-ray attenuation of the kidneys and to mimic the abdominal wall and fat. For example, Mostafavi *et al.*<sup>10</sup> placed his stones in the air and Saw *et al.*<sup>11</sup> in water. To be as close as possible to the anatomical X-ray attenuation, Bellin *et al.*<sup>12</sup> used excised pig kidneys placed in water but this phantom is less easy to use than ours. The results, obtained with *in-vitro* studies, can only be useful to create a classification if anthropomorphic phantoms are used. In the opposite case, the obtained CT-attenuation values classification cannot be used as a reference to determine *in-vivo* the chemical composition of renal stones. Our phantom can be considered as an anthropomorphic one because the jelly respects the X-ray attenuation of the kidney and the water in which the jelly is placed mimics the abdominal wall.

In addition, most human renal stones are not pure, their heterogeneity can be very important and the proportion of their constituent can vary considerably<sup>17-19</sup>. Even using optimal conditions some mixed stones with a high proportion of two or three components (10 to 15% of all stones) cannot be accurately classified. All the others study affirm to use pure stones but, they don't indicate the real proportion of the main component: pure calculi are very rare.

Mostafavi *et al.*<sup>10</sup> used 1-pixel regions of interest to measure the CT-attenuation values and, thus, did not take into account the structural heterogeneity of mixed calculi. Because of this structural heterogeneity, we used the largest ROI within the stone to obtain a reliable mean CT-attenuation value for each stone, such as Motley *et al.*<sup>13</sup>.

Moreover, Levi *et al.*<sup>20</sup> proved that there are significant differences in CT-attenuation values between most scanners, significant differences in absolute CT-attenuation values between two scanners of the same manufacturer and model, a significant difference in CT-attenuation values in a single phantom scan (dependent on location in the scan, and the format of this variability is not constant from one scanner to another) and a significant difference in CT-attenuation values depending on various physical factors (*e.g.* phantom orientation in scan aperture, position of the phantom in the scan aperture). These findings suggest that there is a wide range of CT-attenuation values observed for a given tissue type as a result of scanner performance alone.

Other studies<sup>21, 22</sup> have demonstrated that CT-attenuation values of the same structure are not at all absolute values but they depend on a variety of factors, which additionally influence themselves. These factors may either be machine-related or object-related. These studies have also carefully evaluated the influence of object-related factors on CT-attenuation value variations, with special emphasis on object orientation in the scan field and object composition. Groell *et al.*<sup>22</sup> hypothesized that drift with time of CT scanner normalization is possible.

All these studies proved that the CT-attenuation values are an immanent problem associated with CT even in the latest generation of CT scanner and that a classification based on the CT-attenuation values cannot be taken as a reference if the used CT and all the other parameters (collimation, slice thickness, kV, mAs, reconstruction algorithm...) are not exactly the same as the reference study.

The CT-attenuation values variations can also be explained by the beam hardening effect and its inadequate correction by CT algorithms<sup>23</sup>. Indeed variation in CT-attenuation values are often referred to as beam-hardening effect. X-ray beam hardening is caused by an increase in the effective energy of a polyenergetic X-ray beam as it passes through a dense object secondary to preferential filtration of lower-energy X-rays. While it is commonly known that beam hardening may lower CT-attenuation values<sup>24</sup>, it is less appreciated that an increase in CT-attenuation values may occur. Indeed, the idea that beam hardening could increase CT-attenuation values was described nearly twenty years ago by Rao *et al.*<sup>25</sup> and more recently by Maki *et al.*<sup>23</sup>.

Application of this characterization method to *in-vivo* cases is limited by several points. Indeed the exact classification has to be determined with *in-vitro* conditions as close as possible to *in-vivo*. In this study we have proved that the surrounding media had a predominant role in the determination of the stone X-ray attenuation. The heterogeneity of the stones is another limitation because the overlappings between the different types of stones are too high and do not permit to reliably determine the type of the stones. Another difficulty to apply this technique can be the free-breathing motion or the non maintained-breathhold motion which can lead to uncertainties on the HU determination and to larger overlappings.

## 5. CONCLUSION

Our study showed that the CT-attenuation values found in *in-vitro* studies cannot really be considered as a reference for the determination of the chemical composition of stones *in-vivo* because the X-ray attenuation of the body is not respected by the used phantom. To obtain *in-vitro* exploitable data it is necessary to use such our anthropomorphic phantom to be as close as possible to the *in-vivo* conditions. However, there is still an overlapping between some types of renal stones making it difficult to reliably determine the chemical composition. These uncertainties can lead to confusion between several stone types.

Our model of anthropomorphic phantom can be considered as a good model and it will be used in future works. For example, associated with a dynamic platform<sup>26</sup>, this phantom would allow us to analyze the influence of the respiratory motion on the CT determination of the chemical composition of human renal stones.

## REFERENCES

1. J. A. Levine, J. Neitlich, M. Verga, N. Dalrymple and R. C. Smith. Ureteral calculi in patients with flank pain: correlation of plain radiography with unenhanced helical CT. *Radiology* 1997; 204:27-31.
2. F. G. Sommer, R. B. Jeffrey, Jr., G. D. Rubin, et al. Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT. *AJR Am J Roentgenol* 1995; 165:509-513.
3. E. W. Olcott, F. G. Sommer and S. Napel. Accuracy of detection and measurement of renal calculi: in vitro comparison of three-dimensional spiral CT, radiography, and nephrotomography. *Radiology* 1997; 204:19-25.
4. R. C. Smith, A. T. Rosenfield, K. A. Choe, et al. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194:789-794.
5. J. Hubert, A. Blum, L. Cormier, M. Claudon, D. Regent and P. Mangin. Three-dimensional CT-scan reconstruction of renal calculi. A new tool for mapping-out staghorn calculi and follow-up of radiolucent stones. *Eur Urol* 1997; 31:297-301.
6. C. Renner and J. Rassweiler. Treatment of renal stones by extracorporeal shock wave lithotripsy. *Nephron* 1999; 81 Suppl 1:71-81.
7. H. D. Mitcheson, R. G. Zamenhof, M. S. Bankoff and E. L. Prien. Determination of the chemical composition of urinary calculi by computerized tomography. *J Urol* 1983; 130:814-819.
8. B. J. Hillman, G. W. Drach, P. Tracey and J. A. Gaines. Computed tomographic analysis of renal calculi. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 142:549-552.
9. J. H. Newhouse, E. L. Prien, E. S. Amis, Jr., S. P. Dretler and R. C. Pfister. Computed tomographic analysis of urinary calculi. *AJR Am J Roentgenol* 1984; 142:545-548.
10. M. R. Mostafavi, R. D. Ernst and B. Saltzman. Accurate determination of chemical composition of urinary calculi by spiral computerized tomography. *J Urol* 1998; 159:673-675.
11. K. C. Saw, J. A. McAteer, A. G. Monga, G. T. Chua, J. E. Lingeman and J. C. Williams, Jr. Helical CT of urinary calculi: effect of stone composition, stone size, and scan collimation. *AJR Am J Roentgenol* 2000; 175:329-332.
12. M. F. Bellin, R. Renard-Penna, P. Conort, et al. Helical CT evaluation of the chemical composition of urinary tract calculi with a discriminant analysis of CT-attenuation values and density. *Eur Radiol* 2004; 14:2134-2140.
13. G. Motley, N. Dalrymple, C. Keesling, J. Fischer and W. Harmon. Hounsfield unit density in the determination of urinary stone composition. *Urology* 2001; 58:170-173.
14. S. Y. Nakada, D. G. Hoff, S. Attai, D. Heisey, D. Blankenbaker and M. Pozniak. Determination of stone composition by noncontrast spiral computed tomography in the clinical setting. *Urology* 2000; 55:816-819.
15. G. Pareek, N. A. Armenakas and J. A. Fracchia. Hounsfield units on computerized tomography predict stone-free rates after extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Urol* 2003; 169:1679-1681.

16. H. Hu and S. H. Fox. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943-1954.
17. C. A. Zarse, J. A. McAteer, M. Tann, et al. Helical computed tomography accurately reports urinary stone composition using attenuation values: in vitro verification using high-resolution micro-computed tomography calibrated to fourier transform infrared microspectroscopy. *Urology* 2004; 63:828-833.
18. M. Daudon, R. Donsimoni, C. Hennequin, et al. Sex- and age-related composition of 10 617 calculi analyzed by infrared spectroscopy. *Urol Res* 1995; 23:319-326.
19. M. Daudon, B. Lacour and P. Jungers. Influence of body size on urinary stone composition in men and women. *Urol Res* 2006; 34:193-199.
20. C. Levi, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol.* 1982; 139:443-447.
21. B. Baxter, Sorenson JA. Factors affecting the measurement of size and CT number in computed tomography. *Invest Radiol.* 1981; 16:337-341.
22. R. Groell, R. Rienmueller, G. J. Schaffler, H. R. Portugaller, E. Graif and P. Willfurth. CT number variations due to different image acquisition and reconstruction parameters: a thorax phantom study. *Comput Med Imaging Graph* 2000; 24:53-58.
23. D. D. Maki, B. A. Birnbaum, D. P. Chakraborty, J. E. Jacobs, B. M. Carvalho and G. T. Herman. Renal cyst pseudoenhancement: beam-hardening effects on CT numbers. *Radiology* 1999; 213:468-472.
24. R. A. Brooks and G. Di Chiro. Beam hardening in x-ray reconstructive tomography. *Phys Med Biol* 1976; 21:390-398.
25. P. S. Rao and R. J. Alfidi. The environmental density artifact: a beam-hardening effect in computed tomography. *Radiology* 1981; 141:223-227.
26. R. Grosjean, R. M. Guerra, C. Lorentz, et al. Dynamic platform for moving organ moving. *Proc of SPIE Medical Imaging* 2006; 6142:1137-1147.



## **Annexe 6**

**Grosjean R.**, Guerra RM., Lorentz C., Pasquier C., Vuissoz PA., Claudon M.,  
Felblinger J.

*Dynamic platform for moving organ imaging.*

Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 II,  
61423C:1137-1147.



# Dynamic platform for moving organ imaging

Romain GROSJEAN<sup>a</sup>, Rui GUERRA<sup>a,b</sup>, Céline LORENTZ<sup>a</sup>, Cédric PASQUIER<sup>a,c</sup>, Pierre-André VUISSOZ<sup>a</sup>, Michel CLAUDON<sup>a</sup>, Jacques FELBLINGER<sup>\*a</sup>

<sup>a</sup> Interventional and Diagnostic Adaptive Imaging (IADI, Univ. Henri Poincaré, Inserm, ERI 13) CHU Nancy (TD 4), Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, FRANCE

<sup>b</sup> Siemens Medical Solutions, St Denis, FRANCE

<sup>c</sup> Schiller Médical, Wissembourg, FRANCE

## ABSTRACT

A multimodality platform (CT, PET, Radiotherapy) has been developed in order to move phantoms (maximum weight: 70kg). This allows the study of the influence of motion on image quality. The translation system (160 mm in the z axis, maximal speed of 50 mm·s<sup>-1</sup>) was controlled by a computer via a NI Motion Controller PCI 7344 (National Instrument, TX, USA). As an initial experiment, an anthropomorphic cardiac CT phantom (QRM, Möhrendorf, Germany) was moved linearly with speeds of 5, 10 and 20 mm·s<sup>-1</sup>. Acquisitions were done on a Siemens Somatom Volume Zoom CT Scanner. To compare dynamic and static images, mutual information, correlation coefficient, standard deviation, volume computation and radiologist scoring were conducted. The mean position error of the platform was 0.1mm ± 0.04. Automatic evaluation of the image quality and/or the blurring is not easy. As predicted, we found an increase in artifacts with the speed of the phantom. The platform allows us to simulate physiological motions (respiratory and cardiac) in order to study their real influence on image quality and to correct them. We can already produce z axis physiological motion with the platform. More degrees of freedom (y and z rotations, x and y translations) will be added to improve the simulation of physiological motions.

**Keywords:** CT, coronary speed motions, artifacts, dynamic cardiac phantom, reconstruction algorithms

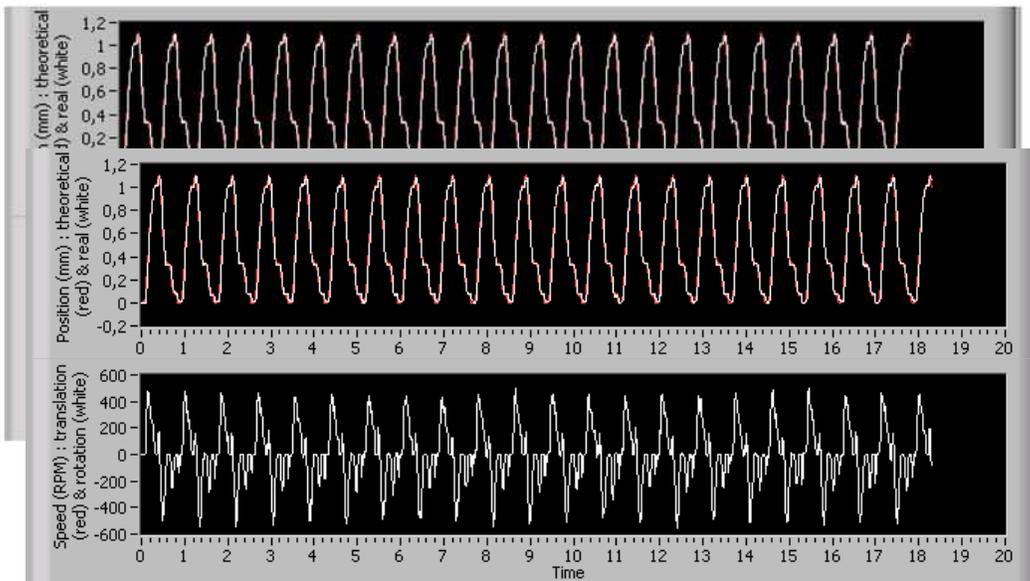
## 1. INTRODUCTION

The coronary artery diseases are one of the most important causes of death in western civilizations<sup>1</sup>. Since these pathologies include artery coronary calcifications their detection is important for active prevention. Computed Tomography (CT) is one of the main modalities for detecting coronary artery calcification. However image artifacts can be caused by organ motion during CT acquisition<sup>2-5</sup>. Coronary arteries<sup>6</sup> are subjected to heart and breathing motions<sup>7</sup>. In fact, during breathing, the heart moves with the diaphragm<sup>8</sup> and it has, in addition, its own motion due to cardiac contractions. These complex motions of the coronary arteries are susceptible to induce artifacts in CT coronary imaging. To assess the influence of these motions on the quality of acquired images, few studies have proposed dynamic cardiac phantoms. However most of these phantoms have been developed for other modalities like nuclear medicine where the exam time is longer and consequently the influence of the movement is more important than in CT<sup>9-15</sup>. Therefore, these phantoms are not adapted to CT imaging due to the use of metal that generate artifacts<sup>16-18</sup>. Among the CT dynamic cardiac phantoms that can simulate cardiac and/or respiratory motions none has been conceived to move important weight or standard CT phantoms<sup>2,19-25</sup>. Furthermore, no dynamic platforms that can simulate respiratory and cardiac motions on standard CT phantoms can be found in the literature. Moreover, the use of standard phantoms generally used for quality assessment allows us to duplicate experiments.

To design such a platform, maximal physiological constraints must be determined. Among all the organs, the heart is subject to the highest mechanical constraints. The respiratory cardiac motion has important amplitude with moderate speed and acceleration<sup>8</sup>. The cardiac contraction has, however, a smaller amplitude with a higher speed and acceleration<sup>7,26</sup>. Achenbach<sup>27</sup> (using Electron Beam CT EBCT) and Hofman<sup>28</sup> (using MRI) have studied the artery coronary motion in the axial plane. Vembar<sup>29</sup> quantified the motion in Multi-slice CT (MSCT) in order to find the motion in the three directions. The heart and thus coronary motion, is variable from one patient to another. Even for the same patient, when the heartbeat is changing with regard to the activity (effort, rest, apnea) several parameters change from cycle to cycle<sup>29</sup>. The heart motion under the breathing effect was quantified by Wang<sup>8</sup> on 10 subjects by means of

---

\* j.felblinger@chu-nancy.fr; phone +33 383157902; fax +33 383153144



The conducted experiments used an anthropomorphic cardiac CT phantom (QRM, Möhrendorf, Germany). It consists of two parts: the anthropomorphic phantom body and the calibration insert lodged at the heart position. The phantom body simulates artificial lungs and a spine insert; all is surrounded by soft tissue equivalent material. The calibration insert contains three series of three cylindrical calcifications spaced out by 120 degrees (Fig. 2). Each series has a specific hydroxyapatite (HA) density (200, 400 and 800  $\text{mg}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) and contains three different types of cylinder with specific diameter ( $d$  in mm) and length ( $L$  in mm) ( $d_1=L_1=1$ ,  $d_2=L_2=3$ ,  $d_3=L_3=5$ ). The plastics used in this semi-anthropomorphic phantom mimic the tissues in the thorax with respect to density and attenuation characteristics.

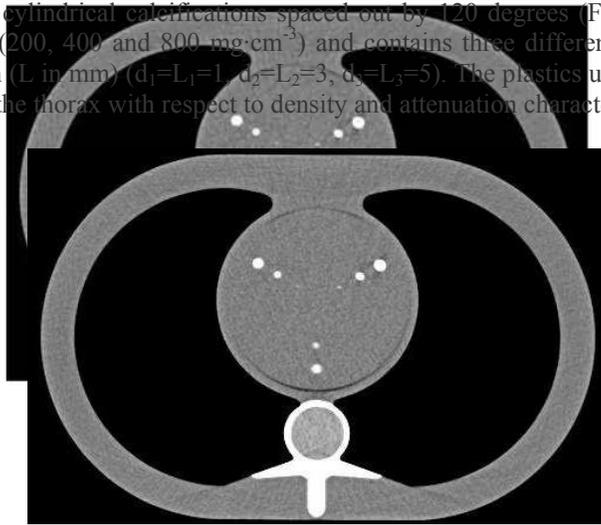


Figure 2: CT image of the anthropomorphic cardiac CT phantom. The calibration insert contains nine cylindrical calcifications that vary in size and hydroxyapatite density. The hydroxyapatite cylinders mimic coronary artery calcifications.

The acquisitions were realized on a Volume Zoom Siemens CT scanner (Four slices, Children Hospital, Nancy, France). The anthropomorphic cardiac CT phantom was fixed on the platform (Fig. 3) with two dedicated fixation chocks. For all acquisitions, the table was set in its highest position to assure a maximal reproducibility. Using a laser beam, the beginning of the acquisition zone is placed at the tip of the phantom.

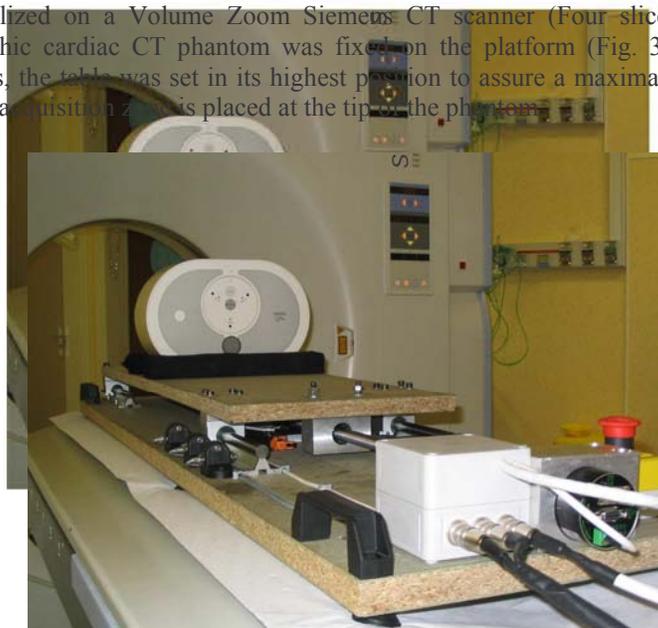


Figure 3: The anthropomorphic cardiac CT phantom is fixed on the dynamic platform with two wood chocks. The dynamic platform is placed on the CT scanner table. Levels are used to secure the platform in a horizontal position on the table

The dynamic platform was controlled from the X-ray technicians room via the platform control computer (Fig. 4). For the first protocol, the platform moved in the opposite direction with regards to the scanner motion. All the acquisitions were realized with a gantry rotation time of 5 seconds. The scan protocol was 4x1 mm slice collimation, and images

were reconstructed using the Siemens B30f kernel. The movement was a 160 mm translation in the z axis. Then the acquisition parameters ( $mAs_{eff}$ , kV) were adjusted. For every kV values (80, 100, 120 kV), we used five mAs values (80, 100, 120, 150, 200 mAs) and for every couple of acquisition parameters four successive acquisitions were realized with different platform speed (0, 5, 10, and 20  $mm\ s^{-1}$ ). The acquisition process and the movement of the platform are manually synchronized. Finally, we obtained sixty different acquisitions i.e. fifteen acquisitions for each speed. The collected images (512x512 pixels) are then transferred on a workstation (Leonardo, Siemens, Erlangen, Germany), where adequate processing is made (see below).

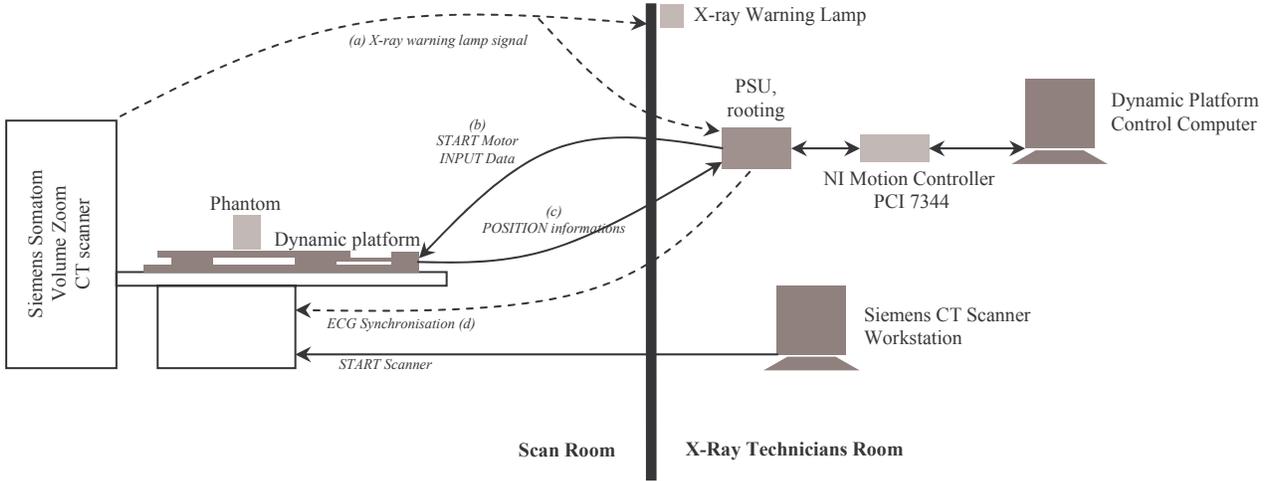


Figure 4: The control computer of the dynamic platform is placed in the X-ray technicians rooms. The first signal (a) is the X-ray warning lamp signal that is sent at the beginning of the acquisition to warn the user that the X-ray tube is working. The second one (b) is the position input data signal and the start engine signal. The return position signal (c) allows us to know the real speed and position of the platform. The last one (d) is the ECG synchronization signal that will allow us to rebuild the raw data.

A set of four images corresponding to the same constants (kV and mAs) were presented randomly on senior radiologists. For each new display, only the platform speed varied. The fifteen series of four images were presented with the same window level (window center=40 HU, window width=400 HU).

A letter (a, b, c and d) was attributed randomly to every image. The radiologist had to give a score from 1 to 4. The note 4 corresponds to the image judged by the radiologist as being closest to the phantom description. The note 1 is attributed to the image judged as the worst one. Two radiologists participated in this study and proceeded to two readings in a week of interval.

Three mathematical tools were used to assess image quality: mutual information<sup>31</sup>, correlation coefficient, and standard deviation. For every couple of constants (kV, mAs), the reference image for comparison was the one at rest (0  $mm\cdot s^{-1}$ ). The compared images were acquired with platform speeds successively equal to 0, 5, 10, 20  $mm\cdot s^{-1}$ . For each image comparison, the reference image was called I and the dynamic image was called J. A pixel of the image I was called  $x$  and a pixel of the image J was called  $y$ .

The standard deviation, denoted  $\sigma$ , is a measure for the dispersion or variation in a distribution. It is equal to the square root of the arithmetic mean of the squares of the deviations from the arithmetic mean.

$$\sigma_I = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{and} \quad \sigma_J = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2} \quad (1)$$

The standard deviations of the sample means are then

$$\sigma_{\bar{I}} = \frac{\sigma_I}{\sqrt{n}} \quad \text{and} \quad \sigma_{\bar{J}} = \frac{\sigma_J}{\sqrt{n}} \quad (2)$$

The standard deviation for the difference in the means is then

$$\sigma_{I-J} = \sqrt{\sigma_I^2 + \sigma_J^2} \quad (3)$$

For two identical images, the standard deviation is equal to zero. The more distant the compared images I and J are, the higher the standard deviation will be.

The correlation coefficient (*CC*) is then used to measure the degree of connection between two variables. Its range is between -1 and 1. The correlation coefficient is sensitive to the intensity of the images I and J. The closer the compared images are, the higher the correlation coefficient will be.

$$CC = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{(\sum_i (x_i - \bar{x})^2 \sum_i (y_i - \bar{y})^2)}} \quad (4)$$

For the mutual information (*MI*), a joint histogram  $HIST_{ij}$  of two images I and J needs to be computed. It lists the pixels that are of intensity *i* in the image I and of intensity *j* in the image J. If both images are identical, this histogram is the bisector of axes *i* and *j*. From this histogram, the probability  $p_{ij}$  to find a pixel of intensity *i* in I and of intensity *j* in J is deduced, as well as the marginal probabilities  $p_i$  and  $p_j$ . Thus, the mutual information is defined by:

$$MI = \sum_{i,j} p_{ij} \log \frac{p_{ij}}{p_i p_j} \quad (5)$$

The mutual information allows measuring the dependence between two images<sup>31</sup>. The more similar the compared images are, the higher the mutual information value will be. The maximum is reached when both images are identical.

The cardiac insert used in the experiment contained nine cylindrical calcifications of known volumes. The sum of the volumes of these nine calcifications for every acquisition was calculated. According to the platform speed, computed volumes can be compared in equivalent dose. Using a technique of tresholding, the volume was using a commercially available Leonardo Syngo 2004A software (Siemens, Erlangen, Germany). On the static image, the value of the minimum threshold was manually fixed with regard to the weakest Hounsfield number met on all the nine calcifications. It was the same for the value of maximum threshold.

For each comparison methods, the fifteen results obtained for each speed allowed us to calculate the mean value for each speed that is used to make the curves.

### 3. RESULTS

The fiberboards used in the field of view showed a lower attenuation ( $-453.9 \pm 83.9$  HU) than Plexiglas ( $110.4 \pm 45.4$  HU).

The integrated coder allowed measuring a mean position error of  $0.123 \text{ mm} \pm 0.040$  with and without the QRM phantom for the tested speed (Table 1).

| Linear motion speed ( $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ) | 5                 | 10                | 20                |
|---|-------------------|-------------------|-------------------|
| Mean position error without phantom (mm)              | $0.019 \pm 0.010$ | $0.066 \pm 0.037$ | $0.294 \pm 0.138$ |
| Mean position error with phantom (mm)                 | $0.024 \pm 0.010$ | $0.063 \pm 0.034$ | $0.272 \pm 0.137$ |

Table 1: Position error of the linear motion measured with the QRM phantom and without the QRM phantom.

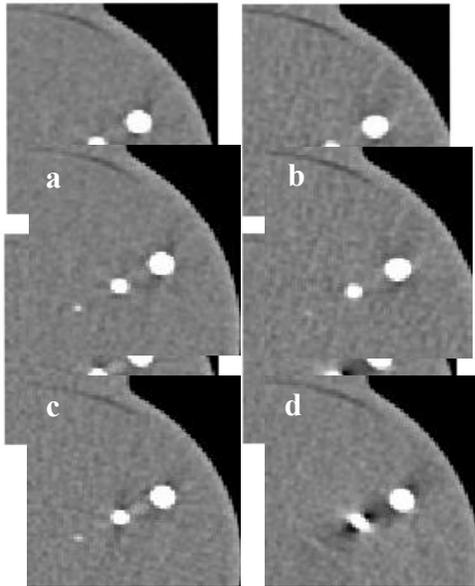


Figure 5:  
Conventional CT images (0.5-second effective exposure time) of the calibration phantom. (140kV, 120mAs)

- (a) Image obtained at rest shows an absence of artifacts.
- (b) Image obtained during  $5 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  linear motion shows noticeable artifacts. (Smallest calcification no perceptible, deformation of the second one)
- (c) Image obtained during  $10 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  linear motion shows noticeable artifacts. (Deformation of the second calcification, appearance of blurred areas)
- (d) Image obtained during  $20 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  linear motion shows severe artifacts. (Smallest calcification no perceptible Deformation of the middle calcification, appearance of black areas)

Large influence of linear motion can be seen on CT images (Fig. 5). The computation methods showed that image quality was related to the platform speed (Fig. 6). As predicted the higher the speed was, the more artifacts appeared. The artifacts might be deformations of the calcifications, disappearance of the smallest calcifications and appearance of black or blurred areas around the calcifications. For example, as soon as the phantom moved, the one millimeter diameter cylinder with the lowest HA ( $200 \text{ mg}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) density disappeared.

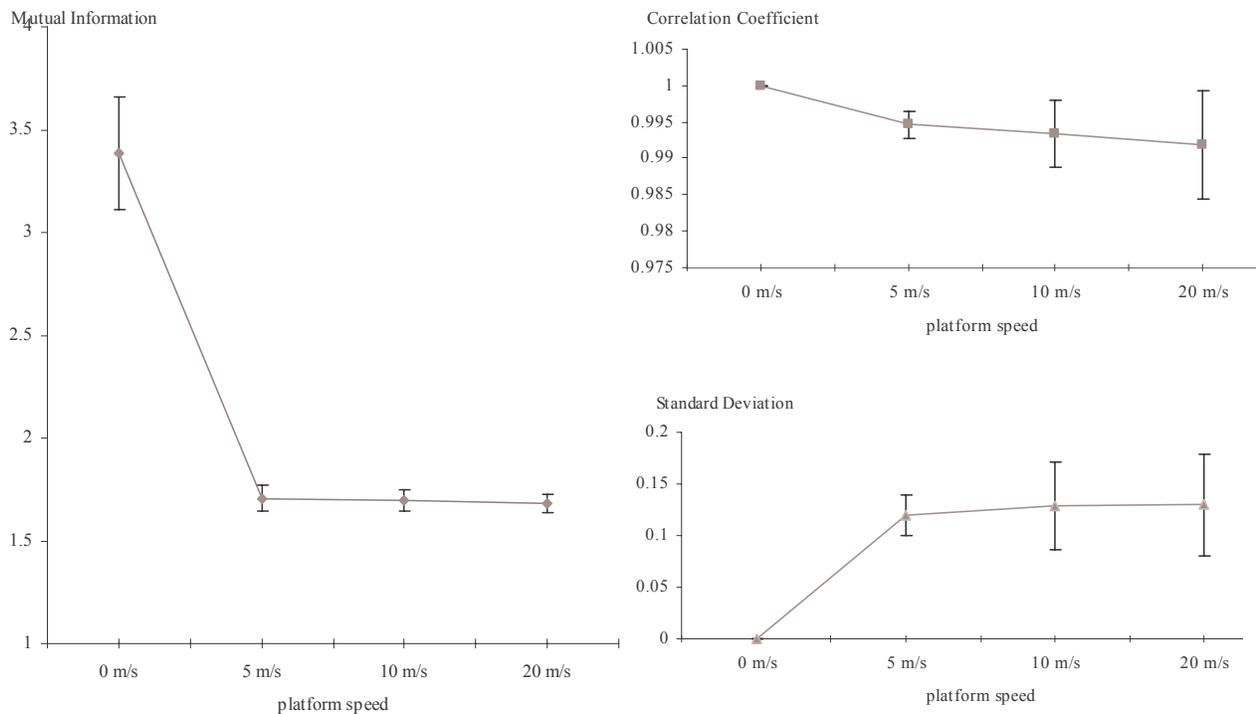


Figure 6: Plots of the mutual information, coefficient correlation and standard deviation show that image quality is worse when the platform speed increases. For each computing method, the reference image is the static one. The weaker the mutual information is, the more artifacts are generated. The higher the standard deviation is, the more artifacts appear. The weaker the correlation coefficient is, the more artifacts can be seen.

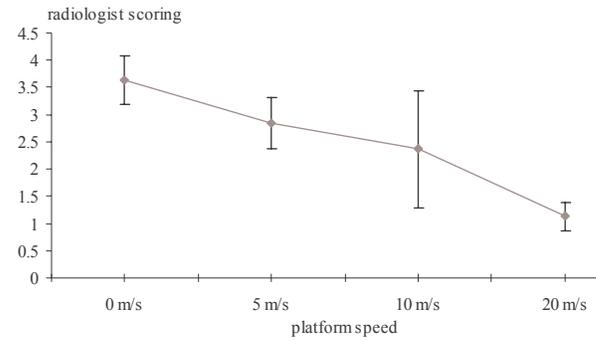
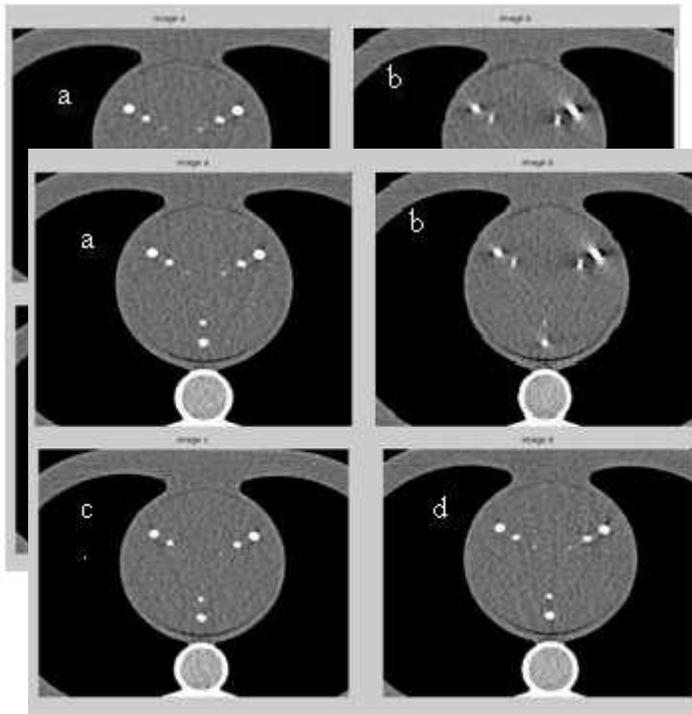


Figure 7: On left, example of series presented to the radiologist. The images are presented in a random way. Only the platform speed with that they were acquired varies (a:  $0\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , b:  $20\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , c:  $10\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ , d:  $5\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ ). On right, radiologist scoring results. The weakest the score is, the worst the image quality is. Fifteen series of four images were presented to the radiologists.

The radiologist scoring showed that the image quality depends on how fast the platform moved (Fig. 7). In order to compare images from the same series, the quality criterions of the radiologists were the spatial resolution, the resolution in contrast and the signal-to-noise ratio.

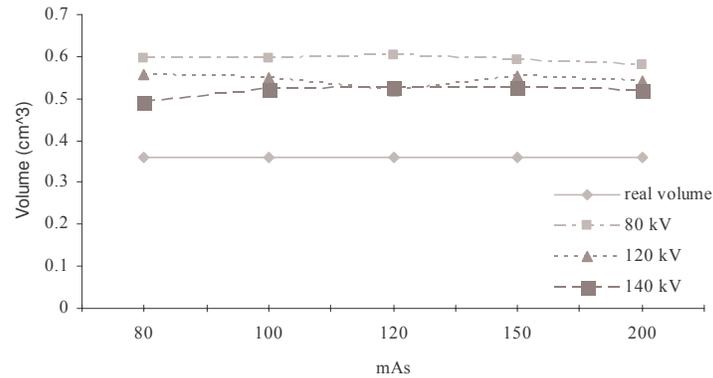


Figure 8: Results of calculated volume obtained at rest with constant kV values and variable mAs values. At rest, the calculated volume is constant; its value depends on the X-Ray dose. The higher the dose is, the nearest of the real volume the calculated volume is.

At rest, the computed volume was constant. For fixed mAs values, the volume size depended on the kV values. The highest the kV values were, the nearest to the real volume the computed volume was (Fig. 8). The error between the computed volume and the real volume was in agreement with the manufacturer data.

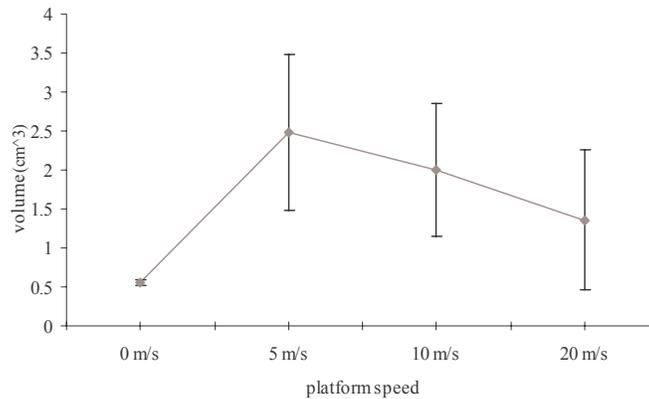


Figure 9: The evolution of the volume values cannot be correlated with the platform speed.

When the speed of the platform was different than zero, the computation of the volume is not enough to give information on the image quality. On the 3D reconstructed images, the difference between the acquisitions at rest and with linear speed appeared clearly. However, the volume estimations did not just depend on the platform speed (Fig. 9). Table 2 gives the results of the different methods used for comparing images for different linear speed. For each speed, the mean of the fifteen values is presented.

| Method \ Speed        | Mean Mutual information | Mean Correlation coefficient | Mean Standard Deviation | Mean Radiologist scoring | Mean Volume computation |
|-----------------------|-------------------------|------------------------------|-------------------------|--------------------------|-------------------------|
| 0 mm·s <sup>-1</sup>  | 3.385                   | 1                            | 0                       | 3.64                     | 0.551                   |
| 5 mm·s <sup>-1</sup>  | 1.706                   | 0.995                        | 0.119                   | 2.84                     | 2.479                   |
| 10 mm·s <sup>-1</sup> | 1.694                   | 0.993                        | 0.129                   | 2.37                     | 2.006                   |
| 20 mm·s <sup>-1</sup> | 1.679                   | 0.992                        | 0.129                   | 1.13                     | 1.359                   |

Table 2: Results obtained with the five comparison methods. For each mathematical method, the reference image is the static one. For the radiologist scoring, the higher the score is, the fewer artifacts appear on image. The calculation of the volume of all calcifications is computed with the Syngo Software (Siemens, Erlangen, Germany).

#### 4. DISCUSSION

The weak attenuation of the fiberboards allowed us to use an anthropomorphic phantom while neglecting the platform attenuation and the artifacts created by the used materials.

The manual synchronization did not permit to test high linear speeds (max 20 mm·s<sup>-1</sup>). This is principally due to the manual synchronization. However, it was enough to simulate mean speed of most coronary arteries. To increase the linear speed, the acquisition and the movement of the platform could be synchronized using the X-ray warning lamp signal (Fig. 4) or other start information given by the CT computer.

For the displacement of the platform, the brushless motor and the integrated coder did control movements with a good precision (0.123 mm ± 0.040). The presence of the phantom on the platform did not seem to have a significant impact on the mean position error for the tested speed (Table 1). In the future, several control parameters will be added depending on the weight of the phantom.

The mathematical comparison methods (correlation coefficient, standard deviation, mutual information) and the radiologist scoring showed that the image quality decreased when the platform linear speed increases. However, the reduction of image quality was not continuous and not linear. These irregularities in the decay can be explained by the fact that the pitch was not constant for all acquisitions. Actually, the X-ray tube technology of our CT does not allow successive acquisitions with the same pitch. Moreover, the reconstruction algorithms used in CT are not adapted to moving organ imaging.

In fact, all the reconstruction algorithms were developed and tested with static objects. The table motion of the CT is known and integrated into the reconstruction algorithms, by adapting a weighting function according to the pitch<sup>32</sup>. But, further improvements are necessary to integrate the movements of the patient in the reconstruction algorithms.

Moreover the aberrations met in the volume calculation (two-eight times the real volume) confirm the limits of the reconstruction algorithms. These errors are probably due to the deformations of the calcification, disappearance of small calcifications, and/or appearance of blurred or black areas around the calcifications. It is difficult to distinguish the real cause of each kind of artifact but it is sure that the artifacts quantity depends on the speed. The higher the platform linear speed is, the more the movement generates important artifacts on the image.

## 5. CONCLUSION

As predicted, CT acquisitions with z axis linear motions produce motion controlled artifacts. Their appearance is directly related to the speed of the phantom. The higher the speed is, the more artifacts are generated.

Since controlled artifacts can be generated, it is possible to analyze their influence on image quality. In this study, only z axis linear motion have been simulated but the aim of this platform is to simulate physiological motions (respiratory and cardiac) in order to study their real influence on quality image and attempt to correct them. Actually z axis physiological motion can be already produced with the platform and more degrees of freedom (y and z rotations, x and y translations) will be added to improve the simulation of physiological motions.

**Acknowledgments:** The authors thank Siemens, the Région Lorraine (France), and the French Research Minister for support; Damien Husson, Freddy Odille and Yannick Ponvianne for their technical assistance; Valérie Laurent and Damien Mandry for their expertise.

## REFERENCES

1. Walker, A.R., *With increasing ageing in Western populations, what are the prospects for lowering the incidence of coronary heart disease?* Qjm, 2001. 94(2): p. 107-12.
2. Alfidi, R.J., W.J. MacIntyre, and J.R. Haaga, *The effects of biological motion on CT resolution.* AJR Am J Roentgenol, 1976. 127(1): p. 11-5.
3. Ritchie, C.J., J.D. Godwin, C.R. Crawford, W. Stanford, H. Anno, and Y. Kim, *Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT.* Radiology, 1992. 185(1): p. 37-42.
4. Dhanantwari, A.C., S. Stergiopoulos, N. Zamboglou, D. Baltas, H.G. Vogt, and G. Karangelis, *Correcting organ motion artifacts in x-ray CT systems based on tracking of motion phase by the spatial overlap correlator. II. Experimental study.* Med Phys, 2001. 28(8): p. 1577-96.
5. Dhanantwari, A.C., S. Stergiopoulos, and I. Iakovidis, *Correcting organ motion artifacts in x-ray CT medical imaging systems by adaptive processing. I. Theory.* Med Phys, 2001. 28(8): p. 1562-76.
6. Vogl, T.J., N.D. Abolmaali, T. Diebold, K. Engelmann, M. Ay, S. Dogan, G. Wimmer-Greinecker, A. Moritz, and C. Herzog, *Techniques for the detection of coronary atherosclerosis: multi-detector row CT coronary angiography.* Radiology, 2002. 223(1): p. 212-20.
7. Lu, B., S.S. Mao, N. Zhuang, H. Bakhsheshi, H. Yamamoto, J. Takasu, S.C. Liu, and M.J. Budoff, *Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging.* Invest Radiol, 2001. 36(5): p. 250-6.
8. Wang, Y., S.J. Riederer, and R.L. Ehman, *Respiratory motion of the heart: kinematics and the implications for the spatial resolution in coronary imaging.* Magn Reson Med, 1995. 33(5): p. 713-9.
9. Simon, T.R., B.S. Walker, S. Matthiesen, C. Miller, J.G. Triebel, J.E. Dowdey, and T.C. Smitherman, *A realistic dynamic cardiac phantom for evaluating radionuclide ventriculography: description and initial studies with the left ventricular chamber.* J Nucl Med, 1989. 30(4): p. 542-7.
10. Makler, P.T., Jr., D.M. McCarthy, P. Bergey, K. Marshall, M. Bourne, M. Velchik, and A. Alavi, *Multiple-hospital survey of ejection-fraction variability using a cardiac phantom.* J Nucl Med, 1985. 26(1): p. 81-4.
11. Visser, J.J., E.B. Sokole, H.J. Verberne, J.B. Habraken, H.J. van de Stadt, J.E. Jaspers, M. Shehata, P.M. Heeman, and B.L. van Eck-Smit, *A realistic 3-D gated cardiac phantom for quality control of gated myocardial perfusion SPET: the Amsterdam gated (AGATE) cardiac phantom.* Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2004. 31(2): p. 222-8.
12. Kubo, N., M. Mabuchi, C. Katoh, H. Arai, K. Morita, E. Tsukamoto, Y. Morita, and N. Tamaki, *Validation of left ventricular function from gated single photon computed emission tomography by using a scintillator-photodiode camera: a dynamic myocardial phantom study.* Nucl Med Commun, 2002. 23(7): p. 639-43.
13. De Bondt, P., K. Nichols, S. Vandenberghe, P. Segers, O. De Winter, C. Van de Wiele, P. Verdonck, A. Shazad, A.H. Shoyeb, and J. De Sutter, *Validation of gated blood-pool SPECT cardiac measurements tested using a biventricular dynamic physical phantom.* J Nucl Med, 2003. 44(6): p. 967-72.
14. al Hamwi, A., *[Construction and optimal design of a dynamic heart phantom for simulation of motion artefacts in PET scan.]* Biomed Tech (Berl), 2002. 47 Suppl 1 Pt 2: p. 810-1.
15. Nguyen, L.D., C. Leger, D. Debrun, F. Therain, J. Visser, and E. Busemann Sokole, *Validation of a volumic reconstruction in 4-d echocardiography and gated SPECT using a dynamic cardiac phantom.* Ultrasound Med Biol, 2003. 29(8): p. 1151-60.
16. Qingfei, L., *Artifacts in X-ray CT.* 2003, Research Imaging Center, University of Texas Health Science Center: TX 78229.
17. Yazdi, M., L. Gingras, and L. Beaulieu, *An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: experimental and clinical studies.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2005. 62(4): p. 1224-31.
18. Yazdi, M., L. Gingras, and L. Beaulieu, *An adaptive approach to metal artifact reduction in helical computed tomography for radiation therapy treatment planning: experimental and clinical studies.* Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2005. 62(4): p. 1224-31.
19. McCollough, C.H., M.R. Bruesewitz, T.R. Daly, and F.E. Zink, *Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution.* Radiographics, 2000. 20(6): p. 1675-81.
20. Wicky, S., M. Rosol, L.M. Hamberg, U. Hoffmann, C. Enzweiler, M. Graziano, and T. Brady, *Evaluation of retrospective multisector and half scan ECG-gated multidetector cardiac CT protocols with moving phantoms.* J Comput Assist Tomogr, 2002. 26(5): p. 768-76.
21. Wicky, S., M. Rosol, U. Hoffmann, M. Graziano, K.E. Yucel, and T.J. Brady, *Comparative study with a moving heart phantom of the impact of temporal resolution on image quality with two multidetector electrocardiography-gated computed tomography units.* J Comput Assist Tomogr, 2003. 27(3): p. 392-8.
22. Kimura, F., Y. Shen, M. Satoh, F. Sakai, and Y. Ono, *[Development and assessment of real cardiac motion simulation phantom].* Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, 2001. 61(1): p. 29-32.
23. Nusslin, F., *[A dynamic phantom for computer tomography].* Computertomographie, 1981. 1(2): p. 96-9.

24. Yamamoto, S., S. Hamada, K. Takahei, H. Naito, T. Matsumoto, Y. Ogata, and S. Nakanishi, *[Evaluation of the retrospective ECG-gated helical scan using half-second multi-slice CT: motion phantom study for volumetry]*. Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi, 2002. 58(1): p. 94-100.
25. Ulzheimer, S. and W.A. Kalender, *Assessment of calcium scoring performance in cardiac computed tomography*. Eur Radiol, 2003. 13(3): p. 484-97.
26. Mao, S., B. Lu, R.J. Oudiz, H. Bakhsheshi, S.C. Liu, and M.J. Budoff, *Coronary artery motion in electron beam tomography*. J Comput Assist Tomogr, 2000. 24(2): p. 253-8.
27. Achenbach, S., D. Ropers, J. Holle, G. Muschiol, W.G. Daniel, and W. Moshage, *In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT*. Radiology, 2000. 216(2): p. 457-63.
28. Hofman, M.B., S.A. Wickline, and C.H. Lorenz, *Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification*. J Magn Reson Imaging, 1998. 8(3): p. 568-76.
29. Vembar, M., M.J. Garcia, D.J. Heuscher, R. Haberl, D. Matthews, G.E. Bohme, and N.L. Greenberg, *A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT*. Med Phys, 2003. 30(7): p. 1683-93.
30. Guerra R., Codreanu A., Ponvianne Y., Grosjean R., Felblinger J. *Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue imaging (DTI) data*. Proc. SPIE Int. Symp. Med. Imag. Vol 6142, 2006, San Diego, CA.
31. Pluim, J.P., J.B. Maintz, and M.A. Viergever, *Mutual-information-based registration of medical images: a survey*. IEEE Trans Med Imaging, 2003. 22(8): p. 986-1004.
32. Flohr, T., K. Stierstorfer, H. Bruder, J. Simon, A. Polacin, and S. Schaller, *Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner*. Med Phys, 2003. 30(5): p. 832-45.
33. Lu, W. and T.R. Mackie, *Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space*. Phys Med Biol, 2002. 47(8): p. 1267-84.



## **Annexe 7**

Guerra RM., Codreanu A., Ponvianne Y., **Grosjean R.**, Felblinger J.  
*Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue  
imaging (DTI) data.*  
Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE 2006; 6142 I,  
61420K.182-189



# Optimized time window for cardiac CT reconstruction based on Doppler tissue imaging (DTI) data.

Rui Guerra<sup>a,b</sup>, Andrei Codreanu<sup>a,c</sup>, Yannick Ponvianne<sup>a</sup>, Romain Grosjean<sup>a</sup>, Jacques Felblinger<sup>a\*</sup>

<sup>a</sup>Interventional and Diagnosis Adaptative Imaging, Univ. Henri Poincaré; INSERM, ERI 13, CHU Nancy, Rue du Morvan, 54511 Vandœuvre-les-Nancy Cedex, FRANCE

<sup>b</sup>Siemens Medical Solutions, St Denis, FRANCE

<sup>c</sup>Brabois Cardiology Department, Nancy, FRANCE

## ABSTRACT

Optimal time windowing in cardiac CT reconstruction would permit a reduction of motion artifacts. We used Doppler Tissue Imaging (DTI) in order to acquire the speed and displacement of region of interest in one direction with a high temporal resolution. Applied on different segments of coronary arteries, 3D information is recovered in three quasi orthogonal acquisitions (abdominal, parasternal and apical views). Their reproducibility was carried on five healthy subjects. This experiment will allow finding the best time window for reconstruction. A window of half the rotation time (250ms for our CT) was estimated based on minimization of the motion variation in 3D. Since we obtained a high reproducibility between the two sessions (generally < 2mm) DTI could be an interesting approach to evaluate motion in 3D. This yields more information as compared to 2D data. Future work will require additional acquisitions and experiments in order to analyze more in depth the variability and the influence of the heart rate. The collected data will be used also as input for our motion platform and CT simulation.

Keywords: CT, Coronary Artery, Reconstruction Window, Doppler Tissue Imaging (DTI), Motion

## 1. INTRODUCTION

In the occidental society, more than 25% of deaths are due to the coronary artery diseases<sup>1</sup>. Early diagnosis of the pathology would permit a prompt start of the therapy and hence increase the probability of recovery. Conventional X-ray coronary angiography and intra vascular ultrasound are gold standards for the diagnosis of the coronary artery diseases (CAD)<sup>2</sup>. These techniques are however, invasive and have low sensibility. Another alternative for CAD diagnosis is the Computed Tomography<sup>3</sup> (CT) which has known several improvements in the last decade: the spiral mode<sup>4</sup>, the Multi-slice Computed Tomography<sup>5</sup> (MSCT), the cardiac gating<sup>6</sup> and the increase of the gantry rotation speed. Artifacts in CT image resulting from cardiac and respiration motions make the diagnosis of CAD cumbersome. One solution to reduce the breathing motion effect is to do the entire acquisition in a single apnea. However, this is very difficult for some patients especially children. To reduce the artifacts issued from cardiac contraction motions it is necessary to find an optimum electrocardiogram (ECG) time window for the acquisition. The selection of the raw data used for image reconstruction is always collected in the same part of the cardiac cycle<sup>7</sup>. For the best CAD diagnosis, a temporal resolution less than 50 ms would be necessary<sup>8</sup>. However, today such short resolutions are not possible in CT. Indeed, to rebuild one image, projections of more than half of the gantry rotation time are necessary<sup>9</sup>. With modern CT, gantry rotation time is about 330 ms<sup>10</sup>, so a total reconstruction window of 166 ms is necessary.

The heart rate is generally assumed perfectly periodic. Based on the ECG recorded during the scan, a percentage of the R-R interval is a good starting point for the reconstruction window. Within this time period, the movement of the heart should be minimal. The reconstruction using the raw data issued from this time period is done in post-processing. The choice of the temporal window used in the reconstruction is determinant for image quality.

---

\* [j.felblinger@chu-nancy.fr](mailto:j.felblinger@chu-nancy.fr); phone +33 383157902; fax +33 383154062

At the beginning of cardiac CT, the end of the diastole was considered as a motion free period and was used for the start of the reconstruction window<sup>11</sup>. To find the optimum time window, numerous studies used different modalities (EBCT<sup>12-17</sup>, conventional X-ray coronary angiography<sup>2</sup>, MRI<sup>18</sup> and MSCT<sup>11,19-24</sup>) and different criterions (radiologist scoring or motion estimation of characteristic points). Overall results show that the temporal window varies from patient to patient. In fact it is even different for the same patient with regard to the coronary arteries segments.

To define optimum time window for reconstruction we propose to use ultrasound Doppler Tissue Imaging<sup>25</sup> (DTI). This method allows quantifying the speed of a region of interest according to the axis defined by the ultrasound probe. Unfortunately, coronary arteries are not large enough to be localized with this method. However, it is possible to estimate the motion of a CA segment in one direction considering anatomical knowledge of the area of each coronary artery (CA) segments. To estimate 3D motion, three DTI acquisitions using three different ultrasound axes are needed.

In this paper we propose to validate the use of DTI technique to optimize the cardiac CT acquisition window. First, the reproducibility of DTI acquisitions and measurements of coronary arteries motion are assessed. Afterwards, the optimization of the cardiac CT window is done for each coronary artery segment.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1 Acquisition

DTI<sup>25</sup> is a non ionising technique that could determine the motion of a region of the heart providing a time resolution of less than 6 ms. DTI (Vivid7, GE Healthcare) has been carried out on five healthy subjects (age:  $29 \pm 9$ ). To assess reproducibility, the same session of 36 acquisitions was done twice. We applied this technique on the main CA feature points (Right Coronary Artery (RCA), Left Main (LM), Circumflex (Cx), Left Anterior Descending (LAD), Left Posterior Descending (LPD)). For each of these feature points, the proximal, mid and distal segments (P, M, D) have been determined according to the angiographic definition (Fig. 1)<sup>26</sup>. The twelve resulting CA segments were imaged in DTI mode successively in 3 probe positions: abdominal (Abdo), parasternal (PS) and apical views (Fig. 1). The three positions correspond to a quasi orthogonal system making possible the determination of 3D motion of each segment. For each acquisition, three cardiac cycles were recorded during a single apnea.

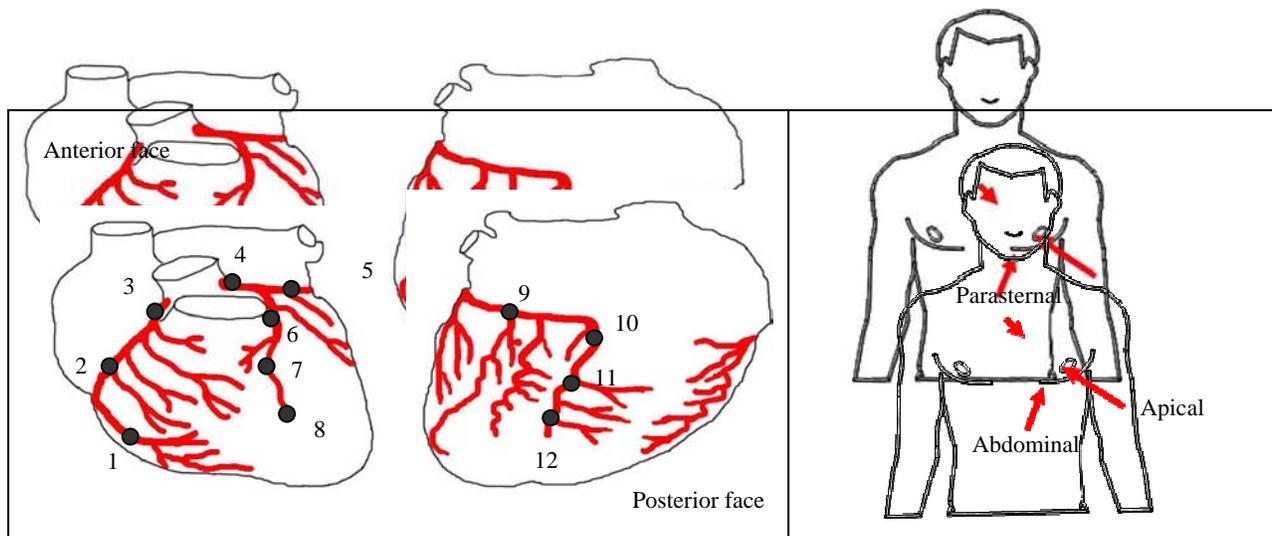


Figure 1: (left) Coronary artery segment of the study: RCA D (1), RCA M (2), RCA P (3), LM (4), (5) CX P, (6) LAD P, (7) LAD M, (8) LAD D, (9) CX D, (10) LPD P, (11) LPD M and (12) LPD D (right) Probe positions of three acquisitions to obtain the 3D motion of one coronary artery segment

## 2.2 Post processing

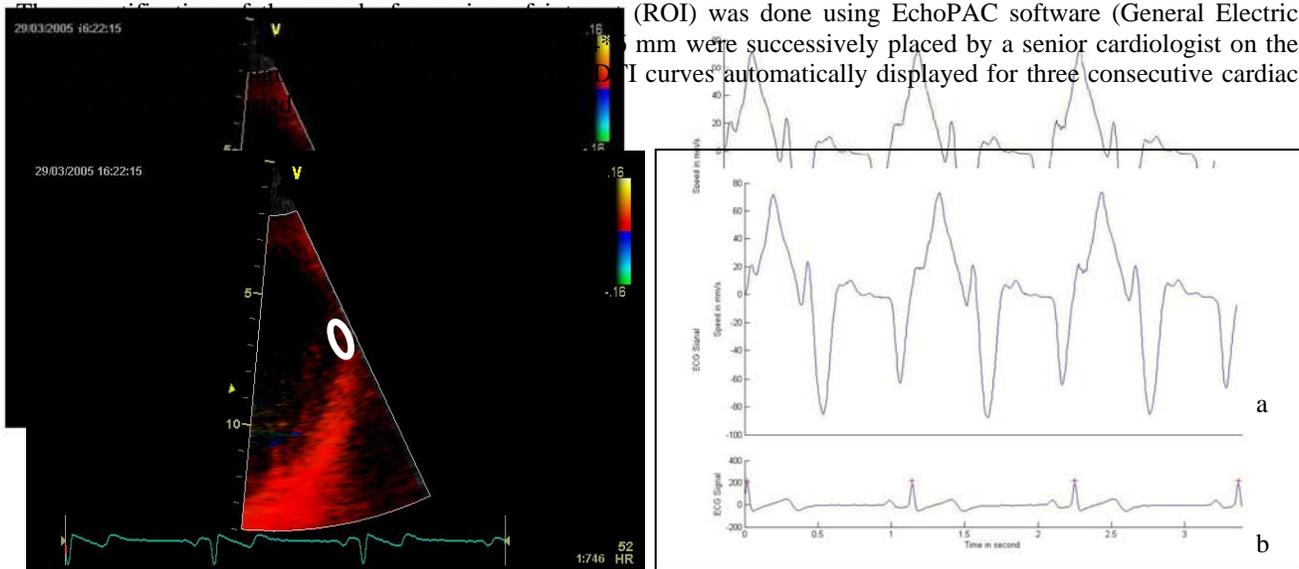


Figure 2: Example of DTI acquisition. The color code indicates the speed following probe direction. There are three cardiac cycles registered. The ellipsoid represents the localization of measurement ROI (left). Raw Data of the commercially available EchoPAC software (right) for one acquisition: (a) speed of region of interest; (b) ECG record.

Analysis of the recorded curves was done with Matlab™ (Mathworks, Ma, USA). The acquisitions were at first separated per cycle according to the R wave detection. The motion of the CA segments was then calculated by integration of the curves. 3D curves of each CA segment motion could be estimated by computing averaged 1D motion curves and assuming that the three acquisition incidences (PS, Abdo and Apex) were orthogonal.

## 2.3 Methodology validation

In order to study the reproducibility of the ROI location on the heart image, the senior cardiologist was asked to draw the ROI twice in each acquisition for two subjects. The difference between the speed curves obtained in both positions was calculated for all CA segments. In order to avoid the variations in the heart rate, the temporal window for comparison started with R-wave and finished at the mitral valve opening (Fig. 3)

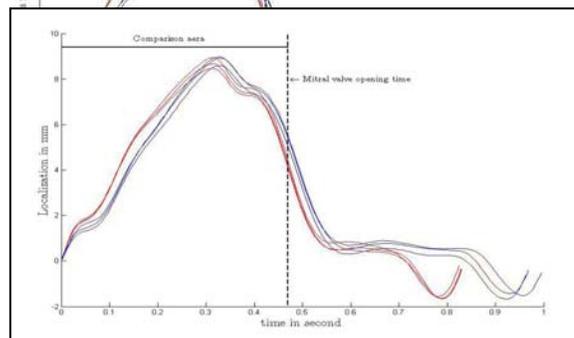
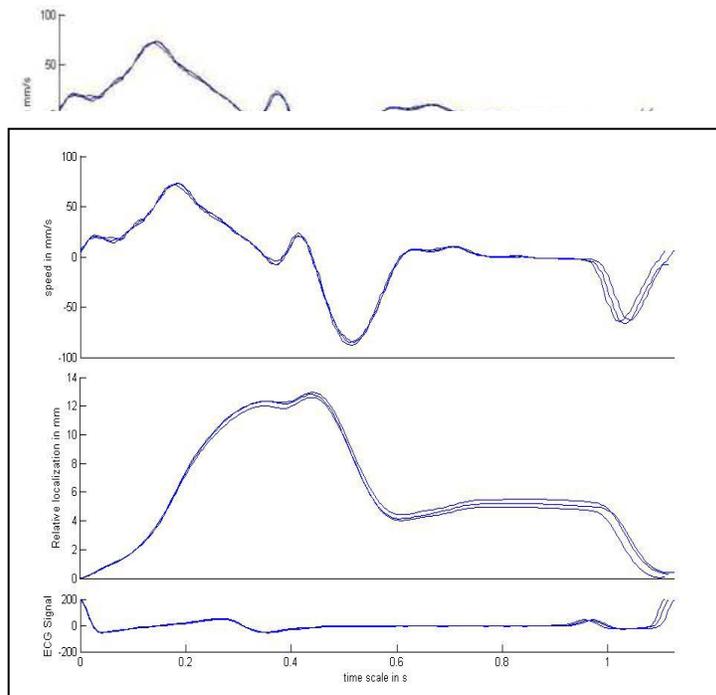
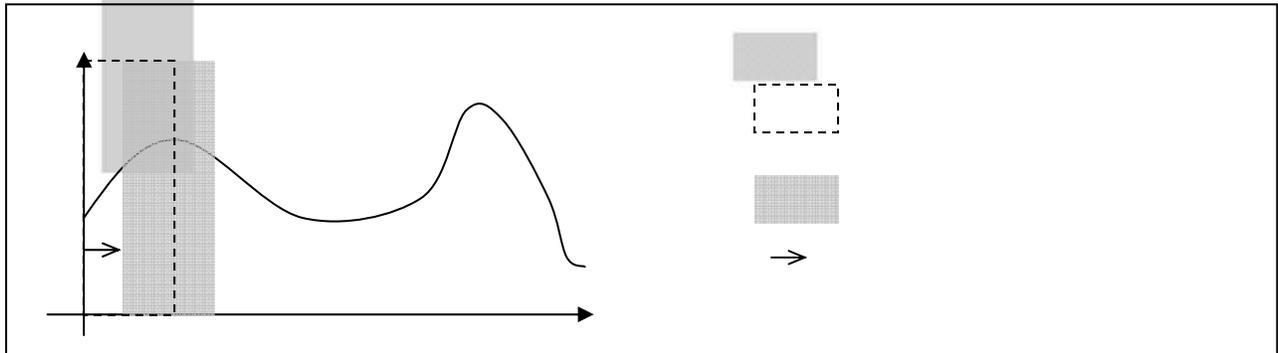


Figure 3: Visualization of comparison area. It started in R-wave and finished at the mitral valve opening. The three cycles of both sessions for acquisition RCA D in probe position Abdominal



### 3.1 Validation

For the reproducibility of the ROIs position with DTI, a mean difference of 0.79 mm between both acquisitions (standard deviation 0.45) was found. The largest error was for the RCA-P with a mean difference of 2.15 mm. For the majority of the 1D trace, shape and time of maxima were reproducible (table I). In addition, the mean error is less than 2 mm. However, for some segments the error is larger.

|      | RCA P         | RCA M         | RCA D         | LAD P         | LAD M         | LAD D         | LPD P         | LPD M         | LPD D         | CX D          | CX P          | LM            |
|------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| PS   | 1.73<br>±0.96 | 2.74<br>±1.51 | 2.55<br>±1.11 | 1.14<br>±0.59 | 1.96<br>±1.14 | 1.77<br>±0.95 | 1.3<br>±0.77  | 1.1<br>±0.61  | 1.26<br>±0.66 | 1.58<br>±0.7  | 1.8<br>±0.86  | 0.58<br>±0.35 |
| APEX | 3.11<br>±1.55 | 1.2<br>±0.7   | 1.58<br>±1.04 | 2.18<br>±1.37 | 1.87<br>±1.04 | 0.84<br>±0.41 | 1.49<br>±0.78 | 1.05<br>±0.59 | 1.39<br>±0.77 | 1.8<br>±0.82  | 2.02<br>±0.77 | 1.78<br>±0.93 |
| ABDO | 2.39<br>±1.2  | 2.61<br>±1.6  | 1.74<br>±0.91 | 1.68<br>±0.77 | 1.34<br>±0.72 | 1.77<br>±0.97 | 2.41<br>±1.47 | 1.17<br>±0.77 | 0.63<br>±0.4  | 0.88<br>±0.55 | 0.73<br>±0.32 | 2.84<br>±1.24 |

Table I: Reproducibility of the acquisition for all subjects (mean and standard deviation in mm)

### 3.2 Optimization of the temporal window for reconstruction

As shown in table II, the optimum window was different for each CA segments. For most CA segments, the energy demonstrated good reproducibility of the probe orientations and the ROIs positions.

After normalization with the heart cycle, the motion in 3D can be computed (Fig. 7). A minimal motion slot can be found for each coronary artery segment (table II). In addition, 3D information gives slightly different time window than 1D.

|      | RCA P | RCA M | RCA D | LAD P | LAD M | LAD D | LPD P | LPD M | LPD D | CX D | CX P | LM   |
|------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|------|------|------|
| PS   | 56±7  | 58±2  | 64±3  | 47±12 | 40±5  | 50±11 | 68±3  | 63±8  | 49±8  | 56±4 | 53±1 | 60±5 |
| APEX | 56±1  | 56±1  | 62±1  | 61±1  | 62±2  | 62±3  | 62±1  | 63±1  | 64±1  | 65±1 | 58±1 | 60±2 |
| ABDO | 57±4  | 66±2  | 61±1  | 64±6  | 61±8  | 62±5  | 61±8  | 66±10 | 63±11 | 66±2 | 63±7 | 62±5 |
| 3D   | 64±5  | 60±13 | 62±6  | 64±5  | 55±21 | 50±22 | 64±5  | 64±6  | 67±7  | 64±7 | 64±2 | 59±5 |

Table II: Average optimum time window for all subjects given in % of the heart cycle for 1D or 3D traces.

However, the variation of the heart rate between sessions and even during an acquisition introduces discrepancy in the optimum values. As an example (Fig. 6), the RCA segment motion and its optimum reconstruction window is shown. For this subject the variation of heart rate (range 56 - 73 beats per minute) showed that this parameter was very important for the determination of the optimum temporal window. For the lowest heart rate this optimum was always found in diastole. However, a slightly increase of heart rate can induce the displacement of the optimum window in the systole.

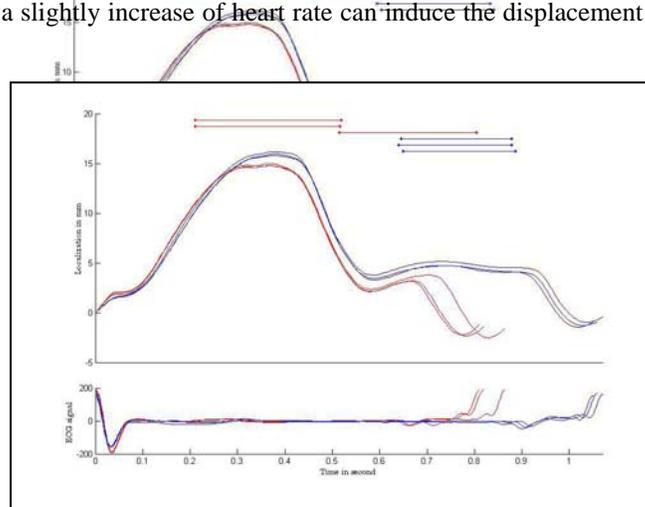


Figure 6: Relative localisation and the optimum reconstruction window of RCA-P in PS acquisition for both sessions



## 4 DISCUSSION

In this study, we have shown that DTI analysis for the assessment of the CA motion is feasible. It provides high temporal resolution imaging that could be useful in analyzing complex 3D motion of CA segments in order to optimize strategies for CT acquisition. The technique provides reproducible 1D data with regard to the global curve shape and quantitative criteria. These results allowed us to visualize and to analyze 3D evolution of CA segments.

However, we can notice that sometimes, the reproducibility was not perfect due to several acquisition difficulties. It may be hindered because the probe position and the localization of the ROI was based on heart anatomical knowledge and was subject to variation between exams. Another major factor may be the modification of physiological parameters during acquisition. Small heart rate changes could have large impact on the position of the optimal window. This small time difference complicated to superposition of the curves for quantitative evaluations. Moreover, even with a stable heart rate the motion of a CA might be different due to other physiological changes (respiration, ventricular pressure).

The 3D representation of the relative displacement of the main arteries segments using a non-ionizing method is novel and it allows a more realistic approach of the complex movement of CA. When compared to unidirectional analysis, 3D optimum acquisition timing may considerably differ. As found in 1D analysis, the optimum windows found using the 3D approach are different for each CA.

As shown in previous studies<sup>11, 22, 24</sup>, the heart rate is very important for the definition of the optimum reconstruction window. However, results obtained here in 3D are difficult to compare with other studies principally made in 2D. In some cases it is better to place the reconstruction window in systole, principally with higher heart rates. This should be taken into account for establishing acquisition strategies for CT and other cardiac imaging modalities.

We propose the use of 3D analysis as input data for simulation programs<sup>27</sup> or for dynamic platforms<sup>28</sup>. The principal limit of the method is the difficulty to make the acquisitions in a real orthogonal frame. The knowledge of the ultrasound probe real position could help making this method more robust, allowing for correction factors to be implemented.

The influence of optimum acquisition window in CT guided by DTI must be analyzed in a prospective manner in order to evaluate its' influence on the quality of image reconstruction. More patients are needed for a comparison between the 1D and the 3D approaches and to study in more details the effect of the heart rate.

## 5 CONCLUSIONS

We have shown in this study, that DTI could be an interesting approach to evaluate coronaries motions in 3D. In addition, we could demonstrate that the optimum time windows are dependent of the segment and of the coronary analyzed. More experiments should be conducted to see the variability of the temporal reconstruction window. The influence of the heart rate needs to be analyzed in more detail. The results could be used for clinical routine or as input data for motion simulation<sup>27</sup> and for moving platform<sup>28</sup>. New calculation of the time window needs to be done using new generation of CT. The principal limit of the method is the difficulty to make the acquisitions in a real orthogonal frame. However, the overall results are very useful for all cardiac imaging modalities.

**Acknowledgments:** The authors thank Siemens for support; Freddy ODILLE, Adnane BENHADID and Pierre-André VUISSOZ for their technical assistance.

## REFERENCES

1. The world health report 1999: making a difference (World health Organization, Geneva, Switzerland, 1999).
2. S. Ulzheimer, "Cardiac Imaging with X-ray Computed tomography: new approaches to image acquisition and quality assurance," Shaker Verlag, Thesis, 2001.
3. F. Cademartiri, G. Runza, M. Belgrano, G. Luccichenti, N.R. Mollet, P. Malagutti, M. Silvestrini, M. Midiri, M. Cova, R. Pozzi Mucelli, and G.P. Krestin, "Introduction to coronary imaging with 64-slice Computed Tomography," *Radiol. Med.* 110, pp.16-41, 2005.
4. W.A. Kalender, and A. Polacin, "Physical performance characteristics of spiral CT scanning," *Med. Phys.* 18 (5), pp. 910-915, 1991.
5. H. Hu, "Multi-slice helical CT: Scan and reconstruction," *Med. Phys.* 26 (1), pp. 5-18, 1997.
6. M. Kachelriess, and W.A. Kalender, "Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart," *Med. Phys.* 25 (12), pp. 2417-2431, 1998.

7. T. Flohr, B. Ohnesorge, H. Bruder, K. Stierstorfer, J. Simon, C. Suess, and S. Schaller, "Image reconstruction and performance evaluation for ECG-gated spiral scanning with a 16 slice CT," *Med. Phys.* 30(5), pp. 832-845, 2003.
8. C.J. Ritchie, J.D. Godwin, C.R. Crawford, W. Stanford, H. Anno, and Y. Kim, "Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT," *Radiology* 185(1), p. 37-42, 1992
9. M. Kachelriess, S. Schaller and W.A. Kalender, "Advanced single-slice rebinning in conebeam spiral CT," *Med. Phys.* 27 (4), pp. 754-772, 2000.
10. T. Flohr, K. Stierstorfer, S. Ulzheimer, H. Bruder, A.N. Primak and C. H. McCollough, "Image reconstruction and image quality evaluation for a 64-slice CT scanner with z-flying focal spot," *Med. Phys.*, 32(8), pp. 2536-2547, 2005.
11. C. Hong, C.R. Becker, A. Huber, U.J. Schoepf, B. Ohnesorge, A. Knez, R. Brüning, and M.F. Reiser, "ECG-gated reconstructed multi-detector row CT coronary angiography: effect of varying trigger delay on image quality" *Radiology* 220, pp. 712-717, 2001.
12. B.Lu, S.S. Mao, N. Zhuang, H. Bakhsheshi, H. Yamamoto, J. Takasu, S.C. Liu, and M.J. Budoff, "Coronary artery motion during the cardiac cycle and optimal ECG triggering for coronary artery imaging," *Invest. Radiol.* 36(5), pp. 250-256, 2001.
13. S. Mao, B. Lu, R.J. Oudiz, H. Bakhsheshi, S.C. Liu, and M.J. Budoff, "Coronary artery motion in electron beam tomography," *J. Comput. Assist. Tomogr.* 24(2), pp. 253-258, 2000.
14. S. Achenbach, D. Ropers, J. Holle, G. Muschiol, W.G. Daniel, and W. Moshage, "In-plane coronary arterial motion velocity: measurement with electron-beam CT," *Radiology* 216(2), pp. 457-463, 2000.
15. M.J. Budoff, R.J. Oudiz, C.P. Zalace, H. Bakhsheshi, S.L. Goldberg, W.J. French, T.G. Rami, and B.H. Brundage, "Intravenous three-dimensional coronary angiography using contrast enhanced electron beam computed tomography," *Am. J. Cardiol.* 83, pp. 840-845, 1999.
16. S. He, R. Dai, Y. Chen, and H. Bai, "Optimal electrocardiographically triggered phase for reducing motion artifact at electron-beam CT in the coronary artery," *Acad. Radiol.* 8(1), pp. 48-56, 2001.
17. S. Mao, M.J. Budoff, L. Bin, and S.C. Liu, "Optimal ECG trigger point in electron-beam CT studies: three methods for minimizing motion artifacts," *Acad. Radiol.* 8(11), pp. 1107-1115, 2001.
18. M.B. Hofman, S.A. Wickline, and C.H. Lorenz, "Quantification of in-plane motion of the coronary arteries during the cardiac cycle: implications for acquisition window duration for MR flow quantification," *J. Magn. Reson. Imaging* 8(3), pp. 568-576, 1998.
19. C.E. Woodhouse, W.R. Janowitz WR and M. Viamonte, "Coronary arteries: retrospective cardiac gating technique to reduce cardiac motion artefact at spiral CT," *Radiology* 204, pp. 566-569, 1997.
20. M. Vembar, M.J. Garcia, D.J. Heuschler, R. Haberl, D. Matthews, G.E. Bohme, and N.L. Greenberg, "A dynamic approach to identifying desired physiological phases for cardiac imaging using multislice spiral CT," *Med. Phys.* 30(7), pp. 1683-1693, 2003.
21. X.L. Hamoir, T. Flohr, V. Hamoir, L. Labaki, J.Y. Tricquet, A. Duhamel and J. Kirsch, "Coronary arteries: Assessment of image quality and optimal reconstruction window in retrospective ECG-gated multislice CT at 375-ms gantry rotation time," *Eur. Radiol.*, 15(2), pp. 296-304, 2005.
22. C. Herzog, N. Abolmaali and J.O. Balzer, "Heart-rate-adapted image reconstruction in multidetector-row cardiac CT: influence of physiological and technical prerequisite on quality image," *Eur. Radio.* 12 (11), pp. 2670-2678, 2002
23. A.F. Kopp, S. Schroeder, A. Kuettner, M. Heuschmid, C. Georg, B. Ohnesorge, R. Kuzo, and C.D. Claussen, "Coronary arteries: retrospectively ECG-gated multi-detector row CT angiography with selective optimization of the image reconstruction window," *Radiology* 221 (3), pp. 683-688, 2001.
24. M.H. Hoffmann, H. Shi, R. Manzke, F.T. Schmid, L. De Vries, M. Grass, H. J. Brambs, A.J. Aschoff, "Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate," *Radiology*, 234(1), pp. 86-97, 2005.
25. A.D. Fleming, P. Palka, W.N. McDicken, L.N. Fenn, and G.R. Sutherland, "Verification of cardiac doppler tissue images using grey-scale M-mode images," *Ultrasound Med. Biol.*, 22(5): p. 573-81. 1996.
26. American Heart Association Committee report, "A reporting system on patients evaluated for coronary disease," *Circulation* 51, pp. 7-34, 1999.
27. R. Guerra, F. Odille, R. Grosjean, P.A. Vuissoz and J. Felblinger, "Designs and validation of motion integrated ct simulator," *Bio. Technick* 50 (supp 2 Proc. ICMP), pp. 1450-1451, 2005.
28. R. Grosjean, R. Guerra, C. Lorentz, C. Pasquier, P.A. Vuissoz, M. Claudon and J. Felblinger, "Dynamic platform for moving organ imaging". *Proc. SPIE Int. Symp. Med. Imag.* Vol 6142, San Diego, CA, 2006.

## **Annexe 8**

Guerra RM., Odille F., **Grosjean R.**, Vuissoz P.A. and Felblinger J.  
*Designs and validation of motion integrated CT simulator.*  
Bio. Technick 50 supp 2 Proc. ICMP pp: 1450-1451, 2005



## DESIGNS AND VALIDATION OF MOTION INTEGRATED CT SIMULATOR

Rui GUERRA<sup>1,2</sup>, Freddy ODILLE<sup>1</sup>, Romain GROSJEAN<sup>1</sup>, Pierre-André VUISSOZ<sup>1</sup>, Jacques FELBLINGER<sup>1</sup>  
<sup>1</sup>IADI INSERM (ERI 13) Vandoeuvre-lès-Nancy - France <sup>2</sup> Siemens Medical Solutions - St Denis France

### Abstract

To simulate and validate new CT algorithms, we developed a CT simulator, which allows 3D designs and complex motions. The phantom is a set of axial slices composed of ellipses. Translations in x, y, z, and rotations in z and in the own axes of the ellipse are possible. Before each elementary projection, a new phantom is calculated according to the tube rotation, the motion of the table and its own motion. To compute projections, the beam is decomposed in discrete rays. The projections are given by the integral of the grey levels in the native image along each ray. Validation of the results was made in two steps. In a static mode, we compared the raw data using the standard Matlab method (Radon + rebinning) and our new functions with analytical expressions. We used three different similarity measures on the sinograms to quantify the projection methods. In a dynamic mode, we qualitatively compared reconstructed images with real CT acquisitions on a simple rotating phantom. Primary results indicate that the simulator can be used for different designs of phantom and motion schemes. Further investigations are still necessary to completely validate the simulator.

## 1 Materials and methods

### 1.1 Introduction

Recently, important developments in computed tomography has established spiral mode, multislice CT as a standard. Consequently, new reconstruction algorithms (AMPR [1]) have been elaborated to correct the artefacts created by these techniques (lack of information, conebeam effect). Simulators as CTsim [2], had been developed in order to test these new algorithms. However, these simulators don't integrate motion. In order to study possibilities of motion corrections, we have developed CT simulators allowing complex phantom motion. We developed also a direct method to calculate projections (without using the Radon transform). All these features allow 2D or 3D raw data production.

### 1.2 Phantom definition

The simulation (calculation and graphical user interface) has been developed with Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, MA). The 3D phantom is a set of axial slices and each elementary slice is composed of ellipses. Analytical expression [3] of ellipse projections is used to validate the results. Reference neighbour slices are the base for the interpolation of intermediate axial slices.

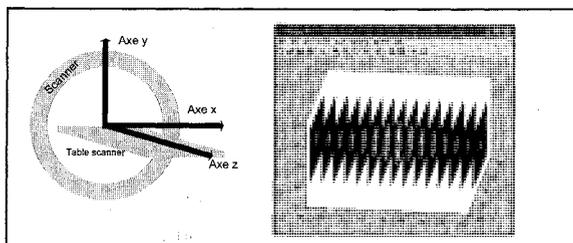


Fig. 1 Definition of 3D phantom with 15 references slices

### 1.3 Motion definition

Spatial evolution is defined by independent motion of each ellipse. Currently, five motion types can be applied to these ellipses (translations x, y, z, z-rotation and rotation in own axis).

Between each projection, the phantom is modified by three motions: table motion, source motion and self motion. Ellipses characteristics, in time t ( $P_t$ ), are computed by multiplication of initial ellipses characteristics ( $P_0$ ) with the evolution matrix:

$$[P_t] = [M_t][P_0]$$

With  $M_t$

$$\begin{bmatrix} \cos b \cdot \cos c & -\cos b \cdot \sin c & -\sin b & t_x \\ -\sin a \cdot \sin b \cdot \cos c + \cos a \cdot \sin c & \sin a \cdot \sin b \cdot \sin c + \cos a \cdot \cos c & -\sin a \cdot \cos b & t_y \\ \cos a \cdot \sin b \cdot \cos c + \sin a \cdot \sin c & -\cos a \cdot \sin b \cdot \sin c + \sin a \cdot \cos c & \cos a \cdot \cos b & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$t_x, t_y, t_z$ : translations x, y, z

a, b, c: axes rotation x, y, z

### 1.3 Computed projection

The beam is decomposed in elementary rays. For each ray, the integration of grey levels along the native image is calculated (image 512\*512). Consequently, the grey levels profile along each ray must be estimated. Several interpolations have been implemented (Nearest, Linear, Cubic, Spline). The beam decomposition allows to reproduce fanbeam (2D) and conebeam (3D) acquisitions and has the advantage of avoiding the Radon transform. Raw data rebinning traditionally used for a geometry change are avoided.

## 1.4 Validation

For validation, simulations are done in fanbeam geometry (e.g. CT single slice). Temporal and geometric characteristics of simulations are the Siemens CT SOMATOM Volume Zoom 16 ones [1].

In a first step, we validated the computation of projections in static mode (without table and phantom motion). We compared the different sinograms with analytical expression of projections. Two phantoms were used:

- A Shepp-Logan [3], phantom usually used to validate tomography algorithms.
- A phantom (fig. 2) used in our clinic study [4]

To compare these data, three similarity measures are used: standard deviation, correlation coefficients and mutual information [5].

A validation of dynamic acquisitions was also performed. Simple and complex motions were realized. For example, to test phantom z-rotation, a simulation can be done with a z-rotation of the phantom equal to the source one. Indeed in this case, projection should be identical for all projection angles.

In the user interface, phantom motions can be visualized before starting simulations. Reconstructions of the raw data (rebinning followed by filtered back projection) allows to compare simulations and true images obtained in clinical studies [4].

## 2 Results and discussion

### 2.1 Static

Among all measures of similarity, the best interpolation was the linear interpolation (table I).

Whatever the interpolation type, the developed function for fanbeam geometry is closer to the analytical projections.

Table I: Similarity criteria for the Shepp Logan phantom

|                 | Std   | Corr   | Mutual Information |
|-----------------|-------|--------|--------------------|
| Matlab fan-beam | 2.678 | 0.9975 | 3.6098             |
| Nearest         | 1.915 | 0.9987 | 3.3294             |
| Linear          | 1.802 | 0.9989 | 3.6596             |
| Cubic           | 1.834 | 0.9988 | 3.6025             |
| Spline          | 1.847 | 0.9988 | 3.5845             |

### 2.2 Dynamic

Motion corrupted raw data were reconstructed and compared to the clinical study images (Fig 2). The same "butterfly" artefacts are visualised.

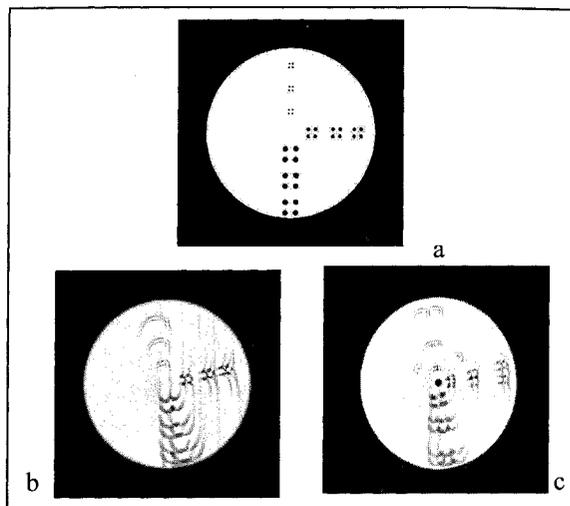


Fig. 2 Simulation example: a) native image, b) simulation c) CT image

## 3 Conclusions & perspectives

The projection computation method was validated from the 2D projections. Our own fanbeam projection function was better than the standard fanbeam Matlab function.

It is possible to reduce the differences between our simulation and the analytical expression by increasing the spatial resolution of the native image (image 512\*512). However, this highly increases the processing time.

3D simulations (e.g. multislice CT) are already available. The 3D computation methods has been validated, but some further verification has to be done to verify the ray geometry.

Tests with arteries phantom are currently being realized.

## 4 Literature

- [1] Flohr, T., et al., Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner. *Med Phys*, 2003. 30(5): p. 832-45
- [2] <http://www.ctsim.org>
- [3] Kak AC, Slaney M, Principles of computerized tomographic imaging IEEE, New York, 1998
- [4] T.Batch, D.Winninger, R. Guerra et al. (2004). "[Mise au point des protocoles d'acquisition pour l'etude cinesiologique des articulations : etude sur fantôme]." *J Radiol* 85: p1456, recueil de communication JFR 2004
- [5] Pluim, J.P., J.B. Maintz, and M.A. Viergever, *Mutual-information-based registration of medical images: a survey*. *IEEE Trans Med Imaging*, 2003. 22(8): p. 986-1004

Acknowledgements: Siemens for support and region Lorraine

## **Annexe 9**

Lohezic M., Roca P., **Grosjean R.**, Chevaillier B., Pietquin O., Felblinger J.,  
Collette J.L.

*Motion Artifact correction in sinogram space.*

Submitted.



# MOTION ARTIFACT CORRECTION IN SINOGRAM SPACE

M. Lohezic<sup>1,2,3</sup>, P. Roca<sup>4</sup>, R. Grosjean<sup>1,2,3</sup>, B. Chevaillier<sup>4</sup>, O. Pietquin<sup>2,4</sup>,  
J. Felblinger<sup>1,2,3</sup>, IEEE Member, J.-L. Collette<sup>4</sup>

<sup>1</sup>IADI, Nancy University, Nancy, France; <sup>2</sup>ERI13, Inserm, Nancy, France; <sup>3</sup>IADI, CHU, Nancy, France;  
<sup>4</sup>SUPELEC-Metz Campus, IMS Research Group, Metz, France.

## ABSTRACT

Breathing induces artifacts in reconstructed CT images. In most cases, reconstruction algorithms ignore motion due to breathing. We propose here a method taking movements into account. This method works on parallel acquisition data and integrates some physiological information. A simple respiratory motion model is defined which can be calibrated thanks to external sensor data. Given a motion corrupted acquisition and the corresponding calibrated motion model, the sinogram is rearranged and motion free projections are obtained. Images are then reconstructed using a standard filtered backprojection algorithm. Tests on simulated data demonstrate the feasibility of the proposed method and show real improvement on reconstructed images, respiration artifacts being significantly reduced. The effects of mismatching model on reconstructed images are also studied.

**Index Terms**— CT, motion artifacts, respiratory motion, correction, sinogram.

## 1. INTRODUCTION

Organs in the upper abdomen including the liver, the kidneys, and the spleen move significantly as a result of respiration [1]. The cardiac contractions also lead to motion of organs in the thorax or in the abdomen. McCollough *et al.* [2], Alfydi *et al.* [3] and Ritchie *et al.* [4] have proved that these two physiological motions can lead to artifacts which can seriously degrade the quality of CT images [5, 6]. If these artifacts are not corrected or minimized, the diagnosis can be distorted. Indeed, patient motion can cause misregistration artifacts, which usually appear as shading [7] or streaking [8] in the reconstructed image. Voluntary motion can be prevented but some involuntary motions as respiration induced motions or cardiac motion may be unavoidable during body scanning. That's why CT has known several improvements in the last decade: spiral mode [9], Multislice CT [10], cardiac gating [11] and decrease of the gantry rotation time.

Despite all these innovations, motion artifacts are still a problem and patients have to maintain a breathhold during the acquisition. But, even if breathhold can generally be maintained during all the acquisition time, it is sometimes particularly difficult (sharp pain due to renal colic, children, dyspneic patient ...) [12].

One of the major problems is that classical reconstruction algorithms do not take into account the involuntary or voluntary motion of the patient. Motion correction have been executed in different ways: by modifying the reconstruction algorithm [13] or by correcting the sinogram [14-16]. Our work is based on [15]. In this study, motion is determined using some nodal points which are

very dense and then easily identifiable in the sinogram. Nodal points can be calcifications or some markers disposed on the patient body. However these nodal points may not be in the slice of interest or be difficult to detect in the projection data because of the complexity of the sinogram. The aim of the present study is to use physiological information given by external sensors and the appropriate respiration model to apply a correction directly in sinogram space without changing the reconstruction algorithm.

## 2. THEORY

### 2.1. Notations

The image space is described by the Cartesian coordinates  $(x, y)$ . The image to be reconstructed, i.e. the static object, is denominated by the function  $f_0(x, y)$ . The sinogram space is represented by the variables  $(p, \theta)$  where  $p$  stands for the position of the ray in the parallel fan,  $\theta$  the acquisition angle. The variables corresponding to the motion corrupted data will be affected with a '.

### 2.2. Respiratory motion model

A simple global in plane respiration model is chosen, including displacement and magnification, with a fixed point  $(x_0, y_0)$  corresponding in the clinical case to the point of contact between the patient and the CT table. For the static object  $f_0(x, y)$ , the distorted object  $f_i$  is described at time  $t$  by:

$$f_i(x, y) = f_0(x'(t), y'(t)) \quad (1)$$

where:

$$\begin{cases} x'(t) = \sigma_x(t)(x - x_0) + x_0 \\ y'(t) = \sigma_y(t)(y - y_0) + y_0 \end{cases} \quad (2)$$

The functions  $\sigma_x$  and  $\sigma_y$  are related to physiological data and to the motion which really occurs during the acquisition. We consider that these parameters are perfectly known at every moment of the acquisition thanks to respiratory belt or ECG and a prior calibration step.

### 2.3. Motion corrupted sinogram

As the acquisition angle is linearly dependent on the time during CT acquisition, time functions (1) and (2) are considered as acquisition angle functions. The distorted object is thus described by:

$$f_\theta(x, y) = f_0(x'(\theta), y'(\theta)) \quad (3)$$

where:

$$\begin{cases} x'(\theta) = \sigma_x(\theta)(x - x_0) + x_0 \\ y'(\theta) = \sigma_y(\theta)(y - y_0) + y_0 \end{cases} \quad (4)$$

Considering the expression of the Radon transform of the static

object  $F_0(p, \theta)$  and the motion corrupted Radon transform  $F_\theta(p', \theta')$ , one can write:

$$F_\theta(p', \theta') = k(\theta')F_0(p, \theta) \quad (5)$$

with:

$$\tan \theta = (\sigma_y(\theta')/\sigma_x(\theta'))\tan \theta' \quad (6)$$

$$p(\theta') = (p'(\theta') - p_0(\theta'))/k(\theta') \quad (7)$$

$$k(\theta') = \sqrt{(\sigma_x(\theta')\cos \theta')^2 + (\sigma_y(\theta')\sin \theta')^2} \quad (8)$$

$$p_0(\theta') = x_0(1 - \sigma_x(\theta')) + y_0(1 - \sigma_y(\theta')) \quad (9)$$

### 3. MATERIAL AND METHODS

We present here a method to reduce artifacts due to respiratory motion in CT images. This method applies directly in the sinogram space and integrates physiological information obtained during the CT examination thanks to external sensors such as respiratory belt or ECG for example. It has been tested on simulated parallel data corrupted by a simplified respiratory motion.

#### 3.1. Simulated data

Simulation data were built with Matlab<sup>TM</sup> (Mathworks, MA, USA). Phantoms composed with several ellipses were used. Each ellipse had a different density  $\rho$ . A simple phantom was built, composed with a large low-density ellipse and a very small high-density ellipse, simulating a calcification. The classical Shepp-Logan phantom implemented in Matlab was used as well. In this case, the phantoms were squares of 255x255 pixels.

To generate motion free sinogram, the Radon transform implemented in Matlab<sup>TM</sup> was used. Acquisition on 360°, in parallel geometry, with an angular increment of 0.5° was simulated.

To generate motion-corrupted sinogram, for each acquisition angle, the ellipses composing the phantom were deformed according to the respiratory motion model (4). The acquisition for this angle was then simulated using the Radon transform of Matlab<sup>TM</sup>. As physiological motion is pseudo-periodic, we used combination of sinusoidal functions as deformation functions  $\sigma_x(t)$  and  $\sigma_y(t)$ .

#### 3.2. Motion correction

According to the paragraph 2, given motion parameters  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$ ,  $x_0$  and  $y_0$ , we can obtain the corrected sinogram from the motion corrupted data. To determine those parameters a prior calibration step could be done by recording external sensor data and estimating respiratory motion. Then regression would allow connecting physiological information and parameters of the motion which occurs during CT acquisition. Once motion parameters had been determined, for all motion-free coordinates  $(p, \theta)$  we searched the corresponding motion corrupted coordinates  $(p', \theta')$  according to (6) and (7). But, the first equation was not invertible. Using

$$\theta = \arctan(\sigma_y(\theta')/\sigma_x(\theta')\tan \theta'), \quad (10)$$

a corresponding table between the acquisition dependent  $\theta'$  and the calculated  $\theta$  was built. Then for each  $\theta$  in the corrected sinogram, the nearest calculated value is searched in this table and the corresponding acquisition angle  $\theta'(\theta)$  is selected.

Once an acquisition angle has been selected, we could compute the coefficients  $k$  and  $p_0$  ((8) and (9)), invert (7) and find the  $p'$

coordinate of the corrupted sinogram given a motion-free  $p$  coordinate:

$$p'(\theta, p) = k(\theta'(\theta))p + p_0(\theta'(\theta)). \quad (11)$$

Finally (5) is used to correct the sinogram.

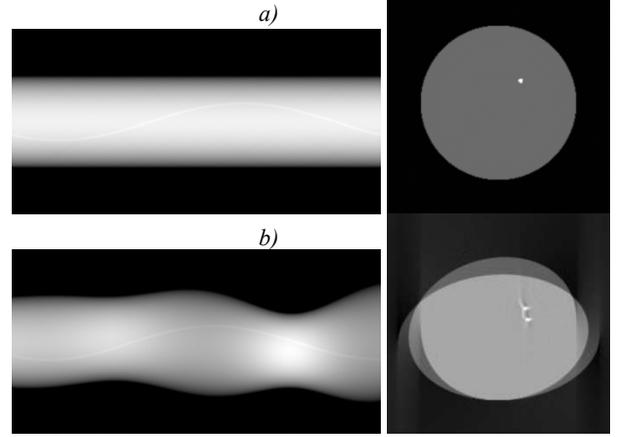


Fig. 1: Simple phantom: Simulated sinograms (left) and reconstructed images (right) without (a) or with motion (b).

To implement the motion correction in the sinogram space we had to pay attention to completely fill the corrected sinogram, otherwise missing data would lead to severe artifacts in the reconstructed image. So we went through the whole corrected sinogram pair  $(p, \theta)$  and searched the corresponding  $(p', \theta')$ . The smoothness of the sinogram is likewise critical: discontinuities would degrade image quality. So after (7) has been inverted, we could simply choose the nearest acquired value  $p'$  or consider the two nearest acquired values and compute a linear interpolation (LI), which would give better quality images.

Once the motion free sinogram had been generated from motion corrupted CT data and physiological motion, a classical CT reconstruction algorithm is used to obtain motion artifact corrected images. In this case, a filtered backprojection (FBP) method is applied to reconstruct images.

#### 3.3. Validation

To validate this method the quality of the reconstructed images was evaluated by comparing it with a static reference picture. Different metrics were used: the mean absolute error (MAE, lower is better), the normalized mutual information (NMI, higher is better). Image quality was also assessed with image entropy (IE, lower is better) to quantify signal dispersion (entropy increases with noise or blurring).

## 4. RESULTS

#### 4.1. Simulated data

Fig. 1 shows the simulated data used for the tests. Effect of motion on data can be clearly identified. The motion corrupted sinogram (Fig.1 b)-left) presents some intensity inhomogeneities and its shape is very distorted. The corresponding reconstructed image (Fig.1 b)-right) presents severe motion artifacts: split of the high density ellipse and warping of the big low-density ellipse. Similar results are obtained for the Shepp-Logan phantom (Fig.2). The motion free reconstructed image (Fig.1 a)-right and Fig.2 a) right) will be considered as the static reference for validation.

## 4.2. Motion correction – matching model

By using the motion correction method introduced above and the same deformation functions used to generate motion corrupted sinogram, we finally obtained the following corrected sinograms shown on Fig.3-left and the corresponding reconstructed images (Fig.3-right)) for the simple phantom.

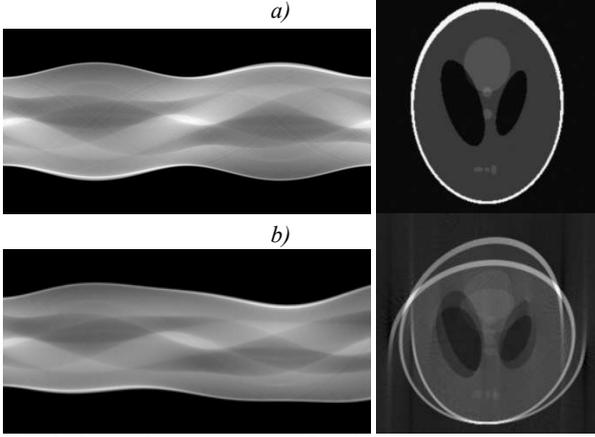


Fig. 2: Shepp-Logan phantom: Simulated sinograms (left) and reconstructed images (right) without (a) or with motion (b).

In the sinogram space (Fig.3-left) inhomogeneities can be observed in corrected sinogram intensity (low intensities around  $p=\pi$  and high intensities for  $p>\pi$ ). However the cover form of the corrected sinograms becomes straight again and the trace of the high-density ellipse can be clearly identified. Furthermore, we can notice the effects of the interpolation on the data: the sinogram is smoother with LI (Fig.3 b)) than without (Fig.3 a)).

| Criteria | Static reference | No correction | Correction without LI | Correction with LI |
|----------|------------------|---------------|-----------------------|--------------------|
| MAE      | 0                | 0.0551        | 0.0391                | 0.0388             |
| NMI      | 2                | 1.1589        | 1.2423                | 1.2665             |
| IE       | 1.1429           | 2.7273        | 2.7695                | 2.5051             |

Table 1: Comparison of reconstructed images with and without the proposed correction method with the simple phantom

After the FBP reconstruction, the images are of fairly good quality (Fig.3-right): the big low-density ellipse gets back in shape and there is a single high-density element. Moreover, some curves tangent to the phantom in the image corrected without LI (Fig.3a-right) disappear with the interpolation (Fig.3b-right).

| Criteria | Static reference | No correction | Correction without LI | Correction with LI |
|----------|------------------|---------------|-----------------------|--------------------|
| MAE      | 0                | 0.0945        | 0.0304                | 0.0450             |
| NMI      | 2                | 1.1016        | 1.2264                | 1.2016             |
| IE       | 2.2925           | 3.6400        | 3.6137                | 3.5637             |

Table 2: Comparison of reconstructed images with and without the proposed correction method for the Shepp-Logan phantom

Quantitative assessment is given in Table 1. For the various criteria used for comparison with the static reference image and for image quality assessment, the two motion corrections proposed here were better than the standard backprojection algorithm. The image quality is still improved when interpolation is used.

For the Shepp-Logan phantom similar results are observed: corrected sinograms (Fig.4 left) are very similar to the motion free projections (Fig.2a) left) except for some intensity inhomogeneities. Most of the motion artifacts present in motion corrupted image (Fig.2b) right) have been suppressed in

reconstructed images (Fig.4) right) but some lines appear around the phantom body. The correction using LI (Fig.4 b)) seems to give better results in terms of smoother sinogram and better looking reconstructed images.

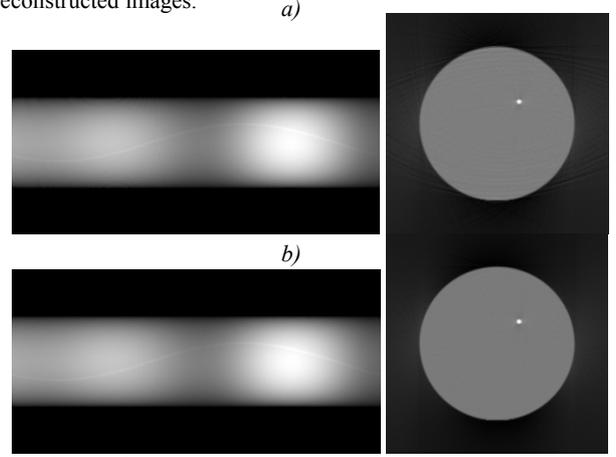


Fig. 3: Simple phantom: corrected sinograms (left) and reconstructed images (right) without (a) and with (b) LI on  $p'$

This visual evaluation is confirmed by the quantitative assessment (Table 2): an improvement of image quality is observed between the corrected image and the motion-corrupted one according to all chosen criteria. But, unlike the simple phantom experiment, similarity criteria (MAE and NMI) are better for the correction without linear interpolation. However, the correction with linear interpolation is still the best regarding image quality (IE).

## 4.3. Motion correction – mismatching model

To study the effect of an error in the estimation of the motion which occurs during the acquisition, Gaussian noise has been added in the simulation of the motion corrupted sinogram and the influence of its mean and standard deviation studied, the amplitude of the motion being 0.25.

Fig.5 shows the quantitative assessment of reconstructed images using the correction method with LI on  $p'$ -coordinates and the simple phantom. Increasing the standard variation increases image entropy whereas the mean of the error has almost no effect on it. Inversely the mean absolute error becomes much bigger when the mean error increases and remains constant with a variation of the standard deviation. Similar results are observed with the correction method without interpolation or with the Shepp-Logan phantom.

## 5. DISCUSSION AND CONCLUSION

A method which corrects respiratory motion corrupted data directly in sinogram space has been presented here. Given an estimation of the motion which occurs during acquisition, it significantly reduced artifacts in reconstructed images. This is done thanks to rearrangements of the sinogram data according to the motion estimation. This rearrangement could be done with interpolation, which further reduces artifacts. Images are then reconstructed using a classical reconstruction algorithm. A FBP method has been used, but any other reconstruction algorithm can be chosen which allows adapting our method to any CT scanner.

The quantitative assessment shows an improvement for both correction methods according all chosen evaluation criteria. But if

the correction without interpolation in p-coordinates sometimes gives better results in terms of mean absolute error and normalized mutual information, the images obtained with interpolation present fewer artifacts and are better according to image quality criterion such as image entropy. This can be explained by the fact that the images obtained with the second correction algorithm are little distorted or moved relatively to the static reference images. Performing a simple registration step before comparison of these images would give much better results.

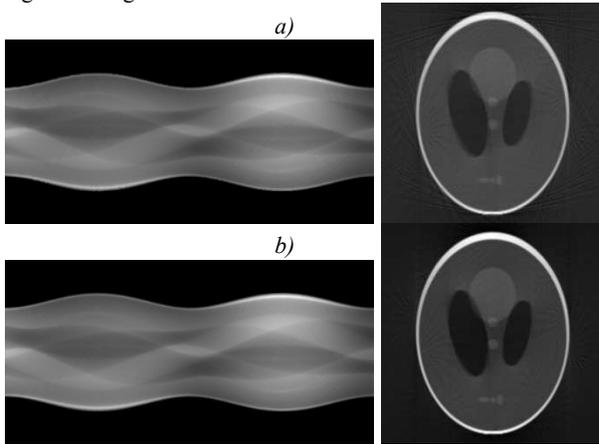


Fig. 4: Shepp-Logan phantom: corrected sinograms (left) and reconstructed images (right) without (a) and with (b) LI on  $p'$

So interpolation during rearrangements of the sinogram data gives better quality images. We performed a simple linear interpolation on p-coordinates. The effects of more complex interpolation (cubic, spline...) or interpolation on the two sinogram coordinates still have to be studied but would probably further improve reconstruction.

The work presented here was on parallel acquisition data. A similar correction method can be implemented for fanbeam acquisition data. Indeed Roux has proved in [17] a relation between motion corrupted fanbeam sinogram data and motion free parallel projections of a reference object. He used it to create a new reconstruction formula, but we could adapt it to rearrange sinogram data in the same way we did in the current study. A 3D correction would also be possible with conebeam or multislice data and would allow correcting the longitudinal respiratory motion too. But such correction would probably be very time consuming.

A very simple respiratory motion has been chosen, which is not realistic. Some noise has been introduced in the simulation to evaluate if it still could be applied on data corrupted by respiration. Mismatching model damages the quality of the reconstruction. But one can notice that the image quality is affected (IE increases) by the standard deviation of the error of estimation: artifacts are induced by a bad estimation of the variation of the respiratory motion. In the other hand, the mean of the error has almost no influence on image entropy but affects the similarity with the reference image: the reconstructed images are translated relatively to the static picture but the phantom image remains unchanged. A biased estimation of the respiratory motion will have little effects on reconstructed images. A study on the effect of other kind of motion estimation errors and tests on simulated data corrupted by real respiratory motion would determine whether we need to use a more complex motion model.

The results presented here demonstrate the efficiency of our correction method. Further works have to be done to apply it on

realistic simulated projections and then on real CT data, with other acquisition geometries.

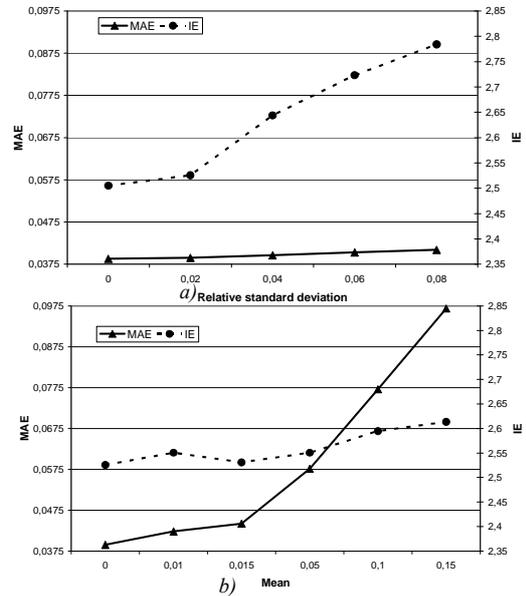


Fig. 5: Effects of bad motion estimation varying the standard deviation (a) and the mean (b) of the error.

## 6. REFERENCES

- Brandner ED, Wu A, Chen H, Heron D, Kalnicki S, Komanduri K, Gerszten K, Burton S, Ahmed I, Shou Z. Abdominal organ motion measured using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006; 65:554-560.
- McCullough CH, Bruesewitz MR, Daly TR, Zink FE. Motion artifacts in subsecond conventional CT and electron-beam CT: pictorial demonstration of temporal resolution. *Radiographics* 2000; 20:1675-1681.
- Alfidi RJ, MacIntyre WJ, Haaga JR. The effects of biological motion on CT resolution. *AJR Am J Roentgenol* 1976; 127:11-15.
- Ritchie CJ, Godwin JD, Crawford CR, Stanford W, Anno H, Kim Y. Minimum scan speeds for suppression of motion artifacts in CT. *Radiology* 1992; 185:37-42.
- Grosjean R, Sauer B, Guerra RM, Blum A, Felblinger J, Hubert J. Degradation of the z-resolution due to a longitudinal motion with a 64-channel CT scanner. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007; 1:4429-4432.
- Grosjean R, Guerra RM, Sauer B, Blum A, Hubert J, Felblinger J. Influence of a longitudinal motion on image quality with a 64-channel CT scanner. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2007; 1:2924-2927.
- Sun H, Qiu S, Lou S, Liu J, Li C, Jiang G. A correction method for nonlinear artifacts in CT imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004; 2:1290-1293.
- Hsieh J. Adaptive streak artifact reduction in computed tomography resulting from excessive x-ray photon noise. *Med Phys* 1998; 25:2139-2147.
- Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. *Med Phys* 1991; 18:910-915.
- Hu H, Fox SH. The effect of helical pitch and beam collimation on the lesion contrast and slice profile in helical CT imaging. *Med Phys* 1996; 23:1943-1954.
- Kachelriess M, Kalender WA. Electrocardiogram-correlated image reconstruction from subsecond spiral computed tomography scans of the heart. *Med Phys* 1998; 25:2417-2431.
- Remy-Jardin M, Tillie-Leblond I, Szapiro D, Ghaye B, Cotte L, Mastora I, Delannoy V, Remy J. CT angiography of pulmonary embolism in patients with underlying respiratory disease: impact of multislice CT on image quality and negative predictive value. *Eur Radiol* 2002; 12:1971-1978.
- Crawford CR, King KF, Ritchie CJ, Godwin JD. Respiratory compensation in projecting imaging using a magnification and displacement model. In: *IEEE Trans. Med. Imaging*, 1996; 327-332.
- Pelc NJ, Glover GH. Method for reducing image artefacts due to projection measurement inconsistencies. *US Patent* 1986; 4 580 219.
- Lu W, Mackie TR. Tomographic motion detection and correction directly in sinogram space. *Phys Med Biol* 2002; 47:1267-1284.
- Zerfowski D. Motion Artifact Compensation in CT. In: *SPIE Medical Imaging*, 1998; 416-424.
- Roux S, Desbat L, Koenig A, Grangeat P. Exact reconstruction in 2D dynamic CT: compensation of time-dependent affine deformations. *Phys Med Biol* 2004; 49:2169-2182.





**INFLUENCE DU MOUVEMENT DES ORGANES ET DES PARAMETRES D'ACQUISITION SUR LA QUALITE DE L'IMAGE EN SCANOGRAPHIE ;  
APPLICATION A LA DETERMINATION DE LA COMPOSITION CHIMIQUE DES CALCULS RENAUX.**

**[R. GROSJEAN]**

Malgré les nombreuses améliorations qu'a connues la scanographie au cours de ces vingt dernières années, la qualité des images scanographiques reste fortement influencée par le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient. La scanographie étant une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X, il est impossible d'étudier l'influence du mouvement des organes sur la qualité de l'image en plaçant des sujets sains dans la machine puisque l'exposition non justifiée des personnes au rayonnement est interdite. Des fantômes doivent donc être utilisés pour quantifier la qualité des images. De nombreux fantômes permettant de quantifier la qualité de l'image existent dans le commerce, mais aucun n'est mobile, nous avons donc dû concevoir et fabriquer une plate-forme de mouvement permettant de simuler des mouvements physiologiques. Cette plate-forme nous a permis de montrer que l'influence du mouvement dépendait de la taille, de la forme et du contraste de l'objet étudié. Le mouvement peut engendrer une déformation de l'objet, un redimensionnement et à une modification de sa valeur d'atténuation moyenne. Le mouvement conduit donc à une perte d'information sur la localisation, sur la densité, sur le volume et sur la forme des objets qui ont bougé durant l'acquisition. Cette perte d'information est d'autant plus importante que l'amplitude et/ou la vitesse du mouvement sont élevées. L'utilisation de scanners de générations et de technologies différentes nous a également permis d'étudier l'influence des paramètres d'acquisition (pitch, kV, mAs, vitesse de rotation du tube...) sur la qualité de l'image avec ou sans mouvement. Cette étude a mis en évidence le fait que le choix de paramètres d'acquisition pertinents était primordial pour obtenir une image optimale. L'influence du mouvement sur la qualité de l'image n'est également pas la même en fonction des paramètres d'acquisition choisis. L'étude de l'influence du mouvement et celle des paramètres d'acquisition a ensuite été appliquée à la technique de détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT. Cette technique, basée sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux, permet théoriquement de caractériser la nature chimique du calcul afin de choisir rapidement le meilleur moyen de traitement possible (LEC, chirurgie...). Pour mener à bien cette étude nous avons collectés des calculs obtenus après interventions urologiques chez des patients. Une analyse morphoconstitutionnelle préalable nous a permis de connaître leur composition chimique. A l'aide de la plus grande série de calculs jamais publiée et d'un fantôme « gelée » développé au sein du laboratoire et respectant au mieux les conditions d'absorption et d'atténuation du rein, nous avons ainsi réussi à mettre en place un protocole permettant de déterminer, avec une précision de 95%, la nature chimique du composant majoritaire d'un calcul. Cette technique, dite de « double énergie », permet d'identifier chaque type de calcul en se basant sur les valeurs d'atténuation aux RX d'un calcul obtenues à 80 et à 120 kV. La technique de « double énergie » n'est malheureusement plus valable quand le fantôme est mis en mouvement. En effet le mouvement génère des artefacts qui engendrent une modification des valeurs d'atténuation des calculs. L'échelle de valeurs, obtenues sans mouvement, permettant d'identifier un calcul n'est alors plus utilisable. Notre technique de caractérisation des calculs purs est donc efficace si et seulement si aucun mouvement n'a lieu durant l'acquisition.

**MOTS CLES** : Scanographie, mouvements respiratoires, calculs rénaux, qualité image, paramètres d'acquisition

**INFLUENCE OF ORGANS MOTION AND OF ACQUISITION PARAMETERS ON CT IMAGE QUALITY ;  
APPLICATION TO THE RENAL STONES CHEMICAL COMPOSITION DETERMINATION.**

**[R. GROSJEAN]**

Despite all the improvements known by the Computed Tomography (CT) during the last 20 years, the CT image quality remains heavily influenced by the voluntary or involuntary patient motion.

Since the CT is an irradiating imaging modality based on X-rays, it is impossible to study the influence of the organs motion on the image quality by using healthy subjects. Indeed, the unjustified exposure to radiation is prohibited. Consequently, phantoms have to be used to quantify the image quality. Such phantoms are commercially available but none is mobile. We have so designed and built a dynamic platform allowing the simulation of organs motion. This platform allowed us to show that the influence of the motion on image quality depended on the size, the shape and the contrast of the studied object. The motion led to a deformation, a resizing, and to a decreasing of the CT attenuation values of the studied object. The more the speed and the amplitude of the motion were, the more the loss of the information about the object was.

The use of CT scanners of different generations, different technologies and different builders allowed us to study the influence of CT acquisition parameters on the image quality with and without motion. This study has highlighted the fact that the choice of the right CT parameters (pitch, kV, mAs, gantry rotation time...) was very important on the determination of the image quality. The influence of these parameters were not the same with and without motion applied during the acquisition.

Once these results obtained, we have tried to develop a technique of determination of the chemical composition of renal stones in CT. This technique is based on the CT-attenuation values of the renal stones. It allows to characterize rapidly the chemical composition of the renal stone into choose as quickly as possible the best diagnosis and the best treatment (surgery, NPLC...).

With the largest number (n = 241) of stones so far described, to our knowledge and with a home made jelly phantom respecting the absorption and the X-ray attenuation of the kidney, we have develop a protocol allowing to determine the chemical nature of the major component of a stone, with a 95% precision. Our dual-energy method allows to identify each stone based on the CT-attenuation values obtained at 80 kV and at 120 kV. Sadly, this method is no more applicable when the phantom moves during the acquisition. Indeed the motion induces decreasing of CT-attenuations values and consequently the scale of values obtained with no motion is no more usable. Our characterization technique works only if absolutely no motion occurs during the acquisition.

**KEYWORDS**: CT, respiration motion, renal stones, image quality, acquisition parameters







**INFLUENCE DU MOUVEMENT DES ORGANES ET DES PARAMETRES D'ACQUISITION SUR LA QUALITE DE L'IMAGE EN SCANOGRAPHIE ;  
APPLICATION A LA DETERMINATION DE LA COMPOSITION CHIMIQUE DES CALCULS RENAUX.**

**[R. GROSJEAN]**

Malgré les nombreuses améliorations qu'a connu la scanographie au cours de ces vingt dernières années, la qualité des images scanographiques reste fortement influencée par le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient. La scanographie étant une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X, il est impossible d'étudier l'influence du mouvement des organes sur la qualité de l'image en plaçant des sujets sains dans la machine puisque l'exposition non justifiée des personnes au rayonnement est interdite. Des fantômes doivent donc être utilisés pour quantifier la qualité des images. De nombreux fantômes permettant de quantifier la qualité de l'image existent dans le commerce, mais aucun n'est mobile, nous avons donc dû concevoir et fabriquer une plateforme de mouvement permettant de simuler des mouvements physiologiques. Cette plateforme nous a permis de montrer que l'influence du mouvement dépendait de la taille, de la forme et du contraste de l'objet étudié. Le mouvement peut engendrer une déformation de l'objet, un redimensionnement et à une modification de sa valeur d'atténuation moyenne. Le mouvement conduit donc à une perte d'information sur la localisation, sur la densité, sur le volume et sur la forme des objets qui ont bougé durant l'acquisition. Cette perte d'information est d'autant plus importante que l'amplitude et/ou la vitesse du mouvement sont élevées. L'utilisation de scanners de générations et de technologies différentes nous a également permis d'étudier l'influence des paramètres d'acquisition (pitch, kV, mAs, vitesse de rotation du tube...) sur la qualité de l'image avec ou sans mouvement. Cette étude a mis en évidence le fait que le choix de paramètres d'acquisition pertinents était primordial pour obtenir une image optimale. L'influence du mouvement sur la qualité de l'image n'est également pas la même en fonction des paramètres d'acquisition choisis. L'étude de l'influence du mouvement et celle des paramètres d'acquisition a ensuite été appliquée à la technique de détermination de la composition chimique des calculs rénaux en CT. Cette technique, basée sur les valeurs d'atténuation aux RX des calculs rénaux, permet théoriquement de caractériser la nature chimique du calcul afin de choisir rapidement le meilleur moyen de traitement possible (LEC, chirurgie...). Pour mener à bien cette étude nous avons permis de connaître leur composition chimique. A l'aide de la plus grande série de calculs jamais publiée et d'un fantôme nous collectés des calculs obtenus après interventions urologiques chez des patients. Une analyse morphoconstitutionnelle préala « gelée » développée au sein du laboratoire et respectant au mieux les conditions d'absorption et d'atténuation du rein, nous avons ainsi réussi à mettre en place un protocole permettant de déterminer, avec une précision de 95%, la nature chimique du composant majoritaire d'un calcul. Cette technique, dite de « double énergie », permet d'identifier chaque type de calcul en se basant sur les valeurs d'atténuation aux RX d'un calcul obtenues à 80 et à 120 kV. La technique de « double énergie » n'est malheureusement plus valable quand le fantôme est mis en mouvement. En effet le mouvement génère des artefacts qui engendrent une modification des valeurs d'atténuation des calculs. L'échelle de valeurs, obtenues sans mouvement, permettant d'identifier un calcul n'est alors plus utilisable. Notre technique de caractérisation des calculs purs est donc efficace si et seulement si aucun mouvement n'a lieu durant l'acquisition.

**MOTS CLES** : Scanographie, mouvements respiratoires, calculs rénaux, qualité image, paramètres d'acquisition

**INFLUENCE OF ORGANS MOTION AND OF ACQUISITION PARAMETERS ON CT IMAGE QUALITY;  
APPLICATION TO THE RENAL STONES CHEMICAL COMPOSITION DETERMINATION.**

**[R. GROSJEAN]**

Despite all the improvements known by the Computed Tomography (CT) during the last 20 years, the CT image quality remains heavily influenced by the voluntary or involuntary patient motion.

Since the CT is an irradiating imaging modality based on X-rays, it is impossible to study the influence of the organs motion on the image quality by using healthy subjects. Indeed, the unjustified exposure to radiation is prohibited. Consequently, phantoms have to be used to quantify the image quality. Such phantoms are commercially available but none is mobile. We have so designed and built a dynamic platform allowing the simulation of organs motion. This platform allowed us to show that the influence of the motion on image quality depended on the size, the shape and the contrast of the studied object. The motion led to a deformation, a resizing, and to a decreasing of the CT attenuation values of the studied object. The more the speed and the amplitude of the motion were, the more the loss of the information about the object was.

The use of CT scanners of different generations, different technologies and different builders allowed us to study the influence of CT acquisition parameters on the image quality with and without motion. This study has highlighted the fact that the choice of the right CT parameters (pitch, kV, mAs, gantry rotation time...) was very important on the determination of the image quality. The influence of these parameters were not the same with and without motion applied during the acquisition.

Once these results obtained, we have tried to develop a technique of determination of the chemical composition of renal stones in CT. This technique is based on the CT-attenuation values of the renal stones. It allows to characterize rapidly the chemical composition of the renal stone into choose as quickly as possible the best diagnosis and the best treatment (surgery, NPLC...).

With the largest number (n = 241) of stones so far described, to our knowledge and with a home made jelly phantom respecting the absorption and the X-ray attenuation of the kidney, we have develop a protocol allowing to determine the chemical nature of the major component of a stone, with a 95% precision. Our dual-energy method allows to identify each stone based on the CT-attenuation values obtained at 80 kV and at 120 kV. Sadly, this method is no more applicable when the phantom moves during the acquisition. Indeed the motion induces decreasing of CT-attenuations values and consequently the scale of values obtained with no motion is no more usable. Our characterization technique works only if absolutely no motion occurs during the acquisition.

**KEYWORDS** : CT, respiration motion, renal stones, image quality, acquisition parameters