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

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.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1 FACULTÉ DE MÉDECINE DE NANCY

THESE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

G.F.D.: Médecine et Chirurgie Expérimentales Mention: Odontologie

# INTERETS de PROCEDES de NOUVELLES TECHNOLOGIES en CHIRURGIE EXPERIMENTALE: IMPLEMENTATIONS de DONNEES MEDICALES en MODELISATION SURFACIQUE 3D et en RECONSTRUCTION PLASTIQUE par STEREOPHOTOLITHOGRAPHIE LASER.

UNIVERSITÉ DE NANCY BIBLIOTHÈQUE

---

## APPLICATIONS en IMPLANTOLOGIE MAXILLO-MANDIBULAIRE

THESE
Présentée et soutenue publiquement
le Mercredi 10 Janvier 1996
pour l'obention du titre de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1

Par
Christian Molé
né le 23 Juillet 1963
à Dijon (21)

Délivrée après délibération, suite à une présentation de 45 minutes, avec

**Mention très honorable**
**Félicitations du Jury**

Directeur : J.F. CHASSAGNE, Professeur des Universités, C.H.U. de Nancy,
Service de Chirurgie Maxillo-faciale
Rapporteur extérieur: A. DANIEL, Professeur des Universités, UFR de Nantes, Faculté de Chirurgie Dentaire, Chef du Département de Parodontologie.
Rapporteur extérieur: J.L. MALLET, Professeur des Universités, Institut National Polytechnique de Lorraine, Ecole Nationale Supérieure de Géologie.

Laboratoire officiel d'accueil: C.R.A.N. (CNRS, -URA 821),(I.N.P.L., E.N.S.E.M.)
I.N.P.L. Institut National Polytechnique de Lorraine
E.N.S.E.M. Ecole Nationale Supérieure d'Electricité et de Mécanique
C.R.A.N. Centre de Recherche en Automatique de Nancy (CNRS, -URA 821)
Directeurs du Laboratoire: E. YVROUD (D.R.), puis Y. GRANJON (D.R.)

D 007 123563 0

Laboratoires de soutien :
- C.R.I.N. : Centre de Recherche en Inforamatique de Nancy - E.N.S.G., INPL
  L.I.A.D. Laboratoire d'Informatique e d'Analyse des Données. E.N.S.G., I.NP.L.
  J.L. MALLET, Professeur des Universités
- GRAPP. : Groupe de Recherches et Applications en Photophysique et Photochimie - ENSIC,INPL, (CNRS, -URA 328)
  J.C. ANDRE, D.R. CNRS
- Laboratoire de Morphogénèse et Reproduction - Faculté de Médecine de Nancy
  H. GERARD, Professeur des Universités
- Laboratoire de Recherches Parodontales - Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy
  N. MILLER, Maître de Conférences des Universités

à nos juges,

**Président du Jury:**
**Monsieur le Professeur Jean Paul LOUIS**
Professeur des Universités, Parrain pour le D.E.A.
Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy

**Directeur de Thèse:**
**Monsieur le Professeur Jean François CHASSAGNE**
Professeur des Universités
Service de Chirurgie Maxillo-faciale, C.H.U. de Nancy
Faculté de Médecine de nancy

**Rapporteur Extérieur à l'Université de Nancy I:**
**Monsieur le Professeur Alain DANIEL**
Professeur des Universités
Chef du Département de Parodontologie de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nantes

**Rapporteur Extérieur à l'Université de Nancy I:**
**Monsieur le Professeur Jean Laurent MALLET**
Professeur des Universités. Directeur et Concepteur du Projet gOcad
Centre de Recherches en Informatiques,
Ecole Nationale Supérieure de Géologie.

**Membre du Jury:**
**Monsieur le Professeur Hubert GÉRARD**
Professeur des Universités. Initiateur de la recherche à orientation médicale dans le Projet gOcad
Laboratoire de Morphogénèse et Reproduction
Faculté de Médecine de Nancy

**Membre du Jury:**
**Monsieur Serge CORBEL**
Chargé de Recherche au C.N.R.S.
Groupe de Recherches et Applications en Photophysique et Photochimie
C.N.R.S., -URA 328
Co-auteur d'un ouvrage de réference sur la Stéréophotolithographie Laser
Ecole Nationale Supérieure de l'Industie Chimique, Nancy

**Membre du Jury:**
**Monsieur le Docteur Neal MILLER**
Docteur en Sciences Odontologiqes, Docteur d'Etat en Odontologie
Maître de Conférences des Universités, Parrain pour le D.E.A.
Chef du Département de Parodontologie de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy

## Remerciements particuliers

à Monsieur Pierre Bouchet, Maître de Conférences des Universités, C.R.I.N., Faculté des Sciences de Nancy, pour sa participation active à la mise au point du transfert et du traitement des données,

à Messieurs Pierre Jacquemin, Taouffic Ettajer, Robert Della Malva, et à tous les membres de l'équipe du L.I.A.D/ C.R.I.N. de l'ENSG, pour leur aide avec le logiciel gOcad et les réseaux informatiques,

à Monsieur le Professeur Jean Claude André, Directeur de Recherches au C.N.R.S., Directeur Adjoint du Département des Sciences de l'Ingénieur au C.N.R.S., ENSIC, pour m'avoir accepté dans son laboratoire,

à Monsieur le Docteur Gérard Martin, Maître de Conférences des Universités; Ex-Chef du Département de Parodontologie de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, pour l'émulation qu'il a toujours su produire chez les étudiants et les jeunes enseignants de son entourage, et pour les encouragements incessants qu'il a su me prodiguer,

à Monsieur le Professeur Patrick Mahler, Professeur des Universités, Chef du Département de biologie et physiologie de l'appareil manducateur, Chef de Service à la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, pour son savoir-faire et ses connaissances et ses conseils dans le domaine de la recherche, et pour son contact dynamisant et enrichissant,

à Monsieur le Professeur Jean Vadot, Professeur des Universités, Ex-Doyen de le Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, pour m'avoir incité à me lancer dans une entreprise active de recherche, lors de la mise en place initiale du D.E.A. national de Sciences Chirurgicales, à Nancy,

à tous les Chefs de Départements et enseignants de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, pour leur amical esprit d'équipe,

à Nathalie mon épouse, pour son soutient de tous les instants.

# TABLE DES MATIERES

# TABLE DES MATIERES

UNIVERSITE DE NANCY BIBLIOTHEQUE Médecine

LISTE DES PUBLICATIONS ISSUES DU TRAVAIL DE RECHERCHE

INTRODUCTION 03

## 1ère PARTIE : IMAGERIE MEDICALE 3D
## Analyse bibliographique

1) Méthodes de visualisation 3D 09

1.1) La perception en trois dimensions 11
1.1.1) la vision monoculaire 11
1.1.2) la vision binoculaire 12
1.1.3) le pointillisme 3D de synthèse 13
1.2) Visualisation 3D par systèmes optiques 16
1.2.1) L'holographie 16
Principe 16
Intérêt 17
1.2.2) Les sytèmes à focale variable 18
Principe 18
Intérêt 19
1.2.3) La projection stéréoscopique 19
Principe 19
Intérêt 20
Applications dérivées 22
Conclusion 22

2) Méthodes de modélisation tridimensionnelle 23

2.1) Principes 23
- modèle fil de fer ou "mesh" 24
- modèle surfacique polygonal 24
- modèle volumique 24
- modèle surfacique algébrique 24
2.2) Intérêts 25
2.3) Imagerie médicale - Définitions 26
2.3.1) Image analogique et Image numérique 26
2.3.2) L'image médicale 28

2.4) La modélisation surfacique 30
2.4.1) Les polygones orientés. 30
segmentation 30
triangulation 30
visualisation 32
2.4.2) Les voxels orientés 35
Définitions 36
Visualisation 38
2.5) Les méthodes volumiques 38
2.5.1) Le lancer de rayon. 38
2.5.2) Le codage par octree 41
2.5.3) la modélisation continue du volume 43
2.6) Comparaisons 45

3) Applications aux domaines biomédicaux et chirurgicaux 47
3.1) Apport Dignostique 48
3.1.1) Les malformations 48
3.1.2) Traumatologie 49
3.1.3) La pathologie tumorale 50
3.1.4) La céphalométrie tridimensionnelle 50
3.2) Assistance thérapeutique 51
3.3) Apport Logistique 52
3.3.1) Chirurgie maxillo-faciale, orthopédique ou neurologique 52
3.3.2) Chirurgie implantaire 53

CONCLUSION 56

## 2ème PARTIE : MODELES SOLIDES 3D Analyse bibliographique

1) Méthodes à partir d'éléments unidimensionnels 57
1.1) la métode de BORN 59
méthode 59
discussion 60
1.2) les maquettes SCANLAM 62
méthode 62
discussion 63

2) F.A.O. par modelage-fraisage 64
2.1) le procédé de FROHBERG et HAASE 64
méthode 64
discussion 65
2.2) le procédé MEK ENDOPLAN 66
méthode 66
discussion 67

3) F.A.O. par stéréolithographie LASER 70
3.1) Historique 71
3.2) Le procédé Solider-system de Cubital 72
3.3) La stéréophotolithographie Laser (SPL). 76
3.3.1) Matériaux et principe chimique de photo-polymérisation 77
3.3.2) Le retrait 78
3.3.3) Le temps 78
3.3.4) L'affaissement compensé de l'objet 79
3.3.5) Evolution de la stéréophotolithographie 80
Conclusions 84

# 3ème PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE Modélisation 3D - Imagerie

1) Acquisition des Données 90
1.1) Les modèles de départs 90
1.1.1) La première approche: le modèle d'essai 90
1.1.2) La deuxième approche: le modèle de validation 91
1.1.3) La troisième approche: le modèle d'application 92
1.2) Le scanner médical 93
1.2.1) Scannogramme du modèle d'essai 93
1.2.2) Scannogramme du modèle de validation 94
1.2.3) Scannogramme du modèle d'application 96
1.3) L'étape de segmentation 97
1.3.1) Méthode manuelle 97
1.3.2) Méthode semi-automatique 98
1.3.3) Méthode automatique 99
1.4) La discrétisation 100

2) Modélisation, C.A.O. 105

2.1) Matériel: L'infrastructure informatique 105
2.1.1) Hardware 105
2.1.2) Software 106

2.2) Méthode: Modélisation géométrique avec gOcad 106
2.2.1) Transfert des donées discrétisées 106
2.2.2) Les entités géométriques 107
2.2.2.1) Vertex 107
2.2.2.2) Atome 107
2.2.2.3) Triangle: TRGL_t 107
2.2.2.4) Surface: T-surf 108
2.2.2.5) Courbe: P-line 108
2.2.2.6) Points de contrôle: control-nodes 109
2.2.2.7) Points de contrôle avec coefficient de certitude fuzzi-control nodes 109
2.2.3) Confection de surfaces: triangulation 110
2.2.3.1) Reconstruction d'une surface à partir de contours 110
2.2.3.1.1) "level": nombre de noeuds 112
2.2.3.1.2) "Recursive Convex Hull" 112
2.2.3.1.3) "Unit Square Mapping 115
2.2.3.2) Modifications apportées aux surfaces 116
2.2.3.2.1) Associations de surfaces 116
2.2.3.2.2) Dédoublements de noeuds, ou multiplication des triangles 116
2.2.3.2.3) Embellisseurs de maillages 117
2.2.3.3) Cas particuliers: les embranchements 119
2.2.3.3.1) Description du problème 119
2.2.3.3.2) Solutions apportées 121
2.2.3.3.2.1) Cas des pantalons 121
2.2.3.3.2.2) Cas des départs de canaux 124

2.2.4) Lissage des surfaces triangulées 124
2.2.4.1) Points d'indéformabilité 125
2.2.4.2) Modification des maillages 126
2.2.4.3) Lissage proprement dit 127
2.2.4.3.1) Corections de décallages en (x,y) 127
2.2.4.3.2) Corections 3D 128
2.2.4.3.2.1) Interpolation D.S.I. sur les courbes 129
2.2.4.3.2.2) Lissage au sens D.S.I. sur les coubes 130
2.2.4.3.2.3) Lissage au sens D.S.I. sur les réseaux 3D 132
2.2.5) Visualisation, utilisation des outils de C.A.O. 135
2.2.5.1) La multi-orientation 135
2.2.5.2) L'echelle 136
2.2.5.3) Le zoom 136
2.2.5.4) La colorisation 136
2.2.5.5) La transparance 137
2.2.5.6) L'ocultation 137
2.2.5.7) Le découpage 137
2.2.5.8) Le maillage 137
2.2.5.9) Les reconstructions et recombinaisons multiplanaires 138
2.2.5.10) Les mesures 138
2.3) Résultats 139

2.4) Intérêts du modeleur de gOcad pour les applications en F.A.O. par stéréophotolithographie Laser 144

# 4ème PARTIE : ETUDE EXPERIMENTALE Modèles 3D stéréolithographiques

## F.A.O. par Stéréophotolithographie LASER


1) Matériel 147

1.1) L'infrastructure informatique 149
1.2) Machine de SPL 149
1.2.1) Le réacteur photochimique 149
1.2.2) Le laser UV 151
1.2.3) L'ensemble opto-mécanique motorisé 152
1.2.4) La commande motorisée pour l'axe z 153
2.3.5) Amélioration du procédé 154

2) Méthode: Réalisation des maquettes SPL 155

2.1) Recueil et transfert des donées modélisées 155
2.2) Modifications des données, préparation au fomat SPL 155
Interface gOcad - SPL
2.2.1)Analyse des contraintes, et défintion d'un processus opératoire 155
2.2.2) calcul de l'orientation de l'objet 156
2.2.3) Calcul des piliers de support 158
2.2.4)Découpage en tranches 159

2.3) règlages et configurations du programme pilote 160
2.3.1) étalonnage sur X et Y 160
2.3.2) étalonnage sur Z 161
2.3.3) contrôle du moteur 161
2.3.3) temps de relaxation 162
2.3.5) paramètres de l'automate 162
2.3.6) contrôle du tracé 162

2.4) Exemple de polymérisation d'un segment par SPL 163
2.5) F.A.O. globale d'une maquette par SPL 164
2.6) Evicton de la pièce de son support 164
2.7) Rinçage et finitions 165
2.8) Durcissement final 165
2.9) Amélioration de l'état de surface des objets SPL 166
2.9.1) Le modulateur acousto-optique, principe 166
2.9.2) Le modulateur acousto-optique, application 168

3) Résultats - Maquettes anatomiques obtenues par reconstruction SPL. 169

3.1) Modèles non conformes. Corrections et évolutions
3.1.1) Mise à l'échelle "1" des pièces SPL 169-1
3.1.2) Calcul de l'orientation spatiale de l'objet virtuel 169-2
3.1.3) Réglages du spot LASER et de son déplacement en cours de procédé SPL 169-2
3.1.4) Choix des matériaux photopolymérisables 169-3
3.2) Modèles conformes - Analyses métrologiques des déformations 170
3.2.1) Analyse du modèle de validation 173
3.2.2) Analyse du modèle d'apllication 178

# 5ème PARTIE : CONCLUSION
# Cas clinique en chirurgie implantaire

## Implémentation des technologies de C.A.O. par modélisation surfacique et de F.A.O. par stéréophotolithographie laser, en chirurgie expérimentale.

## 1) Discussion

1.1) Imagerie 3D par voxels 182
1.2) Apport de l'imagerie 3D par modélisation surfacique 183
1.3) Reconstruction de modèles 3D par F.A.O. 186
1.4) Apport des reconstructions 3D stéréopholithographiques 187
1.5) Application clinique et temps de reconstruction 188
1.6) Perspectives d'exploitations chirurgicales 189

## 2) Réalisation d'un cas clinique en implantologie orale 191

2.1) Historique 191
2.2) Préparation préopératoire 194
2.2.1) Analyse tomodensitométrique 194
2.2.2) Modélisation surfacique 3D 194
2.2.3) Reconstruction stéréphotolithographique 194
2.2.4) Exploitations de la maquette préopératoire 194
2.3) Première intervention; implantologie chirurgicale 196
2.4) Contrôles post-opératoires 197
2.5) Deuxième chirurgie: mise en fonction des implants 197
2.6) Restauration prothétique transitoire 198

## 3) Conclusion 211

# 6ème PARTIE : BIBLIOGRAPHIE

# 7ème PARTIE : ANNEXES

Annexe 1:
Publications, Communications, Posters, Prix en rapport avec le sujet de recherche

Annexe 2:
Participation et obtention de Contrats de recherche en rapport avec le sujet de recherche

Annexe 3:
Caractéristiques techniques des résines SPL. Résine DIACRYL 101, et initiateur IRGACURE 500

Annexe 4:
Cas clinique. Résultats de l'analyse biologique pré-implantaire

Annexe 5:
Programmes informatiques écrits en langage C adaptès spécifiquement pour gOcad pour générer des formes d'embranchements anatomiques

UNIVERSITÉ DE NANCY
BIBLIOTHÈQUE

# Publications

1) Molé C., Gérard H., Marchal A., Bouchet P., Della Malva R., Mallet J.L., Corbel S., Miller N.
Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3D et reconstruction plastique des structures maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire.

Actualités en Biomatériaux, Vol n°2 1993, Nancy, pp 281-288.

2) Molé C., Gérard H., Della Malva R. Mallet J.L., Corbel S., Miller N., Penaud J.
Imagerie médicale: exploitation et perspectives. Modélisation 3D et reconstruction plastique stéréolithographique.

Actualités Odonto Stomatologiques, n° 181, mars 1993, pp 127-141.

3) Molé C., Gérard H., Mallet J.L., Chassagne J.F, Miller N.
Implementing a New Three-Dimensional Treatment Algorithm of Complex Surfaces to Applications in Surgery.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol 53 N°2, Feb 1995; pp 158-162.

4) Molé C., Corbel S., Gérard H., André J.C., Chassagne J.F, Mallet J.F., Miller N.
3D Reconstruction by Laser stereophotolithography. Applications in biomedical and surgical fields.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,
Submitt for publication, Sept 95.

5) Molé C. Miller N.
Abstract
"3D reconstruction by Laser stereophotolithography. Applications in biomedical and surgical fields"
Journal of Dental Research, March 1995. Volume 74. Number 3

# INTRODUCTION

UNIVERSITÉ de NANCY
BIBLIOTHÈQUE

*"Nos idées ne sont que des instruments intellectuels qui nous servent à pénétrer dans les phénomènes; il faut les changer quand elles ont rempli leur rôle, comme on change un bistouri émoussé quand il a servi assez longtemps."*

Claude Bernard, 1813-1878,
*Ibid., §4*

# INTRODUCTION

UNIVERSITÉ DE NANCY
BIBLIOTHÈQUE

Obtenir une reconstruction tridimensionnelle des structures anatomiques maxillo-mandibulaires, par une technique modélisation mathématique et informatique, puis par reconstruction physique, à partir de moyens diagnostiques classiques obtenus par imagerie médicale, tel est l'objectif fixé à la base de notre programme.

Pendant très longtemps, de la civilisation grecque jusqu'à la fin du XIX siècle, la représentation du corps humain est l'oeuvre d'artistes, de sculpteurs ou de peintres. La compréhension, la connaissance et l'interprétation de l'Homme appartiennent aux philosophes et aux écrivains. Ce sont les seuls capables de fixer une certaine image de l'être humain. L'anatomie se découvre sur des dessins réalisés à partir de dissections clandestines (Léonard De VINCI et MICHEL-ANGE).

La fin du XIX siècle va être bouleversée par la découverte de la radiographie et, dans une moindre mesure, de la photographie. Mais il faudra encore attendre l'apparition de l'informatique et de nouvelles sources d'énergie pour que l'imagerie soit promue au premier rang de la médecine contemporaine.

Depuis les publications de BRÅNEMARK dans les années 1980 [25], l'implantologie buccale a connu un essor considérable. Parallèlement, l'imagerie médicale, au début des années 1970, avec l'apparition du Scanner, a particulièrement accru les capacités d'investigations du corps humain.

Grâce à l'ordinateur, les rayons X pouvaient être utilisés pour analyser les tissus "mous", tout en donnant, de l'os et des tissus "durs" en général, une image beaucoup plus précise que les traditionnelles tomographies.

Aujourd'hui, la situation de l'imagerie dans le domaine médical est celle d'une discipline de multi-interface. GIRON et JOFFRE [67] décrivent les inter-relations que peut nouer l'imagerie vers d'autres disciplines:

- avec les sciences morphologiques: anatomie et histologie;
- avec les différentes spécialités cliniques, où le radiologue doit alors représenter un généraliste multi-organes et multi-techniques;
- avec la physique et l'informatique, auxquelles doivent répondre les imagiers pour comprendre les paramètres qui constituent leurs images: densité aux rayons X, impédance acoustique, résonnance magnétique nucléaire,...

Depuis une dizaine d'années environ, la mise en place de racines artificielles dans le maxillaire et la mandibule est une technique chirurgicale qui s'est bien développée. Elle est passée d'un stade expérimental, ou de recherche, à une toujours plus grande généralisation clinique. La "démocratisation" de cette technique chirurgicale a obligé le chirurgien-dentiste, et plus spécialement le parodontologiste, à accroître ses connaissance anatomiques en les confrontant avec de nouvelles données: celles de l'imagerie contemporaine, différente de la perception classique de l'anatomie qui nous a été enseignée. L'implantologie a, en quelque sorte, propulsé l'odontologie vers le monde de l'imagerie.

Mais une question nous interpelle alors: d'où viennent les mots d'image et d'imagerie ?

Le premier récit de la création de l'image est rapporté par la mythologie grecque qui nous raconte l'histoire d'un jeune homme nommé Narcisse, dont la beauté est si grande que toutes les jeunes filles en tombent éperdument amoureuses, mais lui n'a d'autre réponse qu'une royale indifférence. Devant tant de mépris, l'une de ces prétendantes demande aux Dieux que celui-là qui n'aime aucun autre s'éprenne de lui-même. Némésis, la Déesse de la vengeance, se charge de l'exécution de ce voeu et, tandis que Narcisse se penche pour se désaltérer au bord d'une fontaine, il y a perçoit son image dont il s'éprend jusqu'à en mourir.

Cette légende n'a pas interdit aux scientifiques de l'antiquité d'arriver à la connaissance des lois de la réflection, formulées dans le traité d'Euclide (300 ans avant J.C.) et de permettre environ vingt siècles plus tard la photographie, en fixant l'image des objets sur une surface rendue sensible à la lumière par des procédés chimiques. Avec la radiographie, il est possible pour la première fois de traverser le corps humain et d'observer sur le vivant les structures minéralisées; il faudra encore presqu'un siècle pour que l'information transforme l'imagerie et permette alors l'observation de toutes les structures du corps d'un sujet vivant.

Le mot "imagerie" semble apparaître dans la langue française en 1160 avec des sens divers, complémentaires et non contradictoires: tout d'abord ensemble d'images provenant de la même origine (l'image d'Epinal), ensuite, création d'images, fabrication, commerce d'images enfin.

A partir de 1970, la possibilité de travailler les images par des calculs informatiques multiplie les informations. Cette fantastique avancée permet de visualiser tous les tissus sur le vivant, elle apporte une merveilleuse finesse de définition, et ouvre les trois dimensions de l'espace. Elle permet de reconstruire les formes en relief et lève le voile sur certains mécanismes chimiques du cerveau. Comme l'énonce D. PAJONI [125]: "Peut-être un jour permettra-t'elle à un jeune chercheur stimulé par le fameux "Connais-toi toi-même" de suivre sur un écran le cheminement de sa pensée, comme jadis Narcisse penché sur l'eau de la fontaine voyait miroiter sa propre image au risque d'en périr.

En odontologie et implantologie, l'apport de la tomodensitométrie semble capital, puisque celle-ci parait à même :

- d'orienter les indications,
- d'aider au geste chirurgical,
- d'évaluer l'évolution dans les cas défavorables,

La TDM, par scanner à rayons X fournit une nouvelle source de connaissance sur la densité des tissus analysés, ainsi que sur leur quantification morphologique dans l'espace. Le plus généralement, la représentation est effectuée sur un mode bidimensionnel (2D), à l'écran ou sur film radio.

En ce qui concerne les reconstitutions radiologiques 3D, l'ordinateur couplé ou intégré au scanner, compile les données numériques obtenues en deux dimensions, et par recoupement, reconstruit une image en trois dimensions, formée par une matrice de cubes empilés (voxels) de tailles variables suivant la puissance d'exploitation du système. L'image 3D obtenue, n'est donc pas toujours entièrement significative de la réalité anatomique. De plus cette image n'est pas toujours exploitable quantitativement par la suite.

Les techniques d'analyses et de manipulations des images par voxels se sont considérablement enrichies et améliorées ces trois dernières anées. Des algorithmes et logiciels spécifques ont ét mis au point pour répondre à des besoins cliniques particuliers. Par exemple, pour l'implantologie, une solution a été apportée par les firmes élaborant des scanners X, en développant des modes de visualisation d'images 2D dans d'autres plans que les plans de coupe où ces images ont été enregistrées. il s'agit là de ce que l'on nomme des techniques de "fausse 3D", ou plus spécifiquement de reconstruction 2D multiplanaires.

Les programmes DENTASCAN®, ou DENTA C.T.®, qui exploitent actuellement ces possibilités, n'ont été introduit sur "le marché de l'imagerie", qu'en 1992, environ un an après que nous ayons décidé et eu la possibilité de développer notre programme de recherche, visant une aide au diagnostic, à l'acte chirurgical, et une optimisation du pronostic en implantologie chirurgicale, par le développement de nouvelles technologies 3D.

Peu de temps auparavant donc, un programme de recherche mené par l'Ecole Nationale Supérieure de Géologie, sous la direction du Pr. MALLET, a apporté des solutions dans le domaine des reconstructions d'objets géologiques 3D [104,105]. Ce projet a été développé grâce à de nombreux sponsors, notamment ceux de la recherche pétrolière internationale. Or, il existe des similitudes notables entre la reconstruction d'objets médicaux et géologiques.

Expérimentée tout d'abord dans le domaine biomédical grâce aux travaux du Pr. GERARD [61-64], pour des reconstructions embryologiques à partir de données histologiques, ces nouvelles technologies ont apporté des progrès considérables dans la perception 3-D des structures complexes.

Précédemment, les modèles embryologiques et anatomiques étaient obtenus par agrandissement et ré-assemblage de coupes sérielles de cire puis de plastique, donnant au résultat final un aspect assez éloigné de la réalité. Puis, avec la percée des technologies informatiques, certains auteurs ont tenté une alternative à ces méthodes conventionnelles. Mais dans la plupart des cas, ses résultats restent eux aussi, assez éloignés des réalités embryologiques.

Pour des reconstructions anatomiques osseuses, on l'au vu, l'analyse tomodensitométrique par scanner à rayons X est actuellement le meilleur procédé. Le principe d'un examen TDM est de reproduire sur un support radiographique, une série de tranches successives, d'épaisseur déterminée, d'une structure anatomique. L'analyse et la superposition des différentes coupes, permet de quantifier le "volume" osseux présent.

Actuellement, la représentation de ce volume peut être rendue par :

* la recombinaison mentale d'un ensemble de coupes TDM bidimensionnelles,
* des clichés TDM numérisés, recalculés ou reformatés, et reconstruits: ce sont les reconstitutions en trois dimensions "planes" ( 3D ).
* des maquettes (Solid Model des anglo-saxons): ce sont des reconstructions 3D "volumétriques". Deux types de maquettes sont alors envisagées:

    - les reconstitutions en volume par superpositions de lames, développées par les travaux de RENOUARD [132-133].

    - les reconstitutions en volume dans la masse, obtenues par des technologies conventionnelles de conception-fabrication assistée par ordinateur (C.F.A.O.) avec des procédés de modelage (sculpture, fraisage...). Ce sont les travaux de FROHBERG et HAASE [52], KLIEGIS et coll. [89,90], SCHMITZ et coll. [139].

A titre comparatif, ces travaux seront présentés analysés et comparés

Les inconvénients communs essentiels sont que ces techniques ne permettent pas la reconstruction d'éléments internes, ou de topographies très contournées en concavités. Nous nous sommes donc proposés, suivant l'axe de recherche développé par le Pr. GERARD pour l'embryologie, de porter nos travaux sur les faiblesses des derniers points cités, en "implémentant" deux nouvelles technologies, en nos préoccupations spécifiques:

• C.A.O.: conception assistée par ordinateur, pour établir la modélisation 3D mathématique et informatique des supports de départ.

• F.A.O.: fabrication assistée par ordinateur, par à un procédé de stéréophotolithographie laser, couplé à la C.A.O., en vue d'une modélisation physique et d'une reconstruction 3D intégrale des structures modélisées.

Reposant sur le principe de la photocopieuse, l'idée d'une F.A.O. Laser a germé dans l'esprit de J.C. ANDRE, visant en réalité, l'équivalent d'une "photocopieuse 3D". La "Stéréo-photo-lithographie Laser" est en fait un procédé très récent, dit de "haute technologie", dont le Professeur Jean Claude André est un des premiers pionniers au début des années 1980. Auteur de nombreux brevets français et internationaux, de publications [2,3], et récemment d'un livre [4], qui sont très vite venu appuyer les données scientifiques, J.C. ANDRE a développé au sein du GRAPP (Groupe de recherches et applications en photophysique et photo chimie: CNRS URA 328, ENSIC, INPL, Nancy) avec une équipe de chercheurs spécialisés en photophysique et photochimie, un programme de recherche visant à la reconstruction intégrale d'objet tridimensionnels modélisés.

Des technologies nouvelles, comme la modélisation surfacique ou la stéréophotolithographie laser, sont pour l'instant conçues, développées et réservées pour des applications industrielles ou commerciales particulières à chacune. Il a fallu pour des applications biologiques et médicales concevoir une adaptation des données exploitées en clinique journalière, ainsi qu' une logique de conversion de ces données de telle sorte que l'on puisse garantir la validité des résultats, avant, bien entendu, de songer à des applications pratiques et chirurgicales.

Après avoir passé en revue, l'évolution des concepts de C.A.O. et F.A.O. et leur intégration dans les progrès de la médecine et de la biologie, l' étude expérimentale menée permet d'aboutir à la mise au point d'images tridimensionnelles et de maquettes anatomiques solides reconstruites en 3D. En plus de leurs intérêts didactiques, les résultats permettent d'apporter un certain nombre de solutions dans les domaines du diagnostic morphologique, et de l'aide à l'acte chirurgical. Enfin il a été possible de concrétiser le travail expérimental, par la réalisation et le suivi d'un cas clinique en chirurgie implantaire, exposé en fin d'ouvrage.

# ETUDES

# BIBLIOGRAPHIQUES

*"On ne connaît pas complétement une science, tant qu'on n'en connaît pas l'histoire*

**Auguste Comte**, 1798-1857,

# Première Partie

# IMAGERIE MEDICALE 3D

## Analyse bibliographique

# IMAGERIE MEDICALE 3D

UNIVERSITE de NANCY
BIBLIOTHEQUE
Section de MEDECINE

## 1) Méthodes de visualisation 3D

### 1.1) La perception en trois dimensions

La profondeur induit une sensation spécifique dans notre système de perception visuelle. Il est naturel de s'appuyer sur certaines données physiologiques pour comprendre un phénomène aussi subjectif et d'autant plus mal compris qu'il s'intègre naturellement dans l'ensemble harmonieux des moyens d'investigations dont dispose notre organisme.

#### 1.1.1) La vision monoculaire

La rétine est à présent considérée comme le réceptacle des signaux électromagnétiques transmis par la lumière après réflexion sur les objets.

Les stimuli excitent les cellules nerveuses de la rétine, organisées selon un réseau complexe qui collecte les informations fournies par les millions de photorécepteur. Les neurones, réunis dans le nerf optique, transmettent à leur tour ces informations au cortex après s'être croisés dans le chiasma et de nouveau séparés dans le corps grenouillé gauche et droit (cf. fig. 1 ci dessous). Ce cheminement complexe permet de supposer que, déjà à ce niveau, certaines informations sont échangées entre l'oeil gauche et l'oeil droit.

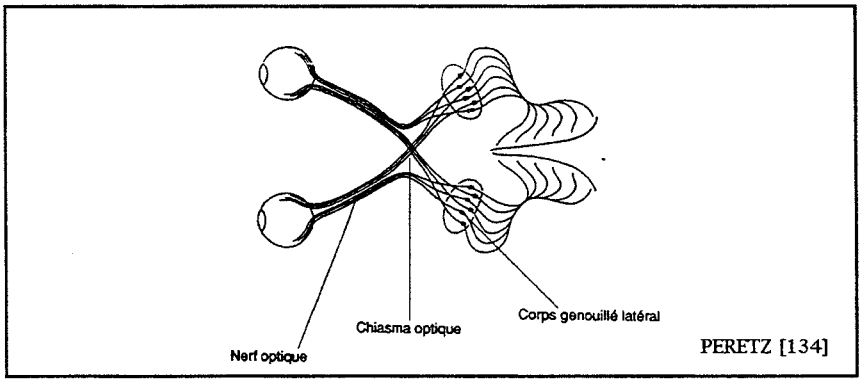



fig. 1

Dans la zone de sensibilité visuelle, les réactions des cellules du cortex sont également complexes. Les études récentes montrent en effet que les cellules sont regroupées selon leur fonction et selon leur réaction aux divers stimuli tels que, mouvements, orientations, et profondeur, autrement dit, selon un système 3 D.

Le cerveau est donc à l'origine de la perception du relief, à partir d'objets qui sont pourtant incomplets du point de vue géométrique .

### 1.1.2) La vision binoculaire, ou, la diplopie et le fusionnement cérébral

A moins d'une dizaine de mètres, l'évaluation des distances se fait mal par la gestion de données fournies par la perspective. Si l'on considère deux objets de petites tailles, de formes quelconques, situés l'un derrière l'autre, on ne saura pas, en fermant un oeil, quelle distance les sépare en profondeur; sauf en présence d'autres moyens de comparaison tels que la connaissance a priori de leur taille, ou l'évaluation de leur ombre portée. Le fait que l'un des objets cache l'autre permet certes de savoir lequel est devant l'autre, mais pas de connaître la distance qui les sépare. Une expérience amusante bien connue consiste à essayer de placer du premier coup une tige tenue à bout de bras dans un goulot de bouteille, en fermant un oeil: la réussite est loin d'être assurée, alors qu'elle l'est à l'aide des deux yeux.

C'est en fait la vision binoculaire en trois dimensions qui permet d'apprécier la profondeur, grâce au phénomène de fusionnement cérébral. Cette faculté nous permet de voir, réuni en une fusion simple, ce qu'on devrait normalement voir double.

Le fusionnement cérébral est un phénomène sensoriel difficile à analyser en raison de l'usage constant que l'on en fait. Grâce à ce réflexe nos yeux "fondent" les deux images d'un objet en image unique. Le positionnement des yeux côte-à-côte et dans un même plan, permet en effet le recouvrement des deux champs visuels, contrairement aux cas d'autres espèces animales.

Pour expliquer le phénomène de fusionnement, on a longtemps fait appel à la théorie des points correspondants de la rétine. DONDERS, après HELMOTS (d'après PERETZ [134]), avait établi une loi, en estimant qu'à chaque élément rétinien d'un oeil correspondait un élément identique sur l'autre oeil; tous deux liés par des fibres nerveuses communes. ROSCH (cité par PERETZ [134]) par la suite a démontré qu'une telle symétrie était impossible.

Plus récemment, l'innexistence des points correspondants a été démontrée par JULESZ (d'après PERETZ [134]).

1.1.3) Le pointillisme de synthèse

Il s'agit d'une manière de voir une image originale en trois dimensions qui peut être imprimée sur du papier ordinaire sans traitement spécial, et observée sans le port de lunettes particulières.

Historique

Dans les années 1960, JULESZ fut le premier à utiliser des images 3D faites par ordinateur avec des points parsemés, afin d'étudier médicalement la profondeur de perception chez l'Homme. Parce que les images faites de points ne donnaient aucune information sur la couleur ou la forme, il pouvait être sûr que lorsque son sujet voyait l'image, ce ne pouvait être qu'une image tridimensionnelle.

D'autres auteurs , élèves de JULESZ, ont ensuite tenté d'utiliser des images avec des points parsemés, et trouvèrent de nouvelles techniques plus performantes pour créer de fascinantes illusions.

Ces dernières années, des artistes ou des passionnés ont fait encore évoluer ces travaux, en voyant, à partir de l'utilisation des points parsemés, moins une évolution technique possible que la naissance d'une nouvelle forme d'art graphique .

Principe et techniques de vision

Apprendre à regarder et voir une image de synthèse 3D pointilliste est un peu comme apprendre à faire de la bicyclette. Une fois que l'habitude est prise, cela devient de plus en plus facile.

Les images, concues sur ordinateur, ont des motifs répétitifs. Afin de percevoir la notion 3D:

- un oeil doit se fixer sur un point de l'image, tandis que l'autre oeil regarde le même type de point dans le motif suivant.
- il faut garder ses yeux dans cette position assez longtemps pour que l'encéphale puisse recevoir l'information tridimensionnelle.

Il y donc deux manières de voir ces images 3D:
- en louchant (strabisme convergent), on fixe alors un point entre les yeux et l'image,
- ou en écartant les yeux (strabisme divergent), c'est à dire en fixant un point en dehors de l'image.

L'effet de relief positif est calculé pour chaque image de manière à ce qu'elle soit regardée soit en convergeant, soit en divergeant le regard (le plus souvent). En utilisant la combinaison inverse, l'effet de relief s'inverse et devient négatif: les points situés les plus antérieurs sont perçus le pus en profondeur.

Mode d'emploi pratique pour arriver à contrôler le strabisme divergent.

1) La méthode la plus utilisée consiste à placer initialement l'image 3D pointilliste le plus près possible de son visage. La distance minimale d'acuité visuelle étant trop petite, aucune structure de l'image ne peut être observée clairement. Le regard diffus induit alors une relaxation de la musculature de l'oeil et du cerveau.

2) L'image est très lentement écartée du visage, en se concentrant et prenant conscience de toujours conserver son regard diffus et de ne pas chercher à regarder précisément une structure précise de l'image.

3) A partir d'un certaine distance, une certaine information tridimensionnelle commence à être percue de façon plus ou moins floue. En affinant la distance de l'image à l'oeil, et en laissant son regard dans l'état de décontraction maximal, il devient alors possible de discerner l'intégralité de la perception 3D de l'image.

4) Quand l'état de perception 3D est atteint, il est possible de déplacer à nouveau l'image en avant ou en arrière, à droite ou à gauche. Mais il est également possible de délocaliser son regard sur l'image, afin d'en percevoir toutes les subtilités, jusque dans les moindres recoins.

La figure représentée à la page suivante est une image 3D pointilliste, qui horizontalement, peut être regardée selon les deux techniques (fig.2).

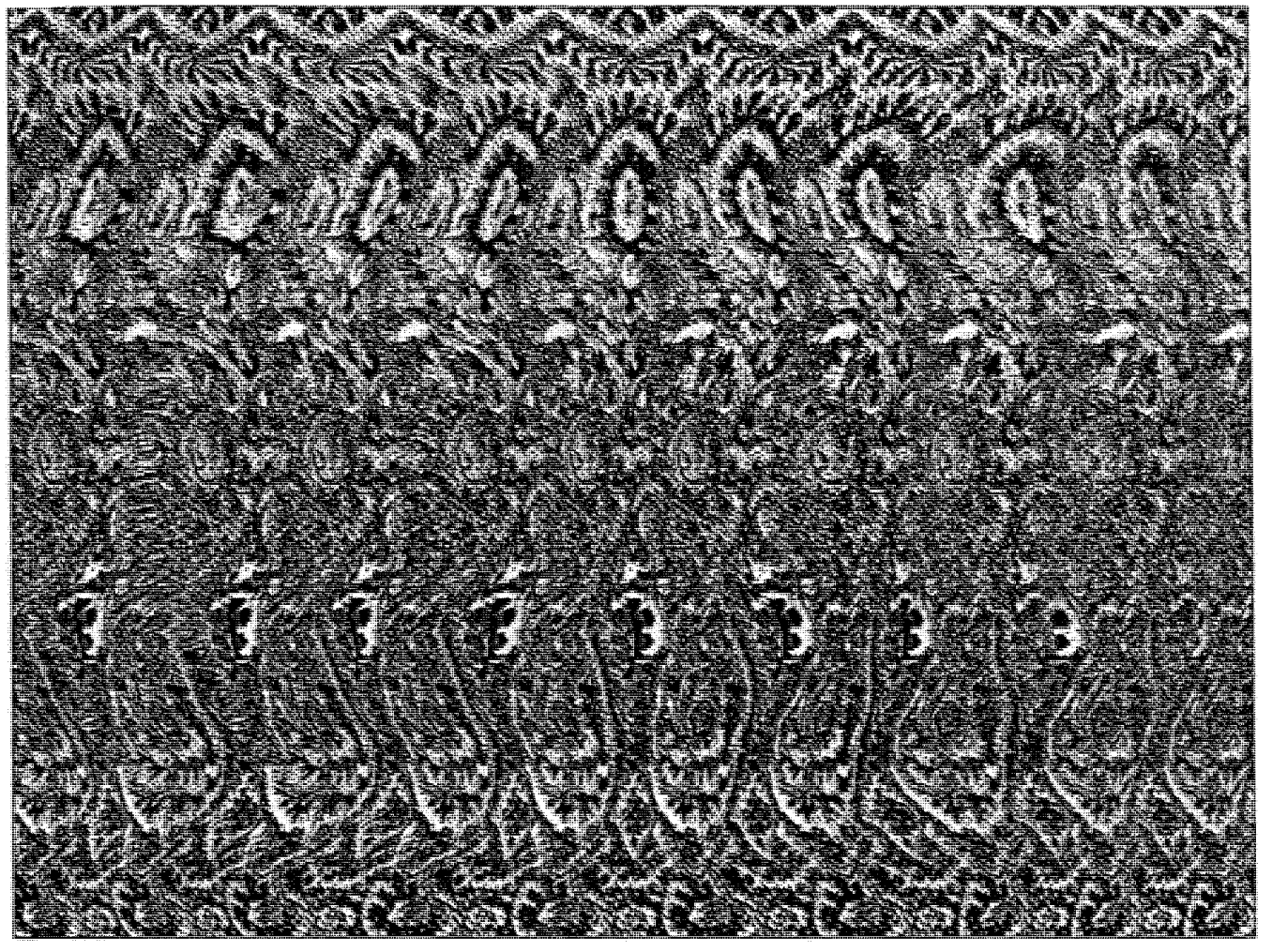


fig.2

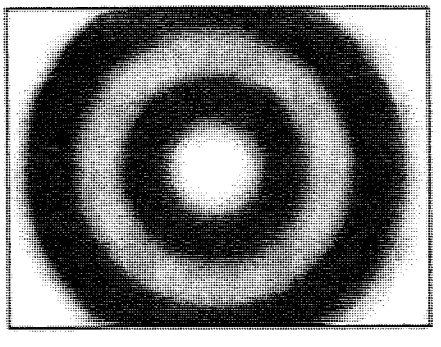


**Image 3D pointilliste**

extrait de MAGIC EYES II,

Michael Joseph LTD Ed. London

en décriptant la figure 3D qui se cache derrière le graphisme,
vous verrez apparaître des ondes en relief,
comme le suggère le petit encadré ci-dessus

## 1.2) Visualisation 3D par systèmes optiques

Le but est de créer un support image tridimensionnel, afin de pouvoir visualiser en temps réel, une image qui ne nécessite pas d'opération de projection sur un plan. Des moyens ont donc été étudiés pour obtenir des images volumiques:

- l'holographie
- les systèmes à focale variable
- la projection stéréoscopique

### 1.2.1) L'holographie

L' holographie met en oeuvre un réseau d'interférences lumineuses pour créer un image en relief. Ces interférences se produisent entre la lumière venue directement d'une source lumineuse, et la même lumière revenue vers la même plaque photographique, après avoir été diffusée par l'objet photographié. Les interférences ne sont significatives que si une relation de phase de l'onde lumineuse est préservée sur toute la distance qui sépare l'objet observé de la plaque photographique. La source, qui doit diffuser une lumière cohérente, est un laser (GABOR [60]).

Principe:

Le laser est divisé en deux faisceaux par un miroir (fig. 3). Le premier atteint en premier la plaque photographique (faisceau direct), tandis que le second illumine l'objet à visualiser, s'y réfléchit, puis atteind la même plaque. Le faisceau réfléchi par l'objet est superposé au faisceau direct, avec un certain retard de propagation, et il se créé un réseau d'interférences lumineuses. L'hologramme est en fait la photographie qui enregistre ces interférences.

Si l'hologramme est visualisé en lumière ambiante, seules les parties de l'image proches du plan de l'hologramme sont vues nettes. Si, par contre, il est éclairé par un faisceau laser, de même nature que celui qui l'a généré, la lumière est diffractée par le réseau d'interférences, restituant en fin le même rayonnement que celui qui était réfléchi par l'objet.

L'image obtenue est très proche de la réalité, dans la mesure où, en se déplaçant, l'observateur peut découvrir les parties cachées de l'objet (PERETZ [134]). Les formes géométriques sont respectées quel que soit l'angle de vue.

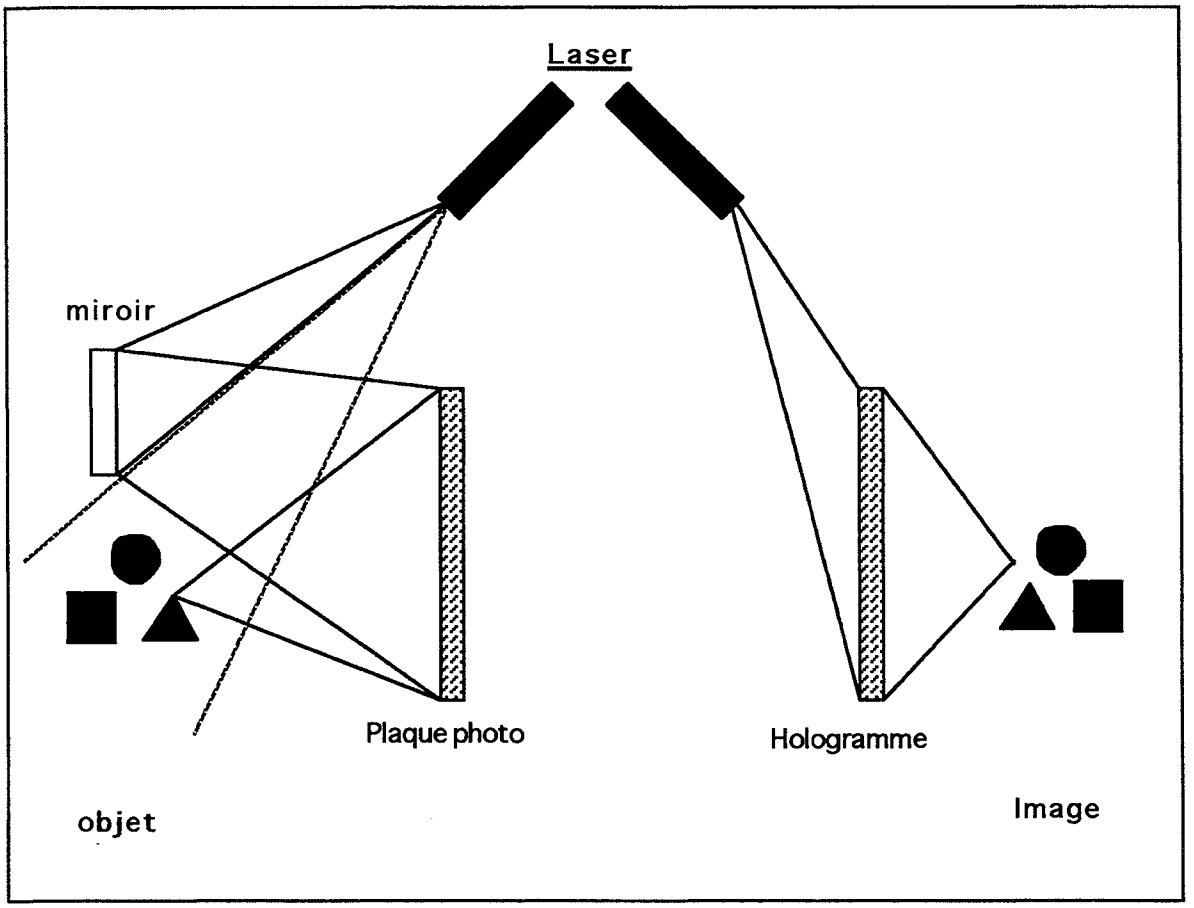



fig. 3

Principes de l'holographie
(H. M. Smith )

Intérêt:

L' holographie est une technique qui ne connaît actuellement qu'une très faible diffusion dans le domaine de l'imagerie médicale, car le matériel nécessaire est lourd et coûteux (FUJIOKA [59]). De plus, les images ne sont pas manipulables par une action extérieure (PERLMUTER [135]).

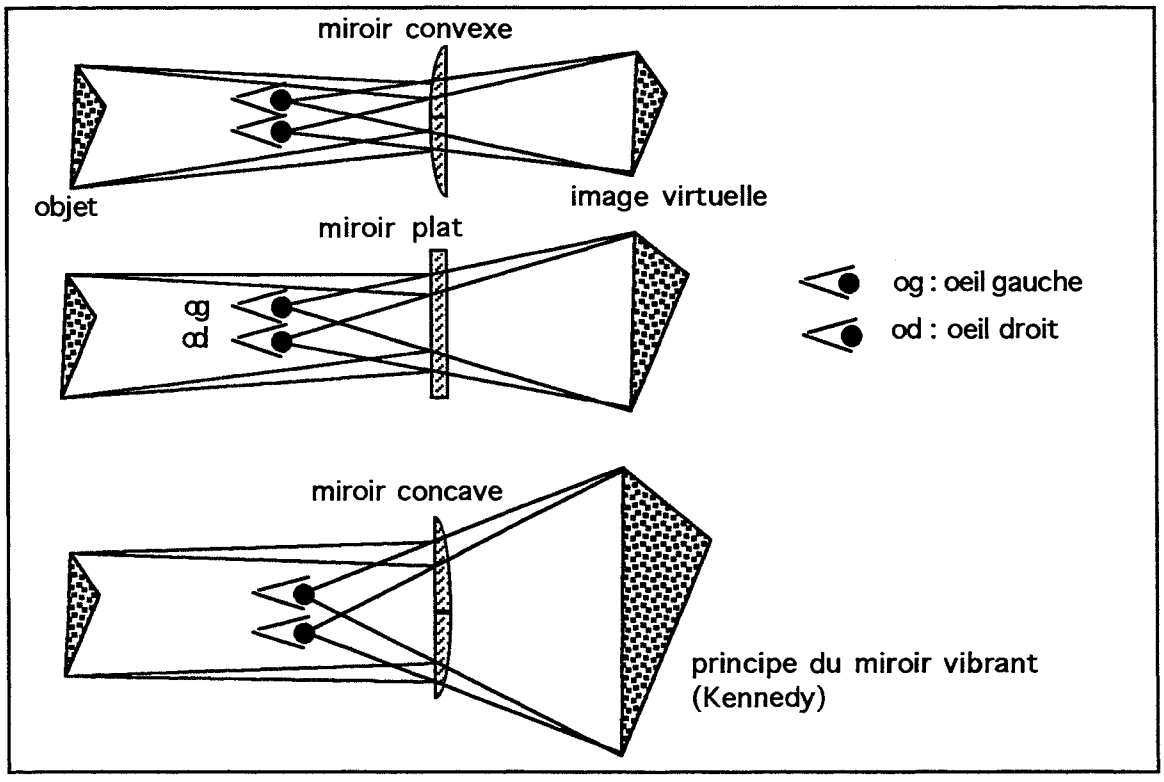
1.2.2) Les systèmes à focale variable

Développé dès 1961 par les travaux de MUIRHEAD [130], ce concept a été repris et adapté par de nombreuses équipes, dont celles de KENNEDY [94], et MILLS [122] qui ont travaillé sur le modèle du système à miroir vibrant.

Principe:

Le miroir est une feuille d'aluminium réfléchissante tendue sur un haut-parleur, dont les vibrations vont modifier la courbure de sa membrane, changeant du même coup la distance focale (fig.4). L' image réfléchie est représentée sur un écran à tube cathodique à très faible persistance. Quand les vibrations du miroir sont synchronisées avec la fréquence d'affichage de des images prises à des profondeurs différentes, l'oeil de l'observateur ne distingue plus le séquencement de la réflexion, et ne voit qu'un seul objet en relief. Quand l'observateur change de position, il visualise directement l'objet selon un autre angle de vue. La fréquence d'affichage des images doit se situer au delà de la persistance rétinienne, et est en général proche du 1/30ème de seconde.

fig. 4



Intérêt:

Une application médicale de ce principe a été proposée par HARRIS [74] à partir de coupes scanner X. L'intérêt pratique est limité à la visualisation de petits volumes numériques, et la superposition de graphiques et d'images. Il est impossible actuellement de définir un volume d'intérêt, et d'éliminer les parties cachées. D'après GORET [68], il s'agit en fait de radiographies tridimensionnelles, où les superpositions rendent toute interprétation très difficile.

### 1.2.3) La projection stéréoscopique

Sans grand succès, la projection en relief a été tentée au début du siècle. Mais le manque de puissance des projecteurs de l'époque a été le principal obstacle à la diffusion de ces procédés de projection en relief. De nos jours, avec l'apparition des lampes puissantes basse tension, la stéréo est en passe de prendre un essor considérable et de devenir un instrument banal, du moins pour les applications classiques dans le domaine de l'audio-visuel.

Principe:

Une des premières méthodes de projection en relief, découverte par Ducos de Hauron au début du siècle, fait appel à l'utilisation de filtres colorés. Partant du principe de l'absorption d'une couleur à travers un filtre de couleur complémentaire, une des images est projetée à l'aide d'un objectif pourvu d'un filtre rouge, l'autre d'un filtre vert ou bleu, complémentaire. Des filtres identiques équipent les lunettes portées par l'observateur. C'est le système "anaglyphique", qui permet de séparer artificiellement les deux voies optiques de chacune des images, et de réserver pour chaque oeil la voie qui lui correspond à l'origine: voie gauche pour l'oeil gauche et voie droite pour l'oeil droit. Dans les stéréoscopes, cette séparation se fait grâce à une simple cloison.

Les procédés par polarisation sont incontestablement plus performants. On utilise deux filtres polarisants superposés qui absorbent la lumière lorsque leurs axes de polarisation sont disposés perpendiculairement l'un à l'autre.

Les filtres standard les plus répandus sont réglés de façon que leur axes de polarisation soient disposés à 45° de l'horizon. Signalons que le positionnement des filtres doit être fait avec précision, aussi bien pour les lunettes que pour les projecteurs. Un décalage de plus de 1° suffit à faire apparaître l'image "fantôme" indésirable, source de gêne, que connaissent bien les débutants.

Deux clichés d'un même objet, virtuel sur écran d'ordinateur ou physique, sont enregistrés sur un support type diapositive, mais pris chacun avec une divergence d'angle de vue de 3° à 5°.

Pour les objets physiques, il suffit de les placer sur un plateau tournant, dont on a gradué le bord. On prend un premier cliché d'une vue particulière de l'objet, dans un axe parallèle au plan de plateau, puis on fait tourner le plateau de 3 à 5 degrés, et on reprend le deuxième cliché.

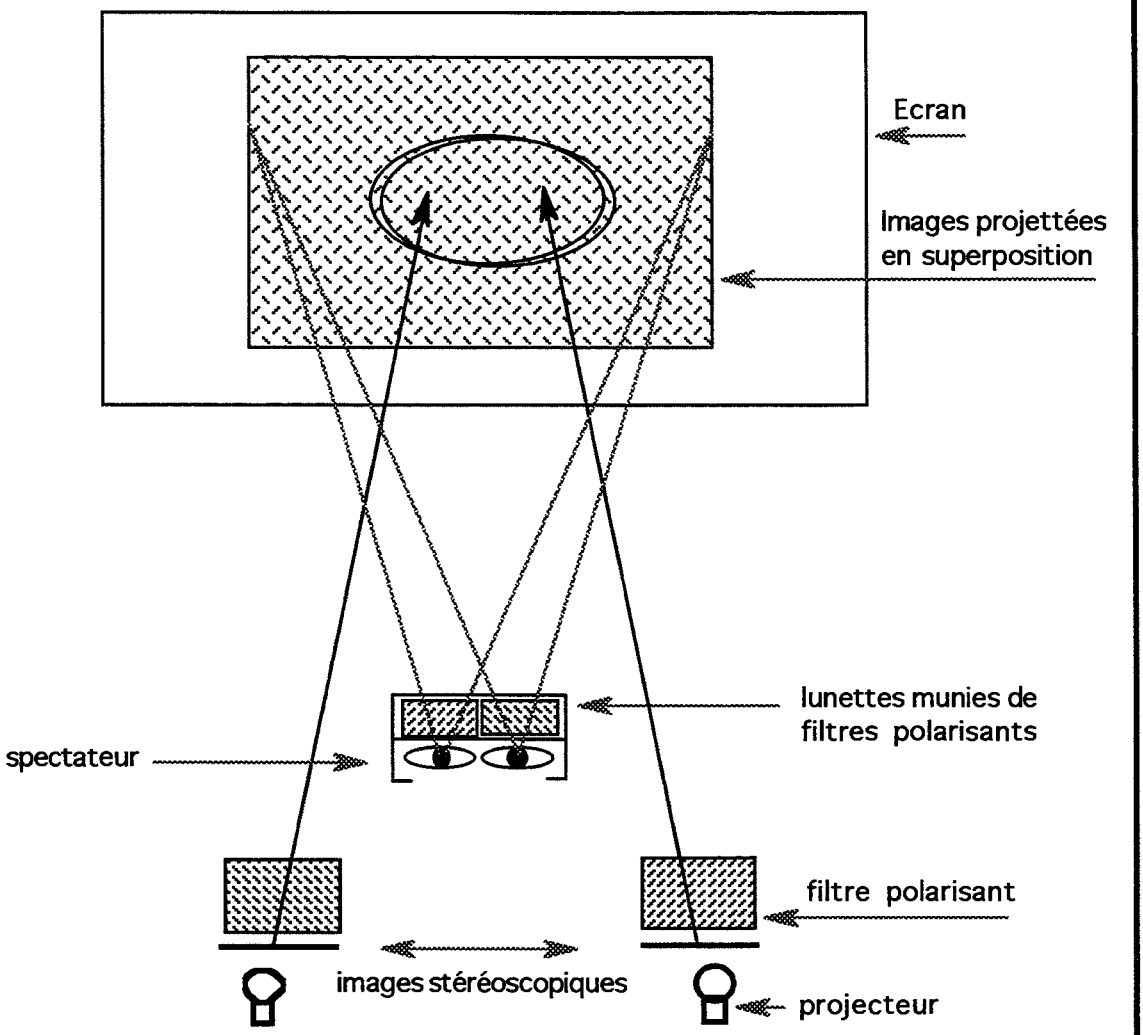
Pour les objets virtuels modélisés, et représentés sur écran vidéo, les logiciels de C.A.O. (Conception Assistée par Ordinateur) permettent tous d'en obtenir une visualisation multi-axiale. Il est donc très simple de demander l'affichage successif de deux vues avec un décalage horizontal en rotation programmé.

En cours de projection (fig. 5), pour pratiquer notre "codage-décodage" avec ce système , il suffit d'orienter de manière identique les deux filtres dont l'un est situé devant un oeil, et l'autre dans la voie optique du projecteur: cela laisse passer le faisceau lumineux, donc l'image pour cet oeil. On procédera ensuite de même pour l'autre voie, mais cette fois en orientant le bloc des deux polarisants en opposition avec le bloc précédent. La voie gauche est ainsi polarisée différemment de la voie droite, ce qui les rend incompatibles entre elles, mais laisse à chaque oeil l'image qu'il doit voir.

Intérêt:

Ce système a l'avantage de conserver les couleurs. Par ailleurs, l'assombrissement dû à la présence des filtres est nettement inférieur à celui du système anaglyphique. Il est d'environ 70%, ce qui est admissible si on dispose de projecteurs puissants, et si les images ne sont pas sous-exposées.

La projection stéréoscopique semble être un excellent procédé didactique. Nous avons utilisé ce principe dans la présentation de communications médicales, ou de cours universitaires, en apportant un atout majeur dans la possibilité de perception spatiale tridimensionnelle des objets modélisés. GERARD a démontré notamment l'avantage de ce procédé en projetant en trois dimensions par stéréoscopie, des structures embryonnaires complexes, comme par exemple une reconstruction modélisée des canaux semi-circulaires de l'oreille interne. Si nous même, comme tous les étudiants en médecine avons un jour butté sur la compréhension de l'architecture spatiale de cet organe, il est amusant de voir à quel point il devient aisé de se le représenter simplement et définitivement par ce procédé.




**Principe de perception du relief en projection stéréoscopique**

fig. 5

C.M.

Les filtres polarisants sont orientés à 90° l'un par rapport à l'autre au niveau de chaque projecteur et au niveau des lunettes.

Les filtres des lunettes sont inversés au niveau de chaque oeil par rapport au projecteur du même côté.

Ainsi, avec des filtres de bonne qualité, et un écran dépolarisant la lumière:

- l'oeil droit ne voit que l'image projetée par le projecteur de gauche,
- l'oeil gauche ne voit que l'image projetée par le projecteur de droite.

L'impression de relief est saisissante de réalité.

## Applications dérivées du principe de projection stéréoscopique

- Une application simple de la vision stéréoscopique peut être obtenue par le principe de la vision binoculaire. Chaque oeil devant recevoir une vue différée d'un angle horizontal de quelques degrés, il est facile de confectionner un petit appareil composé de l'accollement de deux petites visionneuses à main pour diapositives, légèrement convergentes, et ainsi d'obtenir une visualisation stéréoscopique immédiate de l'objet virtuel. Nous utilisons ce procédé surtout pour contrôler le montage et le cadrage des paires stéréoscopiques. C'est également un outil de visualisation peu couteux, peu encombrant, de disponibilité immédiate, et très convivial lors de rencontre avec des partenaires.

- Une autre application a été développée directement sur les terminaux informatiques. L'utilisateur doit alors porter un paire de lunettes spéciales, où chaque oculaire est muni d'un obturateur alternatif pour chaque oeil et cadencé à fréquence supérieure à la persistance rétinienne. En même temps, l'écran affiche alternativement et à la même fréquence les deux vues stéréoscopiques de l'objet. Un contrôle synergique est effectué entre l'écran et les lunettes, pour recréer la vision stéréoscopique. Nous n'avons pu tester qu'une seule fois ce dispositif, qui parait très séduisant et très efficace pour l'aide qu'il apporte au repérage spatial de éléments à connecter pendant les étapes de modélisation.

## Conclusion:

Si les images fournies par les systèmes de "vrai 3D" semblent parfois réalistes, les outils ne sont pas adaptés en eux seuls à la visualisation de structures anatomiques ou biologiques complexes. Ainsi, ces techniques peuvent se justifier comme un complément intéressant, voire parfois un moyen de mise en valeur (stéréoscopie), des méthodes de synthèse d'image ou de reconstruction 3D qui vont être évoquée par la suite.

# 2) Méthodes de modélisation tridimensionnelle

Schématiquement, pour représenter la troisième dimension, deux types de méthodes ont été mises en oeuvre.

La première consiste à utiliser des systèmes optiques pour créer des images dans un espace, de telle sorte que l'oeil humain reconnaisse un objet en relief, comme s'il regardait un paysage réel. Ces technologies, dont l'holographie est un exemple, produisent de "vraies images 3D", mais leur développement médical semble actuellement rester très limité.

La seconde classe correspond aux techniques de synthèse d'image qui utilisent les couleurs, les effets de lumière et d'ombre pour rendre l'impression en relief. Elles restituent une représentation bidimensionnelle sur un écran, la troisième dimension n'étant alors qu'une illusion d'optique. Il s'agit en fait de "pseudo 3D" (BETTEGA [19]).

Les techniques faisant appel à la synthèse d'image se caractérisent par la nécessité de modéliser l'objet à visualiser, et plusieurs alternatives ont été proposées pour atteindre cet objectif, en fonction de l'élément de base de la modélisation

## 2.1) Principes

Les premières visualisations 3-D ont consisté en une représentation en "fil de fer" ("mesh" des anglo-saxons). Depuis, des méthodes diverses de modélisation de surfaces à partir de voxels ou de contours (résultats d'une étape préliminaire de segmentation du volume) ont permis de donner des images réalistes ombrées (MARQUE [114]).

Prenons l'exemple d'un objet simple, en l'occurrence un cube (fig. 6)

- modèle fil de fer ou "mesh" (fig. 6.1)

Le cube peut se concevoir par sa représentation en 12 arêtes se joignant en 8 sommets

Premier modèle utilisé dans les années 70, ce modèle à l'avantage de rester simple, mais en revanche n'apporte aucune information sur les faces de l'objet.

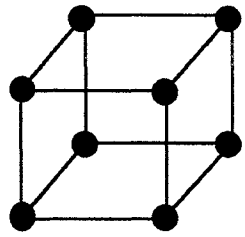


fig. 6.1

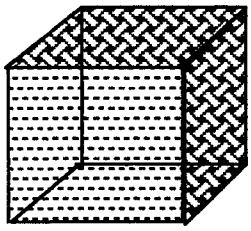


fig. 6.2

- modèle surfacique polygonal (fig. 6.2)

Le cube est ici défini par ses six faces, chacune d'elles étant délimitée par des arêtes, elles mêmes définies par des ponts. Il devient possible d'attribuer aux faces des caractéristiques évoluées (couleur, brillance, transparence,...)

- modèle volumique (fig. 6.3)

Le cube peut être également considéré comme une simple portion d'espace, ou comme l'ensemble de tous les points de l'espace compris à l'intérieur des six faces.

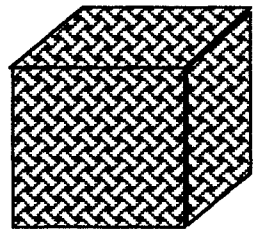


fig 6.3

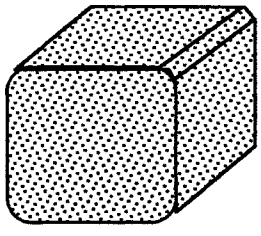


fig. 6.4

- modèle surfacique algébrique (fig. 6.4)

L'objet se complique, et que l'objet à modéliser passe de la forme du cube précédent à un dé, les méthodes précédentes, même si elles apportent un approximation convaincante, ne sont pas toujours suffisamment réalistes, et il semble alors préférable de concevoir l'objet comme un ensemble de surfaces gauches, appelés aussi "splines".

## 2.2) Intérêts

L'intérêt de modéliser une surface est de pouvoir faire des traitements d'image multiples et répétés comme la visualisation, le zoom, la quantification des paramètres morphologiques, ou l'application d'outils de conception assistée par ordinateur (C.A.O.). Mais également de pouvoir servir de résultats paramètrés implémentés dans des procédés de conception-fabrication assistée par ordinateur ( C.F.A.O.) pour obtenir des représentations plastiques [123-127].

Des méthodes d'approximation de surfaces ont été initialement développées pour des projets "techniques" (aéronautique, automobile, recherche pétrolière...), puis pour la synthèse d'images.

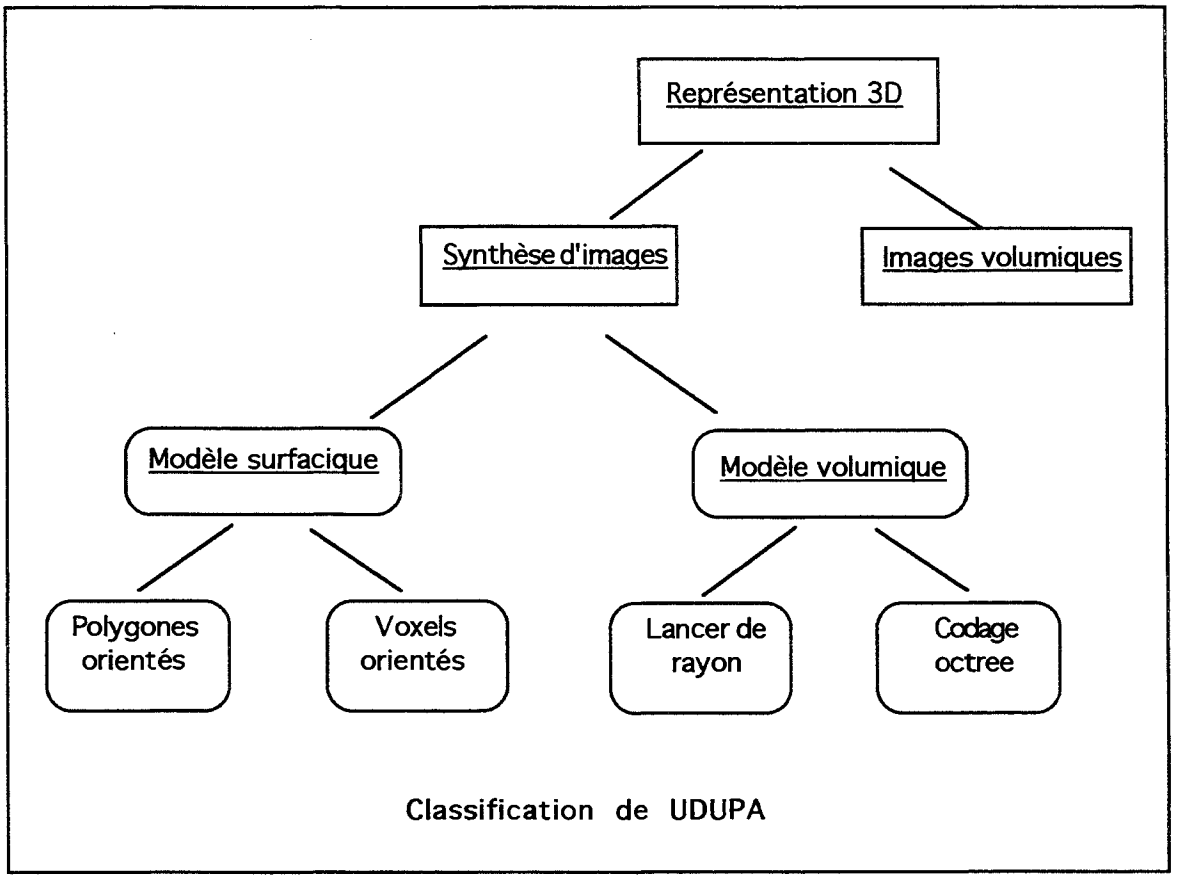
Pour les applications médicales, les différentes approches couramment utilisées sont classifiées par UDUPA [155].

La première dichotomie de cette classification s'effectue en fonction de la technique d'analyse et d'affichage des informations multidimensionnelles. Ainsi le terme d'image volumique regroupe toutes les techniques basées sur les systèmes optiques, comme l'holographie ou la technique des miroirs vibrants, et qui restituent une véritable information tridimensionnelle (vraie 3D).

Le terme de synthèse d'image, défini précédemment, englobe toutes les techniques de "pseudo 3D", qui passent par l'étape de modélisation de l'objet, puis par celles de la projection sur un plan. Deux classes principales sont distinguées: la modélisation surfacique, et la modélisation volumique (fig. 7).

- La modélisation surfacique nécessite l'identification et l'extraction des contours de l'objet à visualiser, et comprend deux types de représentations:
  - les polygones orientés
  - les voxels orientés

- La modélisation volumique, non basée sur l'extraction préalable des limites de l'objet, traite l'ensemble du volume de données de l'objet (volume numérique). On décrit les techniques de
  - lancer de rayon (ray tracing)
  - codage par octree




Classification de UDUPA

fig. 7

## 2.3) Imagerie médicale - Définitions

### 2.3.1) Image analogique et Image numérique

La représentation physique d'une information est ce que l'on appelle un signal. La fonction essentielle des capteurs modernes (tels par exemple les caméras, photomultiplicateurs, thermocouples, électrodes, etc.) est précisément de transformer la grandeur physique qu'ils détectent (émission de lumière, densité optique ...)en une grandeur électrique ou "signal" (selon la terminologie au plan international).

Lorsque ce signal est représenté par une fonction pouvant être visualisée sur un tracé, lequel prend souvent la forme d'une série de pics, en fonction du temps, on dit qu'il est "analogique".

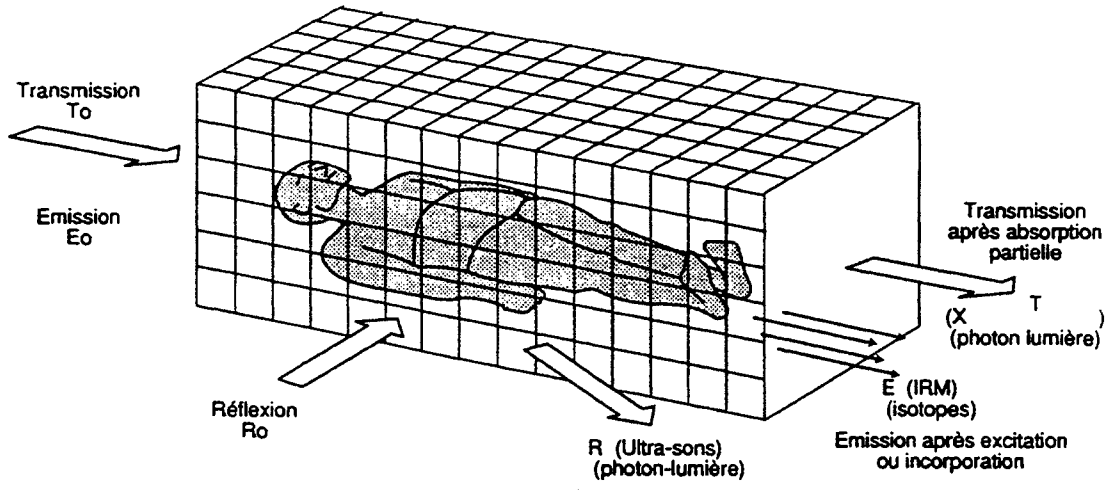
Lorsqu'il est représenté par une suite de nombres, ont dit qu'il a été "numérisé".

Le traitement numérique des signaux consiste à effectuer des opérations de calcul à la fois

complexes et très rapides, sur des suites de nombres codés en binaire, afin d'en extraire l'information utile. (GIRON et JOFFRE [72])

Actuellement, l'imagerie médicale dispose de trois types de possibilités physiques pour étudier le corps humain par imagerie (fig. 8):

- par transmission (type rayons X),
- par réflexion (type échographie),
- l'émission (type imagerie isotopique et I.R.M...)

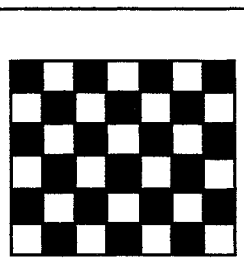



La chaîne de création de l'image numérique selon GIRON et JOFFRE

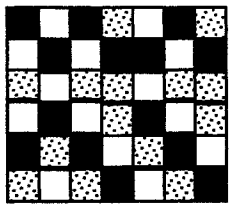
fig. 8

Le signal électrique obtenu sera éventuellement amplifié et filtré de façon à l'amener vers des valeurs compatibles avec la reste de la chaîne de création de l'image numérique. C'est là qu'intervient le "convertisseur analogique-numérique" (C.A.N.).

Les signaux délivrés sont constitués par une suite de 0 et de 1, appelés "bits", dont le nombre définit la résolution du convertisseur. (ex: 8 bits, 12 bits...) A une valeur délivrée par le convertisseur correspond en général un niveau de gris de l'image numérique (fig. 9). Un C.A.N. travaillant sur 8 bits donnera $2^8=256$ valeurs de niveaux de gris.



1 0 1 0 1 0 1
0 1 0 1 0 1 0
1 0 1 0 1 0 1
0 1 0 1 0 1 0
1 0 1 0 1 0 1
0 1 0 1 0 1 0



11 00 11 01 00 11 01
00 11 00 11 11 00 11
01 00 01 01 00 01 01
00 11 00 01 11 00 01
11 01 11 00 01 11 00
01 00 01 11 00 01 11

**Exemples de traitements numériques appliqués sur des échelles différentes de niveaux de gris (GIRON & JOFFRE)**

fig. 9

2.3.2) L'image médicale

C'est la représentation en deux dimensions d'une grandeur physique mesurée point par point.

Prenons l'exemple d'un ensemble de coupes scanner d'une région anatomique.
Chaque coupe représente un plan défini dans un repère orthonormé X,Y. Ce plan est constitué d'éléments de base, le plus souvent carrés, nommés "pixels ", (picture element).

A chaque pixel correspond une valeur ou densité qui mesure une propriété physique. Pour le scanner, cette propriété est l'atténuation aux rayons X.
L'empilement des différents coupes, constitue un parallélépipède, et il apparaît une nouvelle dimension, selon l'axe Z.

X, Y et Z constituent un repère orthonormé direct.

Le volume défini est donc également échantillonné en un ensemble de petits éléments de base, appelés "voxels", (volume element), caractérisés tout comme les pixels par une densité. Le plus souvent le voxel est un parallélépipède, car la distance entre les coupes, c'est à dire la longueur d'un voxel selon Z, est habituellement de 2 à 15 fois plus grande que les dimensions du voxel selon X et Y.

Afin de faciliter les calculs ultérieurs, en réduisant le nombre de données, les voxels sont transformés en cubes. Pour cela, le processeur (calculateur) doit calculer de nouvelles coupes entre les coupes initiales, de façon que l'échantillonnage en Z corresponde à celui des direction X et Y. Cette opération s'appelle "l'interpolation".

Le résultat fournit un nouvel espace qui est la "scène", et qui représente donc l'espace dans lequel les images multidimensionnelles initiales sont représentées.

A partir de cette scène, un organe ou la surface d'une structure anatomique particulière peuvent être isolés, les informations sont alors représentées dans "l' espace objet".

La scène est donc l'espace tridimensionnel dans lequel sont définis tous les points des images médicales, alors que l'espace objet est une réduction de ce volume, dans lequel est définie une partie seulement de la scène.

Cette dernière étape d'extraction des structures s'appelle la phase de "segmentation". Si les objets ou les surfaces représentées subissent des transformations géométriques, par translation, rotation ou modification d'échelle, ils sont représentés dans un nouvel espace dit "espace image".

Le support du résultat final, comme l'écran de l'ordinateur de contrôle définit "l' espace de visualisation". Il s'agit d'un plan sur lequel est projeté l'objet ou la surface analysée. Au cours de cette étape, les informations de l'espace image subissent une réduction de dimension, de 3D vers 2D, et l'impression de relief n'est due qu'à des artifices d'optique qui créent l'illusion tridimensionnelle.

Les différents traitements informatiques mis en jeu sont schématisés dans la figure suivante (fig. 10).

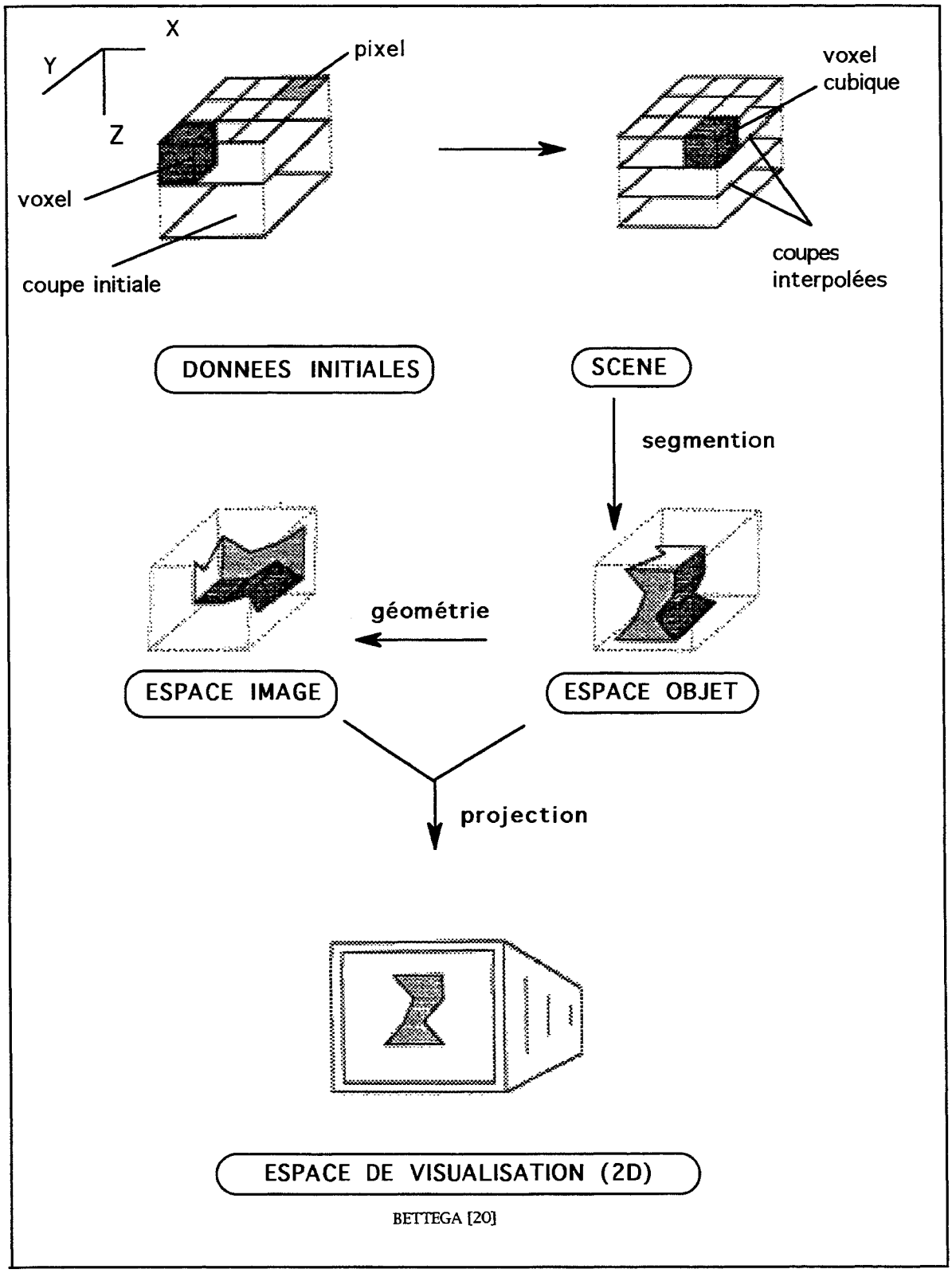



fig. 10

La chaîne de traitement de volume des données numériques

## 2.4) La modélisation surfacique

On distingue deux approches principales: la plus ancienne et la plus courante est celle des polygones orientés, la plus moderne est celle des voxels orientés (COATRIEUX, BARILLOT [39] ).

### 2.4.1) Les polygones orientés.

Le principe repose dans un premier temps sur l'extraction des contours de l'objet, c'est l'étape de segmentation. Les différents points de chaque contour doivent être réunis par des triangles, de façon à obtenir un modèle polyédrique de l'objet (triangulation). Enfin la procédure se termine par la phase de visualisation.

#### SEGMENTATION

La segmentation peut être réalisée de plusieurs manières. Pour PREWITT et MENDELSHON [137] il peut s'agir d'un simple seuillage, c'est à dire que ne sont retenus sur la coupe que les pixels dont la densité est supérieure à un certain seuil, ou comprise dans une certaine fourchette de valeur. Cette technique simple, rapide, facile à mettre en oeuvre est particulièrement adaptée à la segmentation de structures osseuses, sur des coupes tomodensitométriques. Une autre manière de procéder consiste à détecter toutes les zones de l'image où il existe une discontinuité brutale des valeurs de densité. Cela revient à comparer la densité d'un pixel (ou d'un voxel) avec celle de ses voisins les plus proches. Si la différence est supérieure à un certain seuil, le pixel étudié est retenu comme faisant partie du contour de l'objet. L'opérateur mathématique qui calcule cette variation de densité, en fonction des coordonnées x,y et z de chaque pixel, s'appelle un "gradient".

#### TRIANGULATION

Quand les limites de l'objet sont définies sur chaque coupe, il convient, dans un second temps de réunir les différents points appartenant à l'ensemble des contours. La méthode la plus triviale consiste à simplement empiler ces différents contours, générant un modèle " fil de fer " dont le réalisme primaire est de peu d'intérêt pratique. Néanmoins cette technique sert parfois à la pré-visualisation d'objets complexes avant de lancer des calculs plus longs et plus coûteux en mémoire.

La technique la plus répandue est celle de la "triangulation ". Proposée par Keppel [87] et Fuchs [53], elle consiste à construire la surface comme un ensemble de facettes triangulaires. Pour ce faire, chaque contour est approché par un polygone défini par une succession de points (fig. 11). Le choix entre les différents triangles possibles se fait de façon à optimiser un certain critère, soit:

- la minimisation de la surface du triangle,
- la maximalisation du volume contenu dans la surface,
- la minimisation de la longueur des arêtes du triangle.

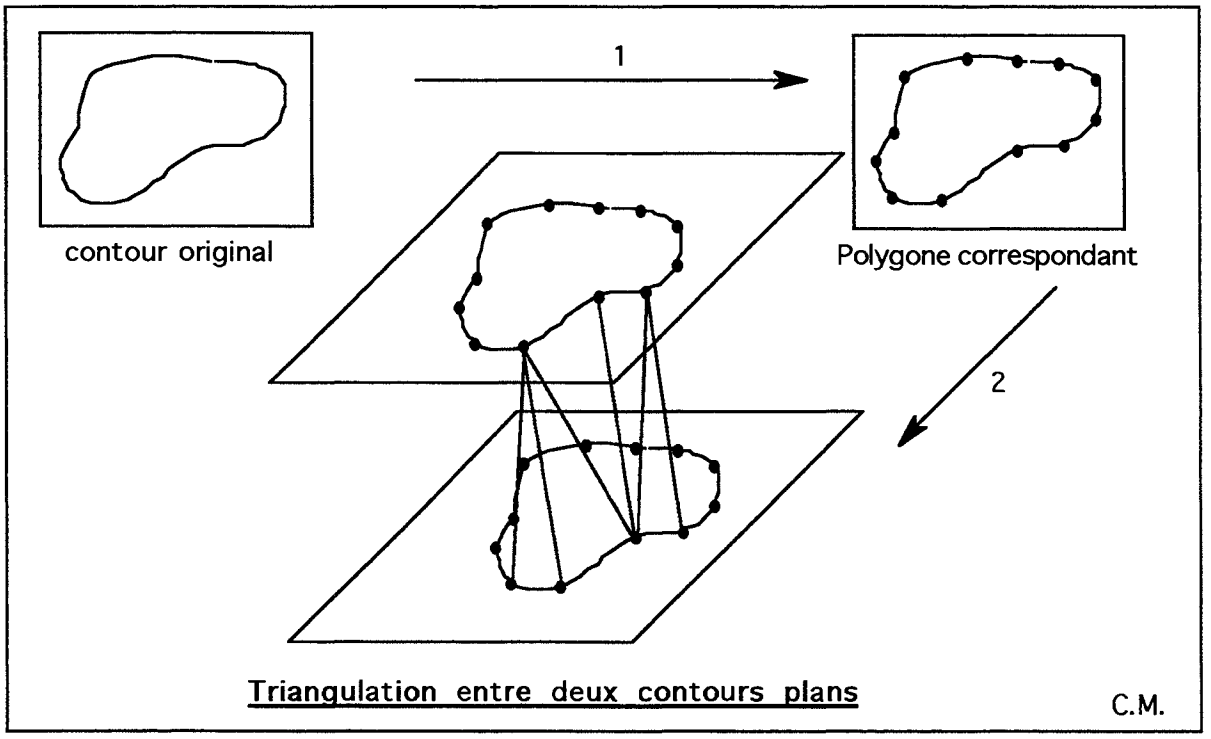



fig. 11

Le principal problème à résoudre avec ce type de méthode est la connexion de contours qui correspondent à la naissance, la terminaison ou la bifurcation des objets.

Les travaux de BOISSONNAT de 1984 à 1988 proposent un algorithme de triangulation assez fiable et précis, basé sur la triangulation DELAUNAY [21-22].

L'analyse des contours se fait deux à deux. Dans un premier temps, le volume compris entre deux contours successifs est approximé par l'assemblage d'une série de tétraèdres. L'opération est répétée pour tous les contours, et au total l'objet est approché par l'empilement de tous les volumes élémentaires tétraédriques. L'objet est appelé " solide ".

Le deuxième temps consiste à calculer la surface de l'objet. La procédure se départie des contours originaux en calculant de nouveaux contours obtenus par l'intersection du solide avec chacun des plans de coupe, et ne tient plus compte que des contours polyédriques obtenus. Ce sont ces nouveaux contours qui sont triangulés en appliquant l'algorithme de Delaunay, et qui fournissent la surface à représenter. Cette méthode diffère de la précédente, dans la mesure où la surface n'est pas interpolée directement à partir des points de chaque contour, mais à partir des volumes polyédriques construits entre coupes successives

## VISUALISATION

A ce stade de la chaîne de traitement, nous disposons d'un modèle polygonal de l'objet. L'étape suivante consiste à visualiser ce modèle, c'est la phase dite de "rendu ". Il s'agit d'une transformation de l'information de l'espace objet vers l'espace de visualisation via l'espace image. Le but est d'obtenir une représentation aussi proche possible d'une photographie de l'objet. La séquence type de la phase de rendu comprend les opérations suivantes:

- des transformations géométriques ( mise à l'échelle, rotation...);
- une projection orthogonale de l'objet sur l'écran;
- l'élimination des parties cachées;
- l'ombrage.

L'élimination des parties cachées consiste à sélectionner les facettes du modèle qui seront visibles depuis un point de vue donné. Quelles que soient les méthodes, elles ont toutes en commun le fait qu'elles opèrent un tri, c'est à dire une sélection sur la liste des polygones.

La façon de procéder la plus élémentaire est fournie par l'algorithme dit " du peintre ". Il est fondé sur une idée simple: plus un objet est éloigné, plus il a de chance d'être masqué par un objet plus proche. Le tri est donc effectué en fonction de la distance géométrique qui sépare un point de l'objet, et l'observateur. A partir de cette liste de priorité, les facettes les plus éloignées sont affichées en premier, les plus proches les recouvrant au fur et à mesure du traitement. Cette méthode est applicable à des structures simples dont les facettes sont à bonne distance les unes des autres et sans intersections (LOUGUET [104]), ce qui n'est pas le cas des applications médicales courantes.

La technique du " Z-buffer ", ou tri avec mémoire de profondeur est plus sophistiquée et plus performante en temps de calcul, comme en qualité d'image (GORET [73]). Il s'agit d'un algorithme mis au point par Catmull [31], qui utilise une mémoire auxiliaire (mémoire-tampon Z ou Z-buffer) dédiée au stockage de la profondeur (coordonnée selon l'axe Z) de la facette projetée sur le pixel étudié. Cette technique présente de nombreux avantages : simplicité de conception, grande précision, et temps de calcul qui ne progresse que linéairement avec la complexité de la scène. Néanmoins, cette méthode impose des contraintes de stockage non négligeables et ne résout pas le problème de lissage de l'image (effacement des marches d'escaliers ).

Les parties cachées étant éliminées, il reste à résoudre le problème de l'ombrage, c'est à dire de l'affectation d'une intensité à chaque pixel de l'image. Le plus souvent, cette opération est réalisée en même temps que la précédente. Elle nécessite l'illumination de la scène, autrement dit la création d'un modèle d'éclairage dont le rôle est d'établir une représentation mathématique du comportement de la lumière.

De nombreux modèles d'ombrage ont été décrits, qui tiennent compte des fondements suivants de façon isolée ou en association (UDUPA, HERMAN [156]):

- la distance: l'intensité de la lumière réfléchie par un point de la surface de l'objet décroît avec la distance qui sépare ce point du plan de projection. La distance seule peut suffire à générer un modèle d'ombrage, en attribuant à chaque pixel une intensité proportionnelle à son éloignement de la surface. Cette technique simple fut longtemps employée en médecine (VANNIER, MARSH [116]), mais elle présente l'inconvénient d'atténuer considérablement les reliefs.

- la réflexion diffuse: l'intensité de la lumière réfléchie par un point de la surface de l'objet est la même dans toutes les directions (elle est indépendante de la direction de l'observation) mais varie comme une fonction de cosinus de l'angle mesuré entre la direction des rayons lumineux et le vecteur normal (perpendiculaire) à la surface en ce point.

- la réflexion spéculaire: l'intensité de la lumière réfléchie par un point de la surface de l'objet est maximale dans la direction de réflexion, qui forme un angle avec la normale de la surface, Par contre, elle diminue de part et d'autre de cette direction comme une fonction du cosinus de l'angle formé;

- la couleur: la couleur de la lumière réfléchie par les différents points de la surface est la même, et elle est identique à celle de la surface de l'objet;

- la transparence: une fraction de la lumière incidente en un point de la surface est transmise au travers de l'objet selon un indice de réfraction qui est constant pour tous les points d'une même surface;

- la stéréoscopie: les vues d'un objet regardé par l'oeil droit et l'oeil gauche sont tournées l'une par rapport à l'autre d'un angle de 3 à 5 degrés, créant ainsi une forte perception de la profondeur.

Pour l'imagerie médicale, quelles techniques ont pu être retenues ?

Le plus souvent le modèle d'ombrage tient compte des réflexions diffuse et spéculaire et donc nécessité le calcul, en tout point de la surface à visualiser, du vecteur normal. Les différentes alternatives possibles sont classées en fonction de l'espace dans lequel s'effectue le calcul du vecteur (UDUPA [157]): il peut s'agir de la scène (HOHNE, BERNSTEIN [84], LEVOY [101]), de l'espace objet (GOURAUD [74]),(PHONG [136]), ou encore de l'espace de visualisation.

GOURAUD [74] et PHONG [136], depuis 1970, ont développé des modèles d'ombrage et de lissage qui sont actuellement les plus couramment utilisés.

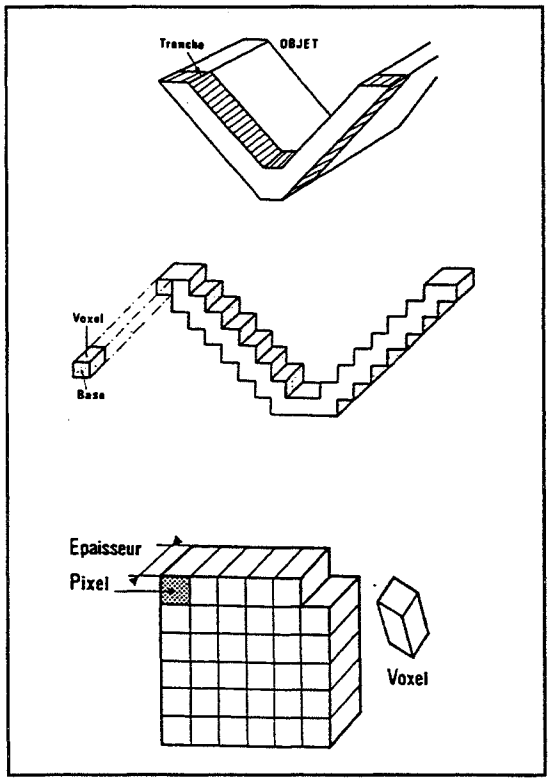
Le **lissage** consiste à estomper l'aspect anguleux, facetté très nettement visible à la jonction des polygones constituant l'objet. GOURAUD propose de calculer les vecteurs normaux aux sommets des polygones, puis d'approximer l'intensité lumineuse en chaque pixel par une interpolation linéaire des intensités calculées au sommet. Malgré sa rapidité, ce lissage est handicapé par la génération de "bandes de Mach" : il s'agit de discontinuités liées à la variation d'intensité entre les bandes colorées adjacentes légèrement distinctes (LOZANOFF [105]).

Le lissage de PHONG lui est souvent préféré. Cette fois ce ne sont plus les intensités lumineuses qui sont interpolées, mais directement les vecteurs normaux. Cela permet d'obtenir des valeurs très précises qui rendent parfaitement compte de la réflexion spéculaire et qui minimisent les bandes de Mach. La qualité de l'image résultante est bien meilleure, mais au prix d'un temps de calcul trois à quatre fois supérieur à celui nécessaire au lissage de GOURAUD.

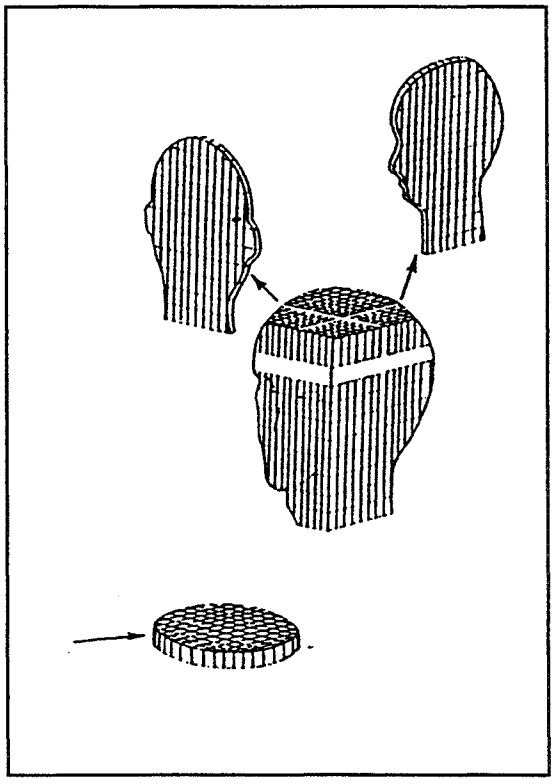
2.4.2) Les voxels orientés

Leur développement est lié à la volonté d'améliorer la qualité et la fiabilité des images tridimensionnelles (HEMMY [81]), et l'intérêt de cette technique est la simplicité de mise en oeuvre et sa rapidité d'exécution sur des machines automatisées.

Le principe est fondé sur l'interpolation des données initiales de façon à obtenir une matrice homogène d'éléments volumiques (les voxels) le long des trois axes principaux (fig. 12).




Notions de déomposition d'un volume élémentaire en voxels et facettes de voxels (ou pixels).



Exemple de décomposition de l'extrémité céphalique par quadrillage tridimensionnel de voxels

fig. 12

La décomposition d'un volume en voxels

Les méthodes consistent à appliquer un algorithme de "suivi de surface" sur un volume numérique homogène (constitué de voxels cubiques) pour extraire les composants de la surface d'un objet (voxels ou face de voxels), de façon à constituer une base de données (COATRIEUX, BARILLOT [39]).

Le suivi de surface a pour but de représenter la surface d'une structure au moyen d'un ensemble de voxels ou de faces de voxels.

Le point de départ de cette technique est une scène binaire, constituée par deux types de voxels:

- les "voxels-1", appartenant à l'objet,
- les "voxels-0" n'y appartenant pas.

Quand la scène n'est pas binaire, le repérage des limites de l'objet n'est pas univoque, et, de ce fait, avant le suivi de surface, il convient de procéder à une segmentation du volume. Bien souvent, ces deux étapes sont simultanées.

## Définitions

Avant de décrire l'algorithme, un certain nombre de concepts de base doivent être précisés.

Un objet est un ensemble connexe, c'est à dire un ensemble d'éléments réunis entre eux par une certaine propriété.

La surface d'un objet est l'interface qui existe entre un objet et un élément connexe de l'arrière-plan (ou fond).

Pour transposer ce concepts à l'échelle du voxel, il faut définir des "circuits", c'est à dire les parcours des faces du voxel considéré (fig 13).

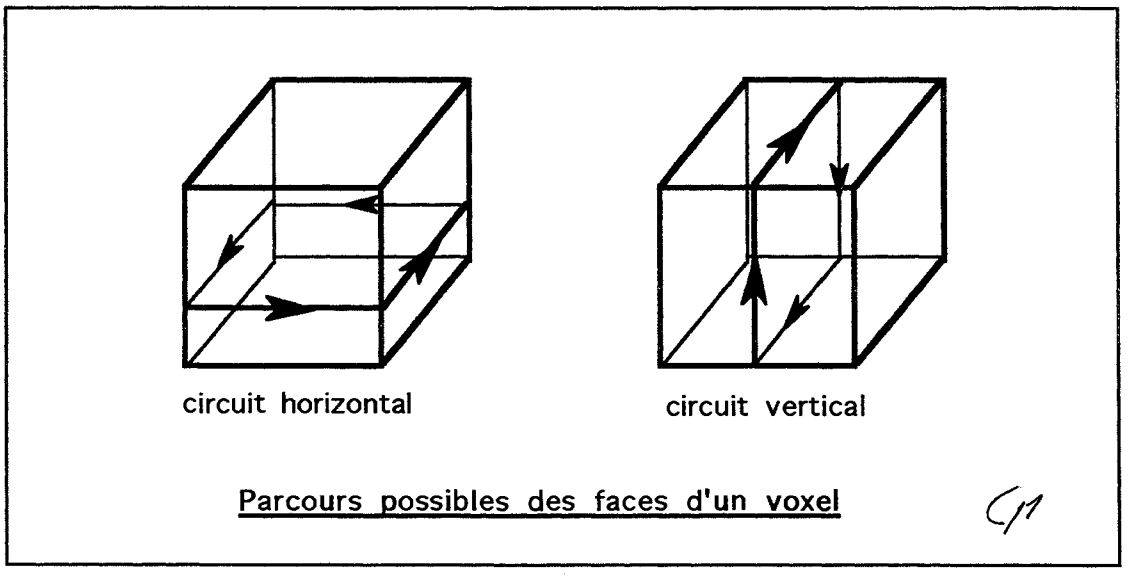



fig. 13

La connexion des voxels peut se faire par leurs faces, par leurs bords, par leurs sommets, par une combinaison de ces différentes possibilités. Habituellement, c'est la connexion par les faces qui est choisie. Un objet, dans un ensemble donné de voxels, est donc simplement un ensemble connexe de voxels (fig. 14).

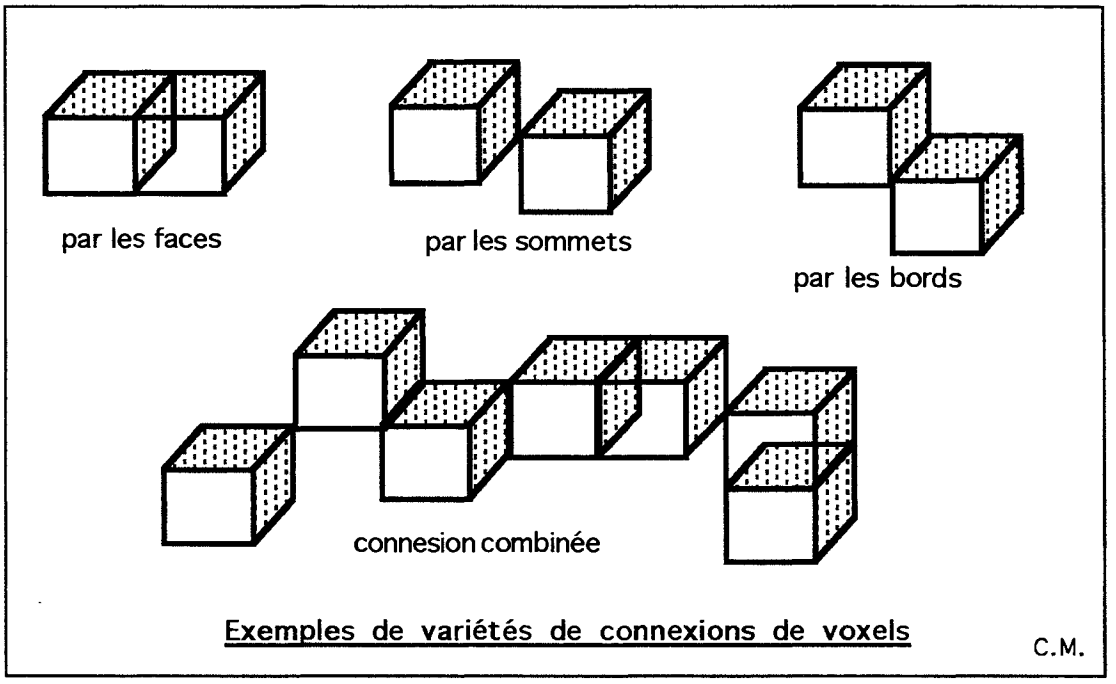



fig.14

Pour définir la surface d'un objet, il est nécessaire de faire intervenir la notion de "domaine-objet". Le domaine-objet est simplement une région parallèlépipèdique dans laquelle est contenue l'objet (figure 15).

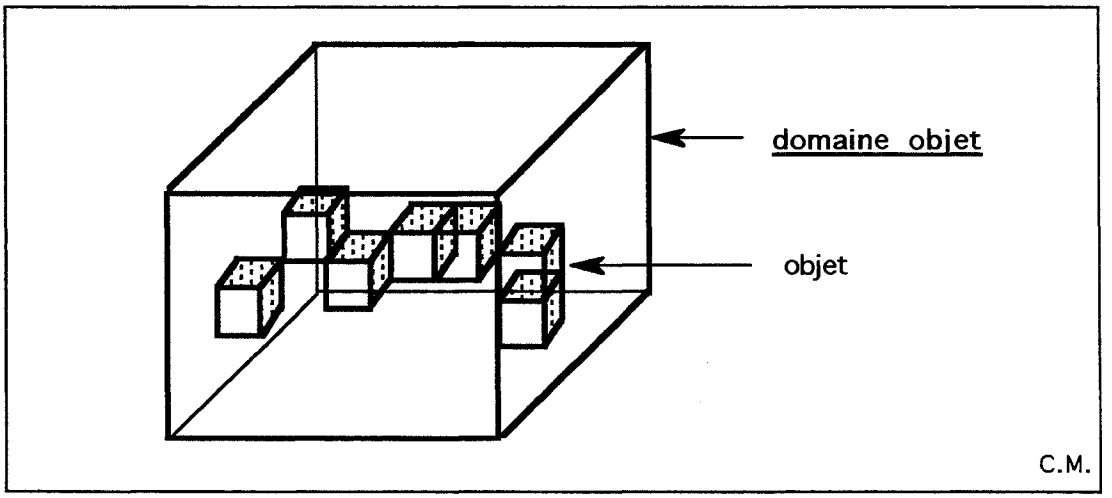



fig. 15

C'est donc un tableau de voxels dont une partie appartient à l'objet et une partie ne lui appartient pas, constituant le fond de l'objet. Ainsi, la surface d'un objet 0 avec un composant connexe du fond C, se définit-elle par l'ensemble de toutes les faces de voxels qui sont communes à 0 et à C. Le problème du suivi de surface se résume alors à parcourir l'ensemble des faces de voxels de l'objet, grâce aux circuits, et à ne retenir que celles qui sont communes à 0 et C (GORDON [75]).

Visualisation

La dernière étape de cette méthode est celle du rendu, autrement dit de l'affichage de la surface.

La visualisation s'effectue en faisant tourner les unités précédentes autour du point de visée, et en ombrant les surfaces en fonction de leur orientation, grâce à un opérateur de gradient 3D [HÖNHE, BERNSTEIN [84]].

## 2.5) Les méthodes volumiques

Plus récentes, elles permettent une exploitation des données directement à partir du volume numérique.

Il n'est plus nécessaire de construire, au préalable, un modèle explicite de l'objet à représenter. Bien souvent la segmentation et le rendu sont réalisés simultanément.
Les deux principales méthodes utilisées en imagerie médicale sont:
- le lancer de rayon,
- le codage par octree.

### 2.5.1) Le lancer de rayon.

En 1980 WHITTED présente l'image devenue célèbre aujourd'hui, de deux sphères transparentes et réfléchissantes sur un damier rouge et jaune (LOUGUET [104]). Depuis, l'algorithme mis au point est le plus représenté des dix dernières années, en imagerie médicale.

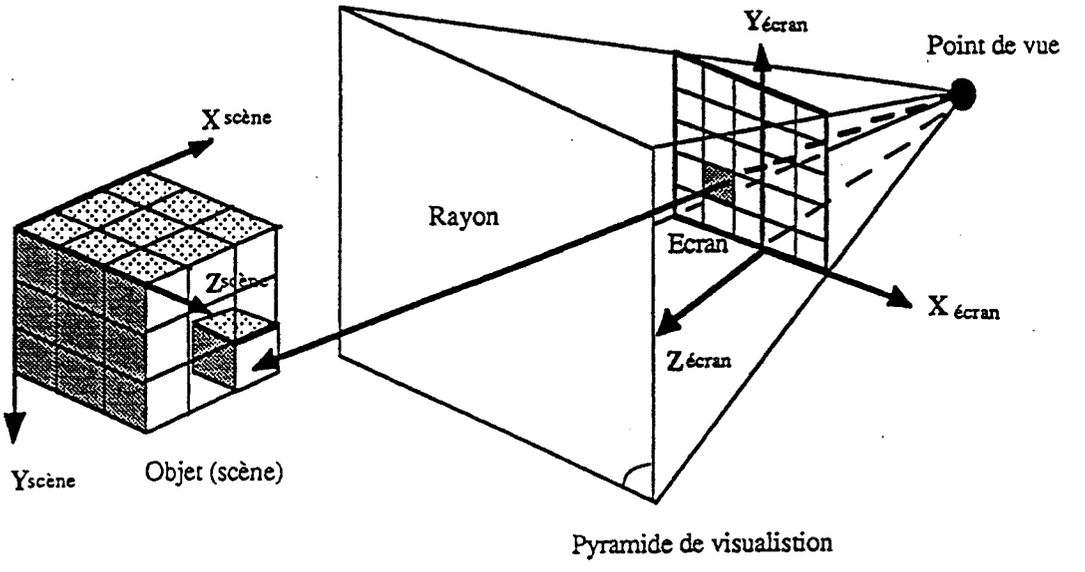
Il s'agit d'une méthode de synthèse d'image qui a l'intérêt de permettre une bonne modélisation de l'ensemble des phénomènes optiques susceptibles d'intervenir lors de la visualisation d'une scène.

Son principe consiste à analyser le parcours des rayons lumineux qui éclairent la scène. Ces rayons, émis par des sources lumineuses, sont réfléchis ou réfractés par les objets de la scène et une partie d'entre eux parviennent finalement jusqu'à l'écran, où se forme l'image.

Pour effectuer la synthèse de cette image, il est inutile de traiter les rayons qui ne coupent pas l'écran. Il est alors appliqué le principe du chemin inverse de la lumière, et on analyse alors les rayons qui partent de l'écran et qui se dirigent vers la scène.

Cette technique fait intervenir trois opération successives.

1- la projection géométrique de la scène le long d'une direction d'observation, c'est le "modèle caméra" de COATRIEUX [39] (fig. 16).




**Modèle caméra d'un lancer de rayon**
(d'après COATRIEUX [39])

fig. 16

2- une sélection des voxels à visualiser, par des procédés de segmentation spatiale qui réduisent le volume d'intérêt, et des procédés de segmentation active qui visualisent certaines surfaces du volume d'intérêt, en tenant compte de données particulières associées aux voxels (par exemple le niveau de gris).

3- la visualisation, ou détermination de l'intensité lumineuse reçue en chaque point de l'écran, avec le principe de l'ombrage qui met en oeuvre des modèles d'éclairement.
L'ombrage est le plus souvent réalisé en fonction de la profondeur, c'est à dire que la valeur du pixel (projection du voxel étudié), est uniquement proportionnelle à la longueur du rayon (distance du voxel à l'écran). C'est l'effet *Z-Buffer* (FRIEDER et coll. [51]),(BARILLOT et coll. [13,14]), (COATRIEUX et coll. [37]).

Deux méthodes de visualisation complémentaires peuvent être mises en oeuvre, à partir du lancer de rayon:
-une méthode d'affichage par "réflexion orientée" (à l'image des photographies);
-une méthode d'affichage par "transmission orientée" ( à l'image des radiographies).

Les méthodes d'affichage par transmission orientée n'impliquent pas de procédure de segmentation de la surface à visualiser. Le rayon traverse l'ensemble du volume d'intérêt et la valeur du pixel de l'image est déterminée en appliquant des fonctions d'intégrations dont les deux principales sont:

* la méthode du "pixel le plus brillant": où la valeur du pixel de l'image correspond à la densité la plus élevée choisie parmi celles des voxels traversés par le rayon;

* la méthode de "sommation pondérée": où la valeur du pixel est calculée à partir de la moyenne des densités correspondants aux voxels traversés par le rayon.

Les images obtenues sont proches de radiographies standards d'où leur dénomination de "pseudo-radiographies".

Les méthodes de réflexion orientée diffèrent entre elles essentiellement par leur procédé de segmentation. Le processus de segmentation binaire est le plus courant, il consiste à classer les voxels en deux catégories en utilisant une fonction binaire. L'exemple type est celui de la segmentation par seuillage, où ne sont visualisés que les voxels dont la densité est supérieure à une valeur seuil préétablie. Ainsi la segmentation active retient, pour un pixel donné, le premier voxel rencontré par le rayon dont la densité est supérieure au seuil. L'étape de visualisation fait appel aux techniques précédemment développées, qu'il s'agisse du Z-buffer (où l'ombrage est fonction de la profondeur), du modèle de Gouraud ou du modèle de Phong (où l'ombrage dépend d'un pseudo-gradient de profondeur).

Remarque: Le problème principal en matière de segmentation, c'est à dire pour visualiser une surface donnée à partir d'un volume tridimensionnel, est de décider si le voxel étudié appartient ou non à cette surface. Une décision binaire (simple seuillage) introduit souvent des artefacts: une erreur courante est par exemple la présence de trous au sein de la représentation d'une surface osseuse quand celle-ci est composée d'éléments de faible densité Ces discontinuités correspondent aux régions anatomiques où la densité radiologique est faible, comme notamment en regard de zones de très faible épaisseur entourées d'air (par exemple le plancher de l'orbite, le palais osseux, la base du crâne...).

Une solution à cet aléa a été proposée par DEBRIN et coll. (1981)[45], et LEVOY (1988)[101]: la "fuzzy segmentation", en définissant une "fonction floue", et un "coefficient d'opacité" appliqué aux voxels "flous".

La segmentation floue met en oeuvre une loi de transparence, où les auteurs calculent la contribution de tous les voxels à l'ombrage de l'image, en fonction du pourcentage d'occupation du voxel par le tissu considéré.

De ce fait, dans l'image finale, les trous générés par une segmentation binaire sont remplacés par une surface plus ou moins bien définie ( plus ou moins floue ).

Pour COATRIEUX et Coll., ceci améliore la qualité du rendu global de l'image, facilitant d'autant l'interprétation médicale [39].

Pour TROUSSET [150], par contre, la méthode du lancer, même optimisée, paie sa qualité de représentation par la longueur du temps de calcul, qui est d'autant plus conséquent que les objets à visualiser sont nombreux, de texture complexe ou de transparence importante (dans le cas de la segmentation floue).

### 2.5.2) Le codage par octree

Cette méthode trouve son intérêt dans la possibilité de structuration hiérarchique de l'information pour représenter et manipuler des volumes de données uniformes, et dans la réduction notable de la place mémoire nécessaire.

Les promoteurs de cette idée furent REDDY et coll. (1978)[138], HUNTER (1978)[87], JACKINS et coll. (1980)[89], et MAEGHER (1980-82)[109-110].

L'espace objet ayant été transformé, après interpolation, en une matrice homogène de voxels, le concept de la représentation octale repose sur la modélisation d'un cube d'une dimension 2n x 2n x 2n voxels à l'aide d'une structure arborescente appelée "arbre octal".

La représentation des données de base est obtenue par un procédé de division récursif où l'ensemble du volume (ensemble des voxels) est décomposé en octants (huit sous-volumes identiques), eux-mêmes divisés en sous octants, jusqu'à ce qu'ils répondent à des propriétés préalablement définies, ou jusqu'à la résolution limite du système.

Les octants sont représentés, au sein de l'arbre octal, par des noeuds qui sont identifiés par les labels de 0 à 7. Chaque noeud de l'arbre octal est associé à une région de l'espace (un ensemble de voxels) appelée "obel" (object-element). Ainsi, le noeud de la racine couvre l'ensemble de l'espace initial.

Le contenu informatique d'un noeud est dit homogène lorsque tous les voxels de l'obel qui lui sont associés répondent à des propriétés prédéfinies. Sinon ce contenu est dit hétérogène et la procédure de division se poursuit

Le noeud est défini comme:
-"vide", si tous les voxels de son obel sont en dehors de l'objet;
-"plein", si tous les voxels de son obel sont à l'intérieur de l'objet;
-"intermédiaire" si ce noeud est secondairement décomposé, c'est à dire, si les voxels de son obel ne sont pas tous en dehors, ou à l'intérieur de l'objet.

L'accès à l'information au sein de la représentation arborescente se fait à l'aide de pointeurs associés aux noeuds. Les pointeurs sont de gros consommateurs de mémoire, et différentes améliorations ont été proposées:
- en réduisant le nombre des structures nodales (MAEGHER [110]),
- en réduisant la taille des pointeurs, par l'utilisation d'une allocation spécifique de mémoire.
- en développant des méthodes sans pointeurs, comme les "arbres codés", ou les "octrees linéaires" (GARGANTINI [62]).

La phase de visualisation, dans le codage octree, fait appel à des algorithmes spécifiques pour éliminer les parties cachées. Leur principe réside dans l'existence d'un ordre de priorité de projection des différents obels constituants l'objet (MAEGHER [109-110]), (DOCTOR et coll [46]).

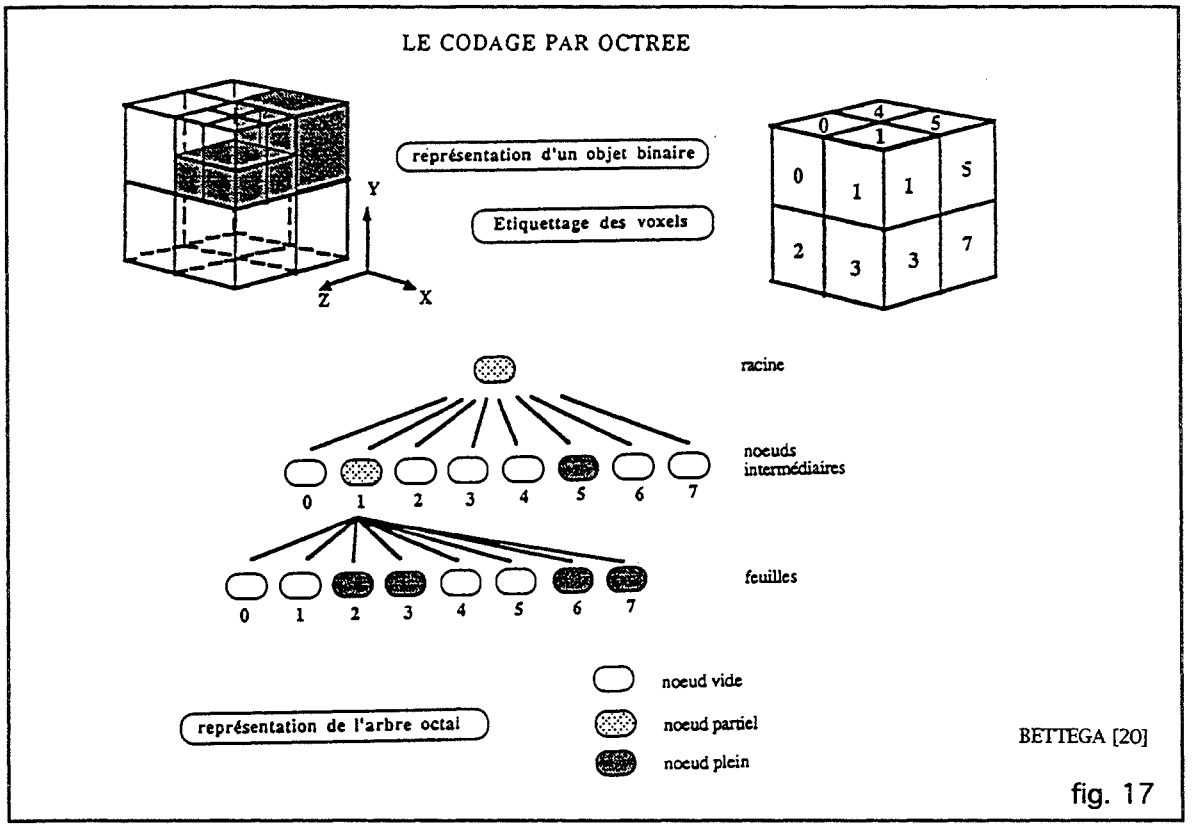



fig. 17

2.5.3) La modélisation continue du volume

CINQUIN et coll., depuis 1986 [34-38], ont développé cette nouvelle technique de modélisation d'images en 2D puis en 3D, en utilisant des produits tensoriels de "splines unidimensionnelles" comme technique d'approximation.

La méthode consiste à transformer le volume numérique initial en un volume continu, à l'aide de fonctions mathématiques particulières: "splines tricubiques" d'interpolation ou de lissage. Le but est de proposer un modèle du volume objet supporté par une fonction deux fois continuement dérivable, qui approxime aux moindres carrés l'ensemble des coupes initiales. Ceci permet une évaluation facile d'opérateurs locaux, comme le gradient par exemple (grâce à la dérivabilité en tout point), et simplifie notablement les procédures de segmentation. Il devient également aisé de recalculer une coupe du volume initial dans un plan quelconque [20].

Les données initiales sont constituées d'un ensemble de coupes parallèles, sur lesquelles est représentée une fonction densité discrète en chaque point de la coupe. Ainsi ces données initiales, qui ont en général un caractère anisotropique, c'est à dire que la résolution d'un pixel entre deux coupes adjacentes est souvent inférieure à celle existant à l'intérieur d'un plan de coupe, sont ré-échantillonnées en interpolant linéairement les coupes afin d'obtenir un volume numérique isotrope dans les trois directions de l'espace (MARQUE [114])

Les coupes, le plus souvent millimétriques jointives sont réalisées, et l'ensemble des données est transféré par bande magnétique sur une station de travail fonctionnant sous UNIX.

La première phase du traitement débute par le choix d'une ou de plusieurs coupes passant par la région du volume d'intérêt, et contenant des éléments facilement identifiables. Les coupes sélectionnées sont affichées à l'écran afin de définir des bornes de seuillage, qui permettent une segmentation optimale. Ceci a également l'avantage de réduire considérablement le volume des données à traiter sur chaque coupe. Le choix de ce seuillage est réalisé par l'étude de l'histogramme de la coupe sélectionnée. Ce graphique correspond à la distribution des densités radiologiques (niveaux de gris) au sein de l'image. En même temps que le seuillage, un centrage et un agrandissement sont réalisés [20].

Les bornes du seuillage étant précisées, le centrage et l'agrandissement optimisés sur coupes-test, ces paramètres sont reportés et appliqués à l'ensemble des coupes acquises. L'opérateur dispose alors de fichiers-image (coupes) superposables et équidistantes, formant un parallélépipède orthogonal de base carrée. Chaque point de ce volume peut être identifié par ses trois coordonnées spatiales dans le repère orthonormé direct standard dont l'origine est l'un des coins du parallélépipède. Au sein de ce volume, il existe une homogénéité d'interprétation de la valeur du pixel puisque le seuillage est appliqué de façon identique sur chaque coupe.

C'est cet ensemble qui sert de base de calcul au programme de reconstruction, fondé sur un algorithme d'interpolation et de lissage par des fonctions mathématiques nommées: "les fonctions splines". Cette procédure complexe peut être résumée de la façon suivante.

L'ensemble des données initiales discrètes (succession de voxels) est modélisé en une fonction continue dépendant de trois variables spatiales qui identifient un point quelconque du parallélépipède (CINQUIN, GORET [36]). Cette fonction continue présente comme autre particularité d'être en tout point deux fois dérivable, et donc l'intérêt de calculer en tout point du volume la normale à la surface: vecteur correspondant à la dérivée de la fonction au point considéré (GORET [73])

La connaissance de ce vecteur prend toute son importance au moment de la phase de rendu. Le résultat de toutes ces manipulations est la transformation du volume initial en un fichier de coefficients splines, clé de voûte du processus de visualisation [20].

Intérêt pour la visualisation 3D

Un certain nombre de méthodes de visualisation 3D consistent, on l'a vu, à ne pas rechercher entièrement la surface de l'objet à visualiser, mais à ne considérer que la partie visible de l'objet dans une direction d'observation donnée. Cette technique est particulièrement intéressante lorsque l'on cherche à visualiser tout un ensemble d'objets facilement segmentables ou un objet dont la surface est particulièrement complexe à modéliser. Son domaine d'application de prédilection porte sur tout ce qui touche au crâne. Les techniques de suivi de surface peuvent en effet devenir délicates en cas de dégâts balistiques par exemple. Les rendus de surface ont tendance à lisser la surface du crâne et donc à mettre moins en évidence les détails anatomiques très fins. (MARQUE [114])

La modélisation continue du volume est tout à fait adaptée à ce mode de représentation. En effet la faible résolution entre deux coupes impose d'interpoler les données initiales afin d'obtenir un volume numérique isotrope. En général, une simple interpolation linéaire suffit pour générer des coupes intermédiaires. Ici l'interpolation est beaucoup plus fine puisqu'elle impose la continuité des dérivées premières et secondes. La stabilité de la densité et des dérivées se trouve donc améliorée.

La première application de ce modèle continu est de permettre des agrandissements d'images de meilleure qualité que ceux utilisant une simple interpolation bilinéaire. Il en est de même du reformatage des coupes dans des plans quelconques [114].

La visualisation met en oeuvre le lancer de rayon, et aboutit à trois types d'images:
- soit une vue tridimensionnelle affichée selon une incidence que définit l'opérateur,
- soit une coupe recalculée et reformatée dans un plan quelconque de l'espace,
- soit un couplage de ces deux solutions.

A ce stade il est encore possible d'affiner le seuillage des images en redéfinissant un seuil minimal et un seuil maximal au sein de l'échelle des densités établie lors de l'interpolation. Ceci permet de mieux segmenter les structures osseuses dont la densité est proche de celle de tissus plus mous ou moins minéralisés.

## 2.6) Comparaisons

Les méthodes de "vrai 3D" restent confidentielles et ne sont développées que dans le domaine de la recherche en hautes technologies.

En ce qui concerne les techniques de synthèse d'image, il est difficile de conclure à la supériorité de l'une ou de l'autre dans la mesure où peu d'études comparatives systématisées ont été publiées (GORET [73]). Néanmoins, le champ d'application de chaque méthode peut être systématisé.

La modélisation surfacique offrant un modèle géométrique de l'objet visualisé, permet des opérations de quantification, de mesure qui peuvent être d'un grand intérêt dans les projets thérapeutiques. Ceci explique que la plupart des logiciels de reconstruction 3D proposés en médecine soient basés sur ce type de méthode. Cependant, cette modélisation se fait au détriment de la précision: un modèle, aussi précis soit-il, n'en reste pas moins une approximation de la réalité. De plus, elle nécessite de segmenter les surfaces d'intérêt. Si cela est assez facile lorsqu'il s'agit de traiter des informations issues de scanner X, cela reste encore illusoire pour les images échographiques par exemple (BETTEGA [20]).

C'est dans ce cadre que les méthodes volumiques trouvent tout leur intérêt. Même si elles sont moins riches mathématiquement, ces représentations contiennent beaucoup plus d'informations. Leur utilisation est motivée par la nécessité d'obtenir une image fidèle de l'objet indépendamment de tout processus de segmentation.

Pour la modélisation continue, le surcoût de calcul nécessaire à l'élaboration de ce modèle devient difficile à justifier, principalement pour deux raisons:

- on assiste à une incessante amélioration des appareils d'imagerie dans le sens d'une plus grande précision volumique des données (i.e. vers une information réellement isotrope), et l'interpolation entre les coupes ne sera plus réellement nécessaire dans l'avenir.

- l'utilisation en routine clinique de la visualisation 3D nécessite des algorithmes tournant quasiment en temps réel.

Les deux types de méthodes sont complémentaires: ainsi, lorsque l'objectif est la visualisation de structures anatomiques précises sans calcul particulier, il semble préférable de privilégier une méthode volumique, puisqu'elle seule garantit une précision minimum sur les images. Par contre, s'il est nécessaire d'effectuer des mesures ou des manipulations géométriques particulières, il est souhaitable de faire appel à une méthode surfacique. Ces dernières trouvent également un champ d'application particulier dans le domaine de la reconstruction 3D de structures histologiques, en utilisant une segmentation manuelle (GERARD [65,67,68]), (HUIJMANS [85]), (LOZANOFF [105-107-101]).

Enfin actuellement, seule l'approche surfacique permet de fournir des données aptes à la réalisation de maquettes plastiques 3-D par des procédés de conception fabrication assistée par ordinateur telle que la stéréophotolithographie laser, qui sera expérimentée et détaillée dans les chapitres suivants.

# 3) Applications aux domaines biomédicaux et chirurgicaux

L'intérêt principal de l'apport d'une troisième dimension dans l'imagerie médicale est d'offrir au praticien des renseignements topographiques précis sur les structures étudiées, qu'elles soient normales ou pathologiques. Cette connaissance peut intervenir de façon non négligeable dans les décisions diagnostiques, la planification et l' exécution des gestes thérapeutiques.

L'imagerie tridimensionnelle a ainsi très vite trouvé un champ d'application dans le domaine médical, et dans celui de la chirurgie buccale et maxillo-faciale notamment, où les premières publications semblent remonter au début des années 1980 avec les travaux de MARSH et VANNIER [115-118].

"L'écran de l'ordinateur est un excellent point de rencontre pour le chirurgien et le radiologue afin d'échanger des informations cliniques et radiologiques" (ZINREICH et coll. [165]).

Pour CUTING et coll., le chirurgien maxillo-facial est le client privilégié de l'imagerie 3D, et ceci pour plusieurs raisons. La première est qu'il est principalement intéressé par les structures osseuses. Or l'os, au niveau de l'extrémité céphalique, est assez facile à segmenter automatiquement (par un simple seuillage). La seconde raison est qu'il recherche des informations globales concernant le crâne et la face. Il privilégie l'étude des rapports des différentes structures entre elles, plus que les renseignements ponctuels fournis par les coupes (même s'il ne les néglige jamais) (CUTTING et coll. [42]).

L' implantologiste, lui va avoir des besoins différents pour construire son diagnostic. La possibilité d'obtenir des renseignements topographiques exacts et des mesures précises sont les éléments essentiels qui vont guider le choix d'un type d'examen. L'imagerie tridimensionnelle est donc apparue comme un moyen d'investigation moins performant que l'analyse traditionnelle de coupes 2-D. Ce n'est que depuis les années 90 que pour ces besoins spécifiques, des analyses tridimensionnelles du volume d'intérêt ont été développées, apportant une solution dans la recombinaison à l'affichage de différents plans de coupe que ceux d'acquisition (développement des programmes DENTASCAN® et DENTA CT®).

## 3.1) Apport diagnostique

S'il est vrai que l'apport du scanner dans les années 1970 puis de l' I.R.M. dans les années 1980, ont révolutionné de nombreuses spécialités médicales offrant un moyen diagnostique performant, il faut néanmoins reconnaître que les cliniciens ont rencontré des difficultés à essayer de reconstruire mentalement les relations tridimensionnelles qui existaient entre les structures visualisées sur des successions de coupes [19]. C'est pourquoi on connaît aujourd'hui l'essor des technologies d'imagerie 3-D, qui offrent des représentations très proches de la réalité.

Certains auteurs proposent d'ores et déjà des atlas anatomiques tridimensionnels de l'ostéologie crânienne (BARILLOT et coll. [13]) (VELUT [161]). Un intérêt pédagogique semble donc également se dégager, offrant une nouvelle approche possible de l'anatomie descriptive.

Dans le domaine thérapeutique, ZEINRICH et coll. [165] dégagent trois pôles principaux en ce qui concerne la pathologie de l'extrémité céphalique :

- les malformations cranio-faciales
- les traumatismes faciaux
- la pathologie tumorale

### 3.1.1) Les malformations

Dans ce domaine le bénéfice de l'imagerie médicale tridimensionnelle est indiscutable, et cet examen fait à présent partie des investigations synthétiques préopératoires.

L'appréciation du résultat chirurgical et le suivi postopératoire justifient également d'une telle exploration. Les avantages sont nombreux:

- certains angles de visualisation peuvent rendre le diagnostic évident, notamment en ce qui concerne les cranio-synostoses ou les hémi-atrophies faciales, difficiles à appréhender sur les coupes tomodensitométriques initiales. Ce sont MARSH et VANNIER [115] les premiers, dès 1983, qui ont souligné la difficulté particulière de reconstruction mentale à partir de données 2D, au niveau de structures anatomiques non conventionnelles.

- les procédures de segmentation permettent d'isoler l'objet à observer, et ainsi de pouvoir le visualiser sous n'importe quel angle de façon interactive.

- la multiplication des incidences, à partir du même volume de données initiales, contribue à un bilan complet sans contrainte supplémentaire pour le patient (pas d'allongement de la durée d'examen) et surtout, sans irradiation inutile; d'autant que ce type de pathologie malformative s'adresse le plus souvent à des enfants en bas âge.
Les reconstructions combinées avec les coupes originales ou avec des coupes recalculées dans d'autres plans que ceux de l'acquisition, permettent de comprendre plus rapidement et plus aisément la malformation, ses conséquences et éventuellement ses mécanismes évolutifs.

- certains algorithmes permettent de faire un certain nombre de mesures linéaires ou volumiques, comme les mesures du volume de l'orbite osseuse (DEBONIS-HAMELIN [44], (MARSH et VANNIER [110]). Ce sont autant d'éléments d'aide au diagnostic, surtout si l'on peut disposer de tables de référence.

3.1.2) Traumatologie

Un des problèmes de l'examen scannographique de l' extrémité céphalique du blessé traumatisé, est la difficulté d'obtenir des coupes coronales, nécessitant une déflexion importante de la nuque, et de ce fait, limitant ainsi l'investigation aux seules coupes axiales. L'impossibilité d'obtenir des coupes sagittales renvoyait alors à l'utilisation de tomographies conventionnelles. LAWRENCE et coll. [100], soulignent dans ce cas l'aisance d'interprétation sur reconstructions 3D, ou sur reconstructions multi-planaires 2D à partir de 3D. Ainsi, l'évaluation du nombre et du déplacement des fragments fracturaires devient beaucoup plus aisé [100].

Cependant, les praticiens se heurtaient, jusqu'à ces dernières années, à la difficulté de disposer de cet outil spatial en urgence relative. Il semble qu'actuellement de plus en plus de centres hospitaliers offrent ce service dans les délais qu'impose une telle pathologie. Il est donc licite de considérer le scanner 3D comme un élément important du bilan préopératoire du traumatisé facial grave.

Mais c'est dans le domaine des séquelles de traumatisme que l'imagerie 3D a trouvé sa place de choix. Elle permet de définir les déformations, leur amplitude et de mesurer la taille des pertes de substance. Elle est devenue un outil quasiment indispensable dans la prévision de l'acte opératoire. En superposant l'image de l'hémiface traumatisée sur l'hémiface saine, il est par exemple possible de mesurer l'amplitude de la correction à envisager.

### 3.1.3) La pathologie tumorale

L'examen 3D dans le bilan d'extension d'une tumeur trouve bien sûr tout son intérêt, car l'importance des rapports que peut avoir une tumeur avec les structures qui l'environnent, est un argument décisionnel capital. De même, la taille de la lésion (en l'occurrence son volume) est un facteur pronostique qui n'est jamais négligé. Seul inconvénient, souligné par STIMAC et coll. [141], et ZINREICH et coll. [157]: il faut que les caractéristiques de la lésion soient suffisamment différentes des tissus environnants pour pouvoir en permettre la segmentation.

### 3.1.4) La céphalométrie tridimensionnelle

Son intérêt est souligné depuis de nombreuses années par de nombreux auteurs, mais les difficultés de réalisation en radiologie conventionnelle de constructions tridimensionnelles ont rendu leur utilisation marginale.

TREIL et Coll. proposent dernièrement (1995)[146], une étude originale sur un nouveau mode d'analyse 3D de l'extemité céphalique en croissance. Le caractère tridimensionnel de la construction proposée par les auteurs offre une possibilité d'étude à un instant donnée de la charpente maxillo-mandubulaire dans les trois axes de l'espace. Elle devrait permettre d'étudier dans le temps et dans toutes les directions, la croissance maxillo-faciale, d'en apprécier beaucoup plus précisément les modalités, à l'inverse de la téléradiographie de profil qui, selon DELAIRE (d'après [146]), est inapte à analyser un volume et sa croissance en géométrie plane.

Un nouveau programme d'imagerie 3D permet ainsi, après avoir repèré quelques points de diagnostic facile et ne laissant que peu de place à la subjectivité de l'opérateur, de superposer un polyèdre à cinq faces, caractéristique de chaque cas, à l'image tridimensionnelle de structures osseuses maxillo-faciales, et des tissus mous de la face, rendu partiellement transparents. Les auteurs obtiennent alors la possibilité de visualiser le squelette, la charpente maxillo-mandibulaire, et le revètement cutané, et il est bien sur possible de mobiliser l'ensemble en temps réel à la console.

### 3.2) Assistance thérapeutique

C'est sûrement dans le domaine de la planification des gestes opératoires que l'imagerie tridimensionnelle prendra le plus d'importance. Sans aller jusqu'à imaginer un simulateur chirurgical comme il existe des simulateurs de vol, on peut imaginer dans un avenir proche, un programme d'assistance chirurgicale par ordinateur. VANNIER et MARSH [159] semblent avoir été, en 1981, les pionniers dans ce domaine. D'autres travaux de simulation chirurgicale à l'écran ont été proposés [42,44,115,128,144,155,156]. Mais tous se limitent pour l'instant à des gestes simples (GORET [73]), dont l'intérêt pratique est limité.

Le chirurgien peut certes couper et réarranger des segments osseux à sa guise, mais il ne dispose d'aucun outil de céphalométrie réellement tridimensionnelle. Cela signifie qu'il ne peut ni planifier exactement son intervention (comme avec la céphalométrie standard ou avec le set-up orthodontique), ni mesurer l'amplitude des déplacements.

LAVALEE et CINQUIN [98] introduisent la notion et le terme de CAMI (Computer Aided Medical Interventions). Leurs travaux aboutissent au couplage de procédés d'imagerie tridimensionnelle à partir de données scanner ou IRM, et d'un robot à 6 axes libres pour aider la mise en place d' électrodes dans des interventions de neurochirurgie complexes.

En fait pour CUTIING et coll. [42], tous les programmes de simulation chirurgicale devraient être construits à partir de trois fonctions:

-l'aptitude à couper un modèle du squelette cranio-facial en respectant les diverses modalités d'ostéotomies;

-la capacité de mobiliser les différents fragments ostéotomisés avec six degré de liberté, c'est à dire autoriser des mouvements de translation et de rotation suivant les trois axes du repère spatial;

-la possibilité de mesures linéaires ou angulaires dans l'espace, ce qui revient à définir une procédure de céphalométrie tridimensionnelle.

A ces trois fonctions, il convient d'ajouter la nécessité de tenir compte des limitations imposées par les caractéristiques anatomiques ou physiologiques de la région opérée (respect d'éléments nobles comme les vaisseaux ou les nerfs, intégration de l'élasticité des tissus, maintien de fonctions vitales...). S'il est clair que les problèmes posés par les deux premières fonctions sont résolus par la plupart des simulateurs, les deux dernières obligations n'ont pas encore trouvé de modèle logique intégrable dans un ordinateur (BETEGA [20]).

## 3.3) Apport Logistique

### 3.3.1) Chirurgie maxillo-faciale, orthopédique ou neurologique

L'écran de la console de visualisation est, on l'a vu, un excellent point de rencontre pour le chirurgien et le radiologue, afin d' échanger des informations cliniques et radiologiques. Cet outil permet en effet une délimitation rigoureuse des sites d'intervention, en multipliant les vues et en exposant la zone d'intérêt dans l'incidence qui convient le mieux au chirurgien. Il est ainsi possible de prévoir l'étendue d'une réssection tumorale ou d'un defect osseux (dans le cas d'un traumatisme), (ZINREICH et coll. [156]).

Actuellement, l'apport logistique de la troisième dimension trouve des applications cliniques courantes dans deux domaines (GORET [68]): celui des gestes médico-chirurgicaux assistés par ordinateur (G.M.C.A.O.), et celui de la fabrication de prothèses.

En matière de G.M.C.A.O., un programme développé à Grenoble par LAVALLEE [92] a débouché sur des applications cliniques quotidiennes concernant la chirurgie stéréotaxique et la chirurgie neurologique.

Cutting évalue, en chirurgie orthognatique, un robot qui guide le positionnement des fragments osseux ostéotomisés. Avant de pratiquer les sections osseuses, de petits repères métalliques sont fixés par voie transcutanée sur chaque segments osseux. L'ostéotomie est réalisée, puis les fragments sont reliés, par l'intermédiaire des tiges, au robot qui se charge du positionnement exact de chaque pièce osseuse. Le chirurgien n'a plus alors qu'à procéder aux ostéosynthèses(CUTTING e coll. [40]).

Une application par couplage de moyens de C.A.O. (conception assistée par ordinateur) et de F.A.O. (fabrication assistée par ordinateur), est envisagée par GUYURON et ROSS [73] pour la confection de maquettes solides 3-D, afin d'obtenir une approche exacte de la compréhension des complexités des dysharmonies cranio-faciales.

Pour TREIL et Coll. en 1995 [146], l'évolution des appareillages TDM et des programmes d'analyses 3D devrait déboucher très prochainement sur l'élaboration d'une céphalométrie 3D à visée orthodontique.

Quant à la fabrication de prothèses et d'implants adaptés à la morphologie de chaque patient, il s'agit d'une des premières applications médicale de la C.A.O., qui s'applique le plus souvent au remplacement de structures osseuses.

L'exemple type est celui des prothèses de hanche. GRANHOLM et coll. [76] définissent un principe simple qui consiste à obtenir un modèle géométrique (le plus souvent polygonal) de la structure à remplacer à partir des données tomographiques. Ce modèle est transmis à un système de C.A.O. qui guide une machine-outil. L'inconvénient majeur de ces techniques est double. Il concerne d'abord le coût de ces prothèses sur mesure (5 à 10 fois supérieur à celui des prothèses standard), et ensuite les délais de fabrication souvent très longs.

GUYURON [78], utilisant un principe similaire, au niveau cranio-facial dégage trois avantages apportés par ces procédés de F.A.O.:

- la réduction du la durée du geste opératoire,
- l'apport d'un outil pédagogique incomparable,
- la possibilité d'évaluation précise des résultats en comparant des modèles pré et postopératoires.

### 3.3.2) Chirurgie Implantaire

La nécessité d'une évaluation anatomique des sites implantaires a imposé depuis les premières réalisations chirurgicales un bilan pré-thérapeutique.

Pour TULASNE et ERNEST, 1988 [151], la mise en place d'implants, c'est à dire d'éléments d'ancrages à l'intérieur du maxillaire ou de la mandibule, implique de connaître avec la plus grande précision, le volume osseux disponible des secteurs édentés, ainsi que la localisation exacte des canaux mandibulaires, ou des sinus et des fosses nasales au maxillaire.

BUTHIAU et BERT, dès 1989 [28], affirment que dans tous les cas d'implantation, l'examen tomodensitométrique est utile, voire indispensable.

Cette évaluation initialement conventionnelle à bénéficié de l'irruption dans la sphère de l'imagerie maxillo-faciale de modalités d'explorations tomodensitométriques particulières, et de programmes spécifiquement établis. D'abord cantonnée à la pathologie tumorale et infectieuse

faciale et maxillaire, la TDM s'intéresse ultérieurement aux problèmes plus précisément odontologiques et surtout implantaires. Cependant les examens pré-implantaires initialement réalisés n'utilisent pas de programmes spécifiques. On pratique des coupes d'acquisition axiales ou coronales directes qui permettent une étude de l'os alvéolaire et basal dans le plan vestibulo-palatin et de préciser la position vestibulaire ou linguale du canal mandibulaire.

A l'aide de "zoom" judicieusement choisis, il est possible de fournir des documents en grandeur réelle (échelle 1). Mais l'inconvénient majeur réside en le fait que les coupes coronales directes sont quasi impossible à obtenir, par les positions acrobatiques qu'elles imposent (TREIL et coll. [152]). Il faut alors pondérer ses coupes "déformées"à l'aide de coefficient de distorsion et de règles de trois, sources de complications et d'imprécisions. Enfin, les artefacts créés par les matériaux métalliques de restauration dentaire peuvent rendre difficile, voire impossible l'exploitation de certains examens.

Pour pallier ces inconvénients, les constructeurs d'appareils TDM, notamment les firmes SIEMENS et GENERAL ELECTRIC, proposent à partir des années 90-91 des programmes spécifiquement à l'étude du maxillaire et de la mandibule appelés "Dentascan" ou "DentaCT". Le principe consiste à obtenir, à partir des données numériques enregistrées au cours de la réalisation des coupes d'acquisition dans le plan axial (palatin ou mandibulaire) des coupes reconstruites, recalculées ou reformatées par l'ordinateur. Ces coupes sont bidimensionnelles dans d'autres plans de l'espace: frontal, sagittal, obliques, courbes.

Un nouveau moyen d' investigation radiologique maxillo-mandibulaire est apporté par le "Scanora" dont le principe combine la radiographie à faisceau étroit et la tomographie spiralée. Il permet d'obtenir trois types d'images:
- des images de grandes régions, à l'exemple de panoramiques dentaires classiques, mais de très bonne qualité.
- des images de détail avec des coupes multiples: coupes transversales avec effet de flou homogène.

Si les avantages de cet examen sont d'être d'un coût légèrement inférieur au scanner, et d'offrir une déformation constante de 1,7 , l'inconvénient réside en le fait que les images obtenues sont de bien moins bonne qualité que les images scanner, et que l'effet de flou est désagréable.

Pour NAHMIAS et BORALEVI [131] Le choix de la technique d'imagerie doit être réfléchi et non systématique. Il ne s'agit pas d'être "pour" le Scanora@ ou"pour" le Dentascan@, mais en fonction de chaque cas clinique d'avoir suffisamment de connaissance des deux systèmes d'imagerie pour pouvoir choisir le quel sera le plus approprié.

D'après RENOUARD [139,140], L'imagerie tomodensitométrique permet la mise au point des maquettes Scanlam@, qui sont une aide au diagnostic et simplifient l'interprétation du bilan scanner. Elles permettent au chirurgien de simuler les forages avant intervention, grâce au positionnement d'un guide chirurgical.

EDGE [48], ENGELMAN, SORENSEN et Coll.[49], et ASSEMAT-TESSANDIER et coll.[9], soulignent pour leur part l'intérêt d'un guide chirurgical, qui en objectivant la position souhaitée de la dent prothétique, est un élément prépondérant du résultat lors de la mise en place d'implants. Il permet à l'équipe chirurgicale de travailler dès l'examen tomodensitométrique, et lors du forage des puits d'ancrage des racines artificielles, dans le sens de la restauration prothétique, et facilite le repérages des implants quelques mois plus tard lors de la connexion des piliers.

Quand est-il enfin des reconstructions tridimensionnelles obtenues par voxels, pour l'implantologie. Ce sont également des reconstructions informatisées, à partir de données densitométriques numériques, recombinées cette fois non plus dans un autre plan que le plan d'acquisition, mais selon leur affichage dans un espace de projection 3D. Seuls les voxels seuillés les plus externes de la structure étudiée sont affichés.

Il est ainsi possible d'avoir accès à des représentations tridimensionnelles des structures osseuses [149], examinées en vue d'un acte implantaire [151].

Mais, si actuellement ces images sont de plus en plus précises, de plus en plus facilement manipulables [152], et de plus en plus belles [153], l'unanimité des auteurs et des conférenciers, s'accordent à reconnaître qu'elles ne sont absolument pas exploitables sur les plans diagnostic ou pronostic en implantologie orale.

En effet, les mesures ne peuvent pas être réalisées avec un degré de précision nécessaire au diagnostic. De plus, l'accès à la connaissance de la densité osseuse, corticale ou spongieuse, ce qui est normalement l'intérêt de la technique de tomodensitométrie, n'est plus possible.

Enfin, les structures affichées en trois dimensions sont dépendantes du seuillage, et des artefacts de reconstruction sont très fréquemment rencontrés.

Par exemple des trous ou des lacunes osseuses sont systématiquement observés, dans les endroits ou l'os n'est pas très corticalisé (en arrière du palais osseux, ou au niveau de l'os alvéolaire au maxillaire). Des représentations déformées ou anarchiques sont également affichées en cas de diffraction des rayons X par des obturations dentaires métalliques, sur les coupes d'acquisition 2D [97]. Si l'opérateur ou le spécialiste sait mentalement déterminer avec un bonne probabilité la forme normale d'une structure déformées par ce genre d'artefact sur une coupe 2D, l'ordinateur en est lui incapable.

C'est cette volonté d'aboutir à une imagerie 3D, exploitable sur un plan diagnostique, et intéressante dans ses possibilités d'articulation ultérieure avec des moyens sophistiqués de F.A.O., qui nous a incité à tenter de développer une nouvelle méthode d'approche tridimensionnelle surfacique, par modélisation. La méthode et ses résultats seront développés dans la troisième partie.

## CONCLUSION

**L'accès à la troisième dimension par l'amélioration dans la perception morphologique, comme dans la possibilité de réaliser des maquettes anatomiques volumiques, permet non seulement d'affiner le diagnostic, mais de préparer, de simuler ou d'aider à réaliser certains actes chirurgicaux, en allant parfois jusqu'à confectionner un guide chirurgical, ou réaliser un kit chirurgico-prothétique, propre à chaque cas. Une plus grande sécurité du geste opératoire, et donc un meilleur pronostic sont deux éléments qui motivent et conditionnent une recherche active dans la voie de l'imagerie 3D.**

# Deuxième Partie

# MODELES

# SOLIDES 3D

# Analyse bibliographique

*"On a souvent dans le coeur je ne sais quelle image innée de ce qu'on aime, qui pourrait persuader qu'on reconnait l'objet que l'on voit pour la première fois."*

**Madame De Staël**, 1766-1817,
*Ibid., Livre II, chap.4*

# CONFECTION DE MODELES SOLIDES TRIDIMENSIONNELS

Depuis plus de 150 ans, l'Homme est capable de reproduire en deux dimensions l'image de la nature inanimée ou non. L'histoire de la photographie, monochrome puis en couleur, se poursuit dans une nouvelle direction, passant du plan à l'espace, permettant, grâce à de la lumière la création d'objet tridimensionnels.

En effet, si créer des objets correspond à une pratique industrielle essentielle, il ne faut voir la technologie de stéréophotolithographie que comme une des techniques de prototypage rapide, entrant en concurrence avec d'autres procédés de découpe ou de construction.

Avant d'aborder les aspects techniques de la stéréophotolithographie, nous rappellerons où en sont restées d'autres voies de recherche en conception de maquettes 3D dans le secteur biologique et médical.

## 1) Méthodes à partir d'éléments unidimensionnels

### 1.1) la méthode de BORN

BORN dès 1876 [25,26], puis BARDEEN au début du siècle [12], furent les premiers à décrire une méthode rationnelle de reconstruction solide adaptée à des modèles anatomiques ou embryologiques.

**Méthode**

Elle consiste à agrandir une structure de taille mésoscopique (à l'échelle de la loupe) ou microscopique. La structure étudiée est tout d'abord décomposée en une série de coupes successives et jointives. Elles sont agrandies et fixées sur un support, puis l'empilement des supports reproduit la morphologie et le volume agrandi de la structure initiale. BORN

propose une procédure décrite dans les deux séquences suivantes:

- phase préliminaire
  - obtention d'images réalistes des contours externes de l'objet à reconstruire,
  - inclusion, débitage et coloration de l'objet,
  - réalisation de calques sur les coupes projetées et agrandies,
  - préparation de plaques de cire,
  - transfert des calques sur les plaques de cire et découpes de plaques,
- construction du modèle
  - empilement des plaques,
  - ablation des parties ne concernant pas les régions ou organes reconstruits,
  - lissage des différentes surfaces,
  - renforcement et finitions du modèle.

## Discussion

Plusieurs impératifs, parfois difficiles à respecter vont donc s'imposer, comme par exemple obtenir un ensemble de coupes histologiques jointives, d'épaisseur homogène et sans déformation. Ensuite intervient le problème du repérage dans la superposition des coupes. LOZANOFF [105-107] propose alors d'inclure dans le bloc de paraffine qui entoure la pièce anatomique, trois fragments de nerfs sciatiques de rats disposés longitudinalement par rapport à la pièce.

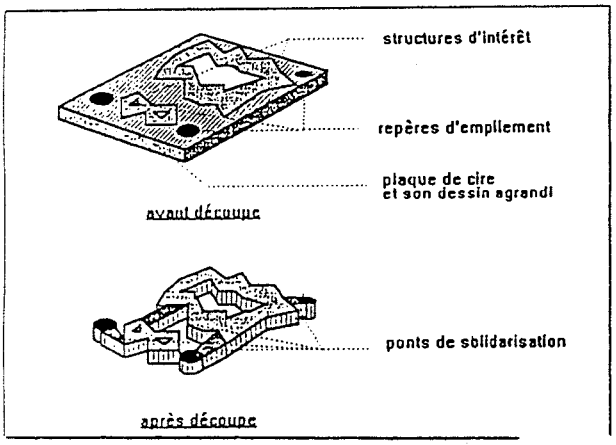
Pour l'agrandissement éventuel des structures, deux procédés semblent avoir été employés: le dessin et la photographie.

L'inconvénient essentiel pour une méthode par dessin est le temps qu'il faut y investir: il est proportionnel à la complexité de l'objet à reconstruire [20], et peut selon le cas prendre jusqu'à plusieurs mois. LEWIS [103] au début du siècle ont proposé des méthodes à partir de photographies, considérées comme très couteuses à l'époque en raison du prix très élevé qu'il fallait investir dans des objectifs de haute finitions afin d'obtenir un agrandissement sans distorsion sur les bords de l'image.

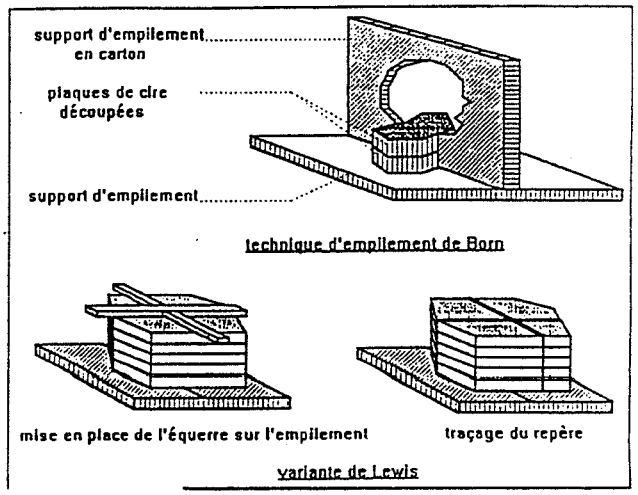
L'empilement des différentes plaques préparées doit se faire en évitant toute erreur de repositionnement ou de décalage d'une plaque par apport à ses voisines. Les repères inclus dans les coupes sont alors pris en compte avec l'image des contours externes de l'objet.

Le modèle obtenu est très irrégulier, et pavé d'imperfections (BETTEGA[20]). Pour estomper l'aspect crénelé, il est nécessaire de procéder au lissage de toutes le surfaces, qui fait appel à une interprétation plus subjective, voir artistique.

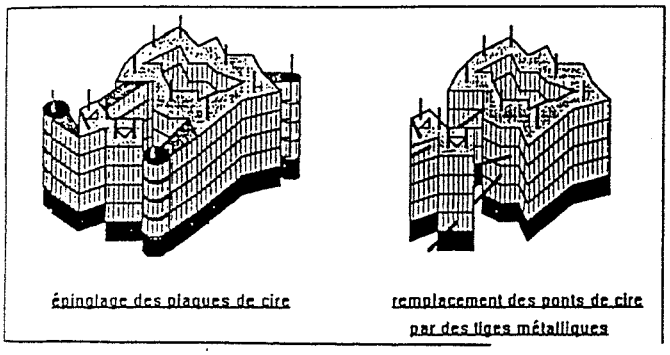
Les figures suivantes représentent quelques étapes de la méthode de BORN (fig. 18).



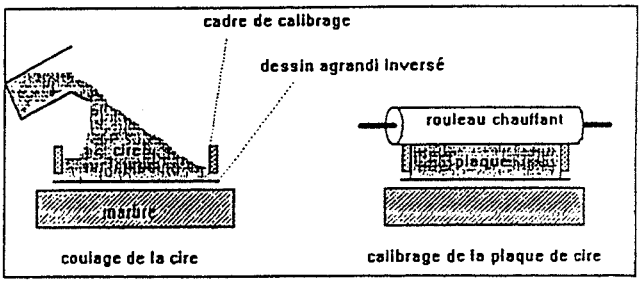

1: Préparation du support d'agrandissement




2: Découpage des plaquesde cire




3: Différentes modalités d'empilement des plaques de cire




4: Assemblage de plaques de cire découpées

La méthode de BORN (Schéma d'après BETTEGA.)

fig. 18

Tous les laboratoires d'anatomie ou d'embryologies qui ont travaillé avec la méthode de BORN reconnaissent que des résultats de qualité sont les fruits d'un travail minutieux et extrêmement long, où le temps investi s'exprime en mois, années voire en carrière. Pour FAURE, "la reconstruction plastique de BORN a fait place aux reconstructions graphiques informatisées".

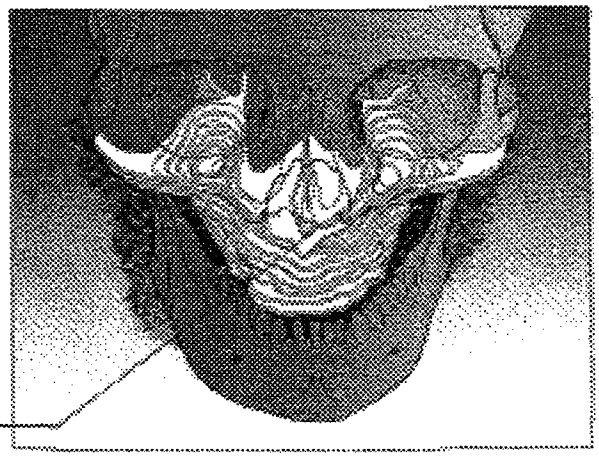
## 1.2) Les maquettes SCANLAM®

RENOUARD, dès 1988 [139,140] développe le procédé Scanlam® pour l'implantologie dentaire. Il lui parait nécessaire d'optimiser le transfert d'information entre le radiologue, le chirurgien, et le praticien prothésiste.

Les patients choisis pour ce protocole subissent un examen tomodensitométrique constituant une archives de coupes axiales jointives de 2mm d'épaisseur pour le maxillaire, et de coupes coronales jointives de 5 mm d'épaisseur pour la mandibule.

Chacune des coupes du bilan tomodensitométrique est digitalisée et contourée, puis découpée dans une plaque de plastique d'épaisseur connue. La superposition des différentes lames représentant les profils osseux, permet à partir d'un bilan en rapport 1/1, d'obtenir une maquette en grandeur réelle de la structure osseuse étudiée (fig. 19). Le trajet des canaux palatins antérieurs et postérieurs peuvent être dessinés sur chaque coupe, ainsi que les racines dentaires. Sur une maquette en plastique transparent, il peut être ainsi possible de deviner la présence d'éléments internes non individualisés au sein de la reconstruction.

fig. 19



Maquette reconstituée du maxillaire par le procédé SCANLAM

Discussion

La méthode est très semblable à la technique décrite précédemment, mais tenant compte de moyens plus contemporains dans l'acquisition des images. Les difficultés ou inconvénients rencontrés dans la méthode de BORN ne sont pas résolus.

• L'empilement des coupes paraît possible selon ce protocole pour un examen maxillaire. En effet, les coupes axiales sont orthogonales aux structures étudiées et donc superposables. Par contre, les coupes coronales forment toujours un angle avec le plan des structures mandibulaires, la déformation obtenue sur chaque image d'une part, et la non superposition directe des images permettent de penser qu'il semble impossible de songer à reconstruire une maquette mandibulaire par ce procédé. Aucune publication de l'auteur ne paraît d'ailleurs vouloir élucider cet inconvénient.

• Pour les maquettes maxillaires, le repérage par des éléments externes aux structures étudiées dans l'empilement des coupes ne peut pas être certain et nuit donc à la garantie d'obtenir un modèle final non déformé.

• De par l'épaisseur des coupes proposées, le passage d'une coupe à sa voisine immédiate se fait avec une rupture franche dans la continuité originelle des structures étudiées. De ce fait, à la matérialisation et superposition des lames, les organes reconstruits répercutent ces discontinuités, en créant un état de surface en "marches d'escalier" tout comme dans les modèles de BORN. Malheureusement, aucun lissage n'est alors possible.

• Le diagnostic en implantologie chirurgicale fait appel à une analyse et interprétation des structures, dont l'approximation en précision doit se faire la plupart du temps à l'échelle du millimètre. Sur une maquette SCANLAM, la précision des bords de la maquette, qui représentent les corticales osseuses, c'est à dire le principal élément à considérer dans le positionnement et l'appui des fixtures implantaires, se fait avec des ruptures franches supra-millimétriques.

En conclusion, les résultats obtenus avec ce type de reconstructions donnent un aspect assez éloigné des réalités anatomiques, aussi bien au niveau des structures externes que internes. Et contrairement à la méthode de BORN, aucun lissage n'est proposé. Enfin, aucune reconstruction par ce procédé, avec présence d'éléments internes individualisés, ne semble possible.

## 2) F.A.O. par modelage-fraisage.

Des systèmes de "fabrication assistée par ordinateur" (F.A.O.) permettant de reconstituer le volume osseux ont vu le jour aux Etats-Unis au début des années 1980.

Certains auteurs ont proposé de sculpter une masse de plastique, de polystyrène ou de cire, à l'aide de robots guidés par les informations données par le scanner. La reconstitution en volume renseigne alors sur la topographie externe du squelette, mais pas sur son anatomie interne.

### 2.1) Le procédé de FROHBERG et HAASE

Dans le but d'améliorer le diagnostic et l'acte chirurgical en chirurgie orthognatique, les auteurs [56] proposent un procédé de simulation chirurgicale en modèle 3D original.

L'emploi d'un logiciel de reconstruction en trois dimensions sur scanner permet d'obtenir des clichés de structures squelettiques. Les données de la tomodensitométrie 3D sont rassemblées par un scanner à matrice 512x512. Les coupes fines de 1 ou 2 mm sont réalisées à 5 ou 10 secondes d'intervalle. En raison de la finesse des os faciaux, le nombre de coupes nécessaires peut monter à 120-140. Les données récupérées sont transférées sur des disques et transmises vers un dispositif à fraiser de haute fréquence qui permet la fabrication industrielle de modèles polyuréthanne 3D de même dimension que le crane du patient.

Bien que la qualité de ces modèles soit constamment améliorée par l'augmentation et la finesse des coupes, les contours des arcades dento-alvéolaires manquent d'une visualisation détaillée, nécessaire et indispensable à la simulation du résultat attendu [56].

Des modèles dentaires, obtenus par empreintes buccales, représentant exactement les arcades dento-alvéolaires maxillaires et mandibulaires sont transférées sur le modèles polyuréthanne de simulation. De multiples points de références servent à maintenir leur orientation verticale, horizontale et transversales au sein du massif cranio-facial.

Une deuxième série de modèles dentaires sont montés en relation centrée à l'aide d'un arc facial sur articulateur semi-adaptable, et des gouttières sont réalisées classiquement pour ce genre de chirurgie.

Le déplacement des structures squelettiques et l'orientation spatiale obtenus sont évalués aussi bien que l'efficacité des gouttières qui peuvent être modifiées sur le crâne polyuréthanne selon les déplacements des structures osseuses désirés.

## Discussion

Cette méthode semble s'avérer valable dans beaucoup de cas d'anomalies dento-faciales dans lesquelles l'étude préopératoire classique ne pouvait pas donner assez d'informations nécessaire à la prédiction du réarrangement spatial des structures squelettiques déplacées pendant l'intervention chirurgicale. Les auteurs décrivent les avantages majeurs de ce procédé comme suit [56]:

- la visualisation tridimensionnelle de toutes les rotations et déplacement des éléments structuraux de la face,
- l'évaluation immédiate de l'harmonie faciale prévue,
- la fabrication et le contrôle et la correction du dessin des gouttières individuelles,
- l'évaluation et le contrôle du fragment proximal en cas d'ostéotomies mandibulaires,
- l'évaluation de la position des fragments et des lignes d'ostéotomies prévus, ainsi que celles des greffons osseux nécessaires,
- l'étude des différentes approches chirurgicales concernant le procédé le plus faisable avec indication de visualisation concomitante des coupes d'ostéotomie.

La représentation imprécise des arcades dento-alvéolaires au sein du crâne artificiel a été un inconvénient qui à limité le succès d'une telle méthode à la base. Les difficultés ont été surmontées en remplaçant les parties dento-alvéolaires en polyuréthanne par des moulages dentaires précis.

Ce processus de transfert doit être effectué très soigneusement en respectant tous les points de références (non décrits par les auteurs), de façon à ne pas perdre l'orientation spatiale, ce qui induirait des erreurs inacceptables.

La chirurgie orthognatique révèle deux composantes majeures, fonctionnelle et esthétique. Si cette méthode semble apporter des avantages dans la prédiction fonctionnelle d'un intervention chirurgicale, ses vertus à titre de pré-visualisation esthétiques en sont exclues. En effet l'anticipation du changement des tissus mous induit par le déplacement des structures osseuses est très difficile à prévoir, et aujourd'hui encore, le sens artistique et l'expérience du chirurgien maxillo-facial déterminent de façon décisive le résultat opératoire.

La méthode est originale dans le cadre de la chirurgie orthognatique, mais aucune autre application de ce procédé n'a été proposée.

## 2.2) Le procédé MEK ENDOPLAN®

KLIEGIS et coll. en 1988 [95,96] décrivent une nouvelle méthode pour la mise au point de maquettes tridimensionnelles biologiques et médicales. Leur but est de créer des copies de structures telles que l'os, les tissus mous ou les tumeurs, dans l'optique d'avoir un champs d'investigation diagnostique et pronostique "non invasif". Les images radiologiques ou tomodensitométriques sont, selon eux, un apport souvent incomplet, et toujours difficile d'interprétation, même pour des "spécialistes" qui quelquefois se trouvent confrontés à l'analyse d'images obtenues selon des angles de coupes obliques. De plus, elles demeurent un moyen de communication très mal adapté entre les différents opérateurs d'un plan de traitement complexe. C'est donc ce qui les a conduit à essayer d'obtenir une transition, "une métamorphose", entre une conception mentale et une maquette réelle, pour une aide à la planification chirurgicale.

Le procédé ENDOPLAN, leur a permit, à partir de contours sur données scanographiques, de créer des maquettes 3D, et de plus, d'en avoir la possibilité d'une pré-visualisation tridimensionnelle directe sur écran.

L'acquisition des données se fait à partir d'images scanographiques 2D. Leur degré de précision est directement en rapport avec la qualité du modèle final ( ici 256x256 pixels). L'intervalle recommandé entre les coupes est de 3 mm pour l'extrémité céphalique, et peut être étendue à 20 mm pour l'étude des os long tels que Fémur ou Humérus. C'est de cet intervalle que va dépendre la résolution dans la troisième dimension.

Les données sont recueillies sur des disques magnétiques et transférées sur une station de travail ENDOPLAN (HP series 300 computer) munie du système "MEK IMAGE MEDICAL".

Les contours des éléments choisis sont obtenus par seuillage. L'algorithme défini des zones de transitions plus nettes quand les différences de densités sont importantes entre deux organes. Si la détermination des contours est automatique, leur sélection fait appel à un procédé interactif, et l'opérateur doit décider quelles seront les structures qui devront être conservées ou non. Une succession de contours est stockée en mémoire.

Un modèle virtuel surfacique est nécessaire à la fabrication des maquettes. La génération de surfaces à partir de procédé de triangulation n'est pas utilisée car elle est jugée inadaptée pour juguler les cas de transpositions et d'embranchements.

A la place, un test de contour à contour, ou entre plusieurs contours est pratiqué, et un vecteur peut être défini tant que les contours ne sont pas topographiquement très différents. Dans ce cas, la surface est générée automatiquement.

Pour les cas complexes, ou les cas d'embranchements, des contours et des vecteurs additifs et intermédiaires doivent être créés, jusqu'à se rapprocher de cas simples. Les surfaces intermédiaires sont alors constituées de la sommation des surfaces planes mises bout à bout.

La surface terminale est visualisée, elle peut être colorisée et éclairée par des procédés de brillance ou d'ombrage afin de mettre en évidence certains détails.

La fabrication de la maquette est assurée par une machine outil sophistiquée, de type fraiseuse à cinq axes:

- trois axes mobiles selon les plans cartésiens (x,y,z)
- deux axes en rotation

Le résultat est obtenu en deux passages par axe, le premier pour dégrossir l'approche, le second pour affiner l'état de surface. Le matériau employé est une cire particulière.
Les trois modèles restent en mémoire, d'un bout à l'autre de la séquence:

- le modèle original (données en imagerie médicale)
- le modèle virtuel surfacique généré
- la visualisation de l'objet 3-D qui va être confectionné par le procédé de fabrication.

### Discussion

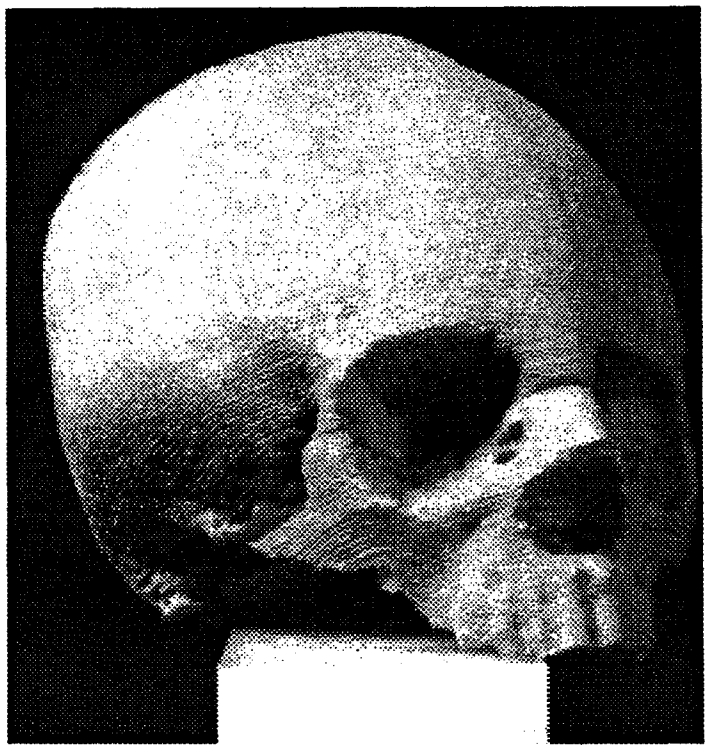
Les auteurs ont produit une large gamme de reconstructions de pièces anatomiques, en insistant sur l'apport considérable que pouvait offrir la mise à disposition de maquettes tridimensionnelles pour la chirurgie (cf. Fig. 20 page suivante).

Les modèles obtenus à partir de technologies de modelage ou de fraisages sont imparfaits car ils sont nécessairement limités par deux inconvénients impératifs :

• l'accès à l'instrumentation rotative, si fine soit elle à ses limites physiques, et des topographies très contournées en profondes concavités ou contre-dépouilles est impossible. de même que la matérialisation d'éléments internes à une enveloppe de surface.

• l'état de surface obtenu sur la maquette peut arriver à certain degré de finesse, mais est conditionné par celui du modèle virtuel surfacique. Or, ici, aucun procédé de lissage n'a été proposé par les auteurs. Les maquettes construites ont donc une présentation externe en "marches d'escalier", conséquence directe de l'application d'une reconstruction surfacique non liée à un algorithme de triangulation, à partir de données en voxel dont la résolution est au départ assez faible (256x256).

fig. 20



**Crâne maxillaire et dents reconstruites par le procédé MEK ENDOPLAN**

SCHMITZ et Coll [146], proposent des applications cliniques de ce procédé, en confectionnant des maquettes en échelle 1:1 en polystyrène ou en polyuréthanne, a partir d'une machine MEK à 5 axes. Des modèles ont ainsi été créés pour différentes interventions chirurgicales qu'ils ont eu l'occasion de réaliser dans les intentions suivantes:

A) La planification d'actes chirurgicaux:

- hypoplasies mandibulaires
- scolloses faciales
- asymétries faciales post-traumatiques
- syndrome d'Apert
- hypertélorisme et craniosténoses
- carcinomes de la muqueuse buccale atteignant les bases squelettiques.

Les maquettes ont permis aux chirurgiens de définir une stratégie avant pré-intervention, de prévoir les tracés d'ostéotomies...

B) La simulation préopératoire

- méningiome en plaque de l'aile gauche du sphénoïde
- méningiome du sphénoïde droit.

Il a été possible aux auteurs de simuler sur les maquettes les futures exérèses à réaliser chirurgicalement, et de préparer des implants adaptés, d'abord en cire sur les maquettes, puis transformés en polyméthylmétacrylate (PMMA) ou en ciment osseux verre ionomère (IONOS) .

C) L'amélioration des performances et des résultats des cranioplasties

- fronto-pariétale gauche
- bifrontale médiale
- fronto-orbito-pariétale droite
- pariétale droite, au dessus de la ligne médiane

Des implants spécifiques ont été modelés et sculptés en cire pour obtenir une symétrie apparente préopératoire. La cire mise en revêtement dans du plâtre de Paris, à été remplacée par du PMMA ou du ciment IONOS.

Pour toutes ces interventions, les suites opératoires ont été très bonnes, sans complication ni infection.

Les auteurs concluent très positivement sur l'apport que peut amener la mise à disposition de ces maquettes préopératoires. Le temps nécessaire à la fabrication des maquettes ENDOPLAN est annoncé à une semaine environ.

## 3) F.A.O. par stéréophotolithographie.

La nécessité de disposer d'une maquette, correctement lissée, avec la présence effective d'éléments internes individualisés, impossibles à obtenir par les technologies de fraisage citées précédemment, et donc la plus fidèle possible, nous à conduit à expérimenter une conception de modèles à partir d'une technologie de pointe en matière de F.A.O.: la stéréolithographie.

### 3.1) Historique:

SCHERER retrace les débuts de l'apparition de cette nouvelle technologie [145].

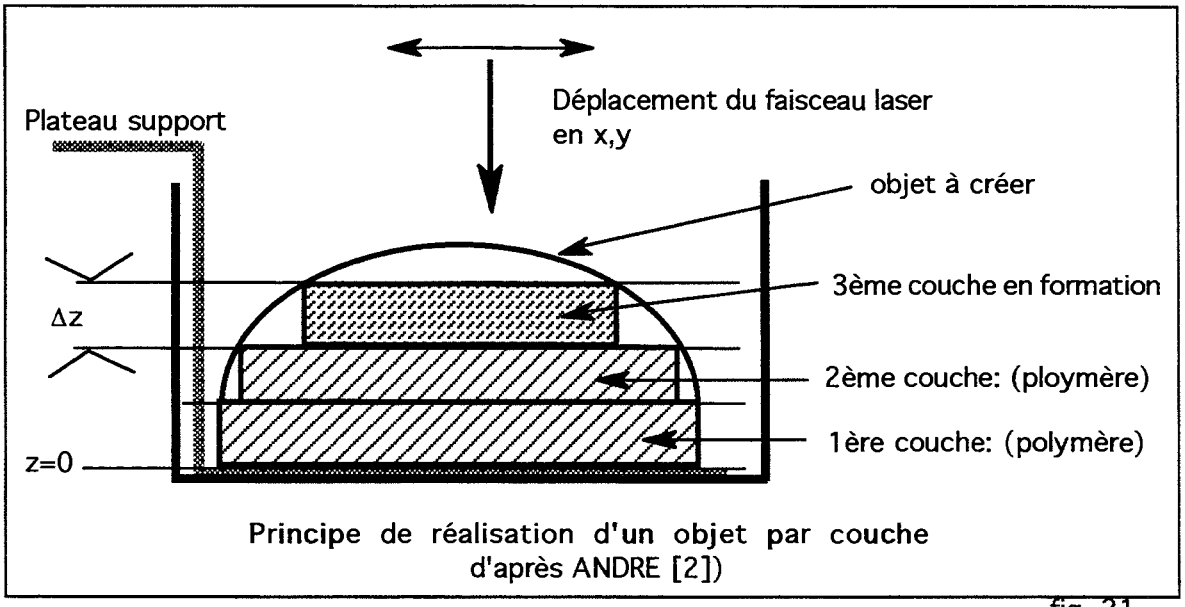
" *Il était une fois, à Nancy, au C.N.R.S., un directeur de recherche nommé J.C. André qui, en Juillet 1984 co-signa avec deux disciples , le brevet d'un dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle. C'est ainsi que commence, en France, l'histoire du prototypage rapide, cette technique qui permet de réaliser très rapidement des maquettes en trois dimensions de pièces complexes.*

*Il était une fois, et au même moment, aux Etats-Unis, un brillant chercheur ingénieur travaillant pour la société Ultra Violet Products (UVP) et nommé Charles Hull. Au cours de ses expérimentations sur les photopolymères utilisés en imprimerie, il découvrit qu'il était possible d' "imprimer" en trois dimensions, des objets, par superpositions successives de fines couches de plastique; en août 1984, Hull déposait le premier brevet d'un procédé qu'il nommait "stéréolithographie". et construisait sa première machine rudimentaire baptisée SLA, démontrant la faisabilité du procédé.* " (Industrie et Techniques - N°726-8, Mai 1992)

Initialement, FUDIN [58] a proposé de réaliser la polymérisation directe d'une couche au travers d'un masque. C'est ce qui est classiquement réalisé en photolithographie. Il convient alors de disposer d'un nombre de masques correspondant à la hauteur de la pièce, divisée par $\Delta h$ (épaisseur de couche) pour réaliser un objet.

En stéréophotolithographie, un dispositif opto-mécanique permet au flux excitateur d'atteindre la zone à polymériser dans le réacteur de polymérisation contenant le monomère [2].

En termes simples, ANDRE [4] définit également cette technique comme un procédé d'impression en trois dimensions. La méthode repose sur le durcissement localisé d'un liquide organique (monomère) par photopolymérisation, à l'aide d'un Laser ultraviolet. Le passage piloté du faisceau au sein de la résine va solidifier celle-ci in situ, et former au sein du bain liquide, un modèle tridimensionnel solide (cf. Fig. 21).




Principe de réalisation d'un objet par couche
d'après ANDRE [2])

fig. 21

Selon De WITTE [164], des progrès importants ont été réalisés avec cette technologie depuis son introduction sur le marché en 1987, dans quatre domaines principaux:

- amélioration de la qualité et de la précision des pièces,

  (il n'est plus rare d'obtenir des précisions supérieures à 0,1 mm pour des pièces de dimensions supérieures à 10 cm)

- rapidité de fabrication,

  (l'amélioration des algorithmes et des logiciels de pilotage du laser, et l'augmentation de puissance des laser, ont permit de multiplier la rapidité de fabrication par un facteur 3)

- amélioration de l'état de surface,

  (la rugosité est actuellement meilleure que 50 microns, $R_a \leq 50\ \mu m$)

- amélioration des qualités mécaniques des maquettes,

  (la mise au point de nouvelles résines a permit de confectionner des maquettes plus rigides, et dont les qualités mécaniques peuvent être prédéfinies pour leur utilisation ultérieure.)

Le principal intérêt de la stéréolithographie réside toujours dans l'extrême rapidité de réalisation des prototypes par rapport aux procédés traditionnels (De WITTE [164]).

D'après le rapport de la troisième conférence internationale de prototypage rapide, à Dayton en juin 1992, la stéréolithographie est le plus évolué des procédés de prototypage rapide.

Plusieurs mises en oeuvre de cette technologie récente ont été proposées par des procédés différents.

## 3.2) Le procédé Solider-system de Cubital

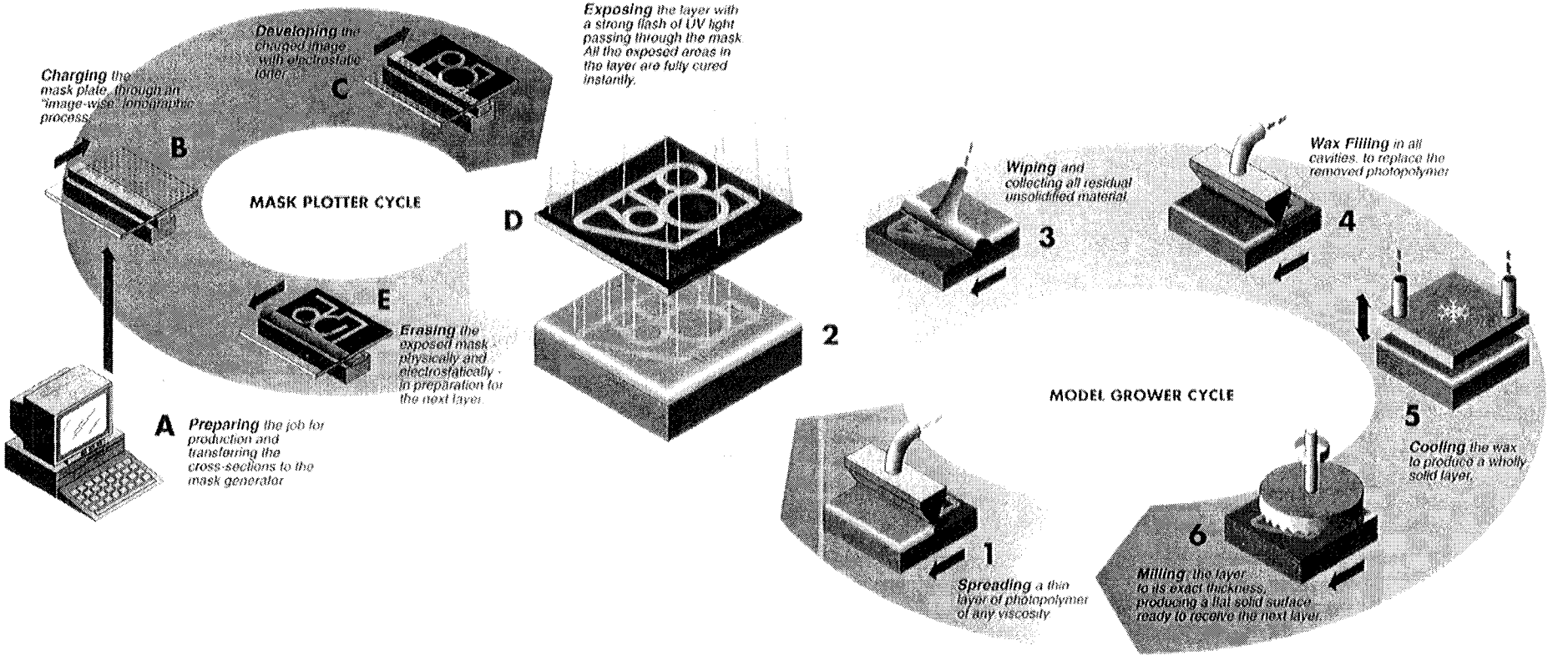
Une société Israélienne, nommée CUBITAL, a mis au point une machine de stéréolithographie, et l'a implantée dans plusieurs pays industrialisés en Europe et aux Etats-unis. En France, le Pôle productique du Mans a acquis une machine Solider-system.

La société Cubital annonce la création de modèles de haute précision directement d'après des fichiers informatisés de données tridimensionnelles. Le procédé est décrit à partir des quatres principes suivants:

1) les modèles sont construits couche par couche, à partir d'une résine liquide, photopolymérisable par une lumière ultra-violette,
2) de multiples modèles peuvent être générés et construits en parallèle, grâce au logiciel particulier à Cubital,
3) chaque couche d'un processus multicouches contient des "travées" de section, et toutes les travées d'une même couche sont créées en même temps. La couche ultérieure est créée immédiatement au dessus de la couche en création.
4) le procédé est auto-équilibré, et ne requière la présence d'aucun artifice additionnel de support ou de stabilisation du modèle durant son élaboration.

Toutes les géométries produites par un système de C.A.O. peuvent être exploitées à partir de la station de travail, qui est dotée de logiciels et d'outils graphiques couleurs conviviaux pour:
- lire et manipuler les fichiers informatiques à partir d'une sélection de formats,
- changer l'échelle du modèle,
- lui ordonner des rotations, afin de le construire dans un axe différent,
- créer une disposition dans un espace tridimensionnel de plusieurs objets à créer au sein d'un même programme de production,
- analyser les topologies de défauts capables d'interférer avec la production.

La taille des modèles qui peuvent être créés doit s'inscrire dans un espace parrallelépipédique de dimensions maximales de 508 x356 x 508 millimètres.




**Le procédé Cubital**

**La chaine de fabrication schématisée étape par étape**

fig. 22

Procédé:

Les différentes étapes de l'élaboration par la machine Solider-system sont schématisées et représentées dans le schéma de la figure 22 à la page précédente, et l'explication de chaque phase est la suivante.

( A à C) La première étape dans le processus de construction consiste en la réalisation par la "station image" de masques optiques de l'image en couches du futur modèle. Il s'agit d'une sorte de "photocopie électrostatique" de chaque image, qui génère une opacité sur une plaque de verre. La plaque est ensuite re-positionnée sur le plateau de construction du modèle.

Pendant le temps de préparation de ces masques optiques, une fine couche de résine est pulvérisée vers la table de production (1).

( D ) Quand la plaque de verre est correctement alignée avec le modèle ébauché, un obturateur est ouvert et un flash de lumière U.V. l'illumine pour quelques secondes. R apidement et intensément le photopolymère se solidifie sous les zones non opaques du masque. Les aires extérieures au modèle sont protégées par le masque, et la résine y reste sous forme liquide ou viqueuse.

( E) La station image nettoie alors le masque et efface les charges électrostatiques qui ont créé l'opacité. La plaque de verre est ensuite préparée pour le futur masque optique.

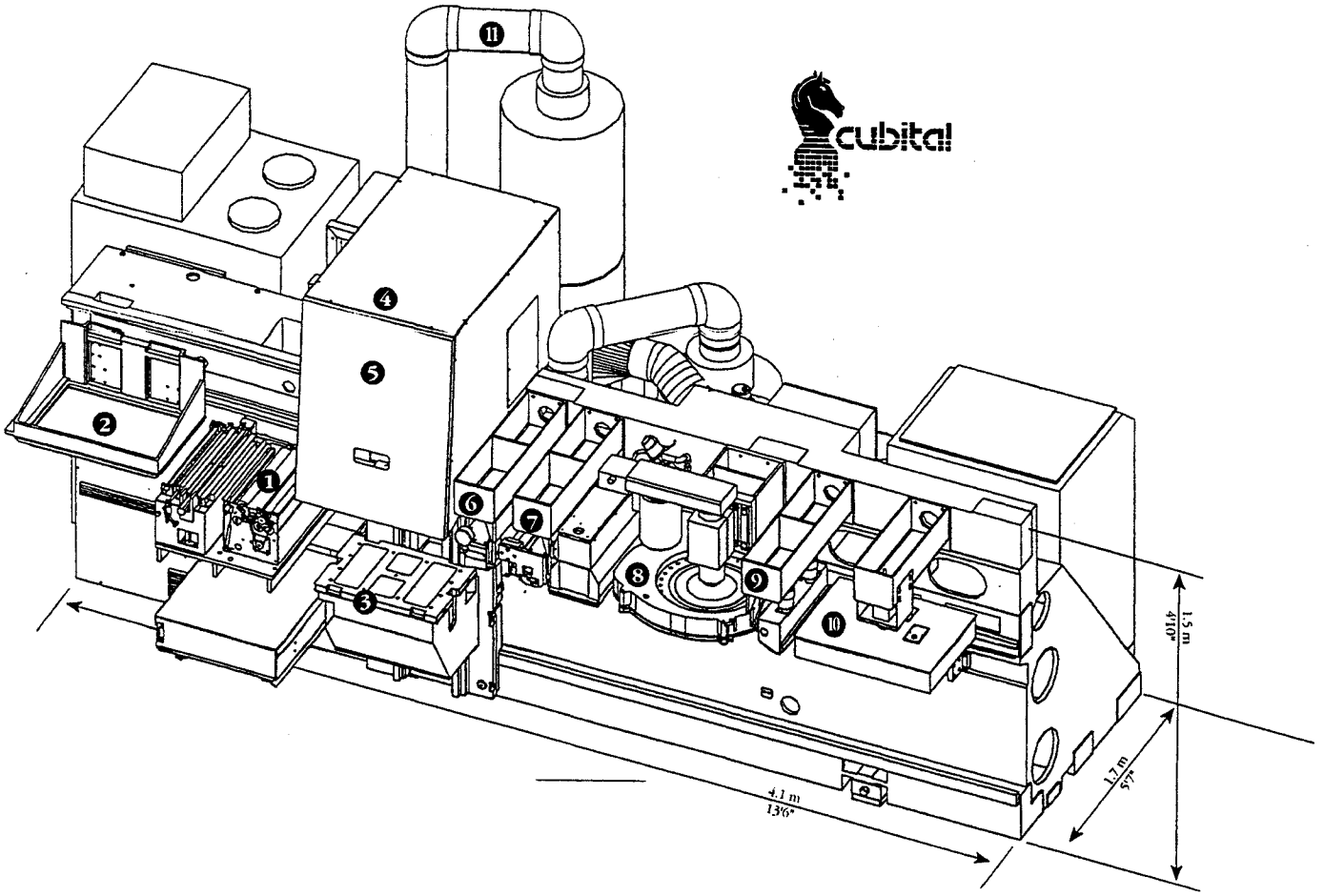
( 2 et 3) Simultanément au nettoyage du masque optique, le photopolymère liquide (non solidifié) est éliminé du modèle en élaboration, par un essuyeur aérodynamique muni d'une canule d'aspiration.

( 4 ) Le plateau de production de déplace jusqu'à la prochaine station, où de la cire chaude est appliquée pour combler les cavités précédemment laissées par le photopolymère liquide.

( 5 ) A la station suivante, une plaque réfrigérante solidifie la cire chaude. La cire va se comporter comme un support du modèle pendant sa construction.

( 6 ) Finalement, la couche complète (résine et cire) est taillée ou abrasée jusqu'à obtention d'une surface plane, et d'une épaisseur de couche prédéfinie.

( 1 ) Elle est ainsi préparée pour recevoir la prochaine couche de photopolymère pulvérisée.




1) traceur de masques
2) masqueur optique
3) charriot du plateau support de fabrication
4) lampe U.V.
5) chambre d'exposition
6) applicateur de résine
7) aspirateur aérodynamique
8) tête de fraisage
9) applicateur de cire
10) plate-forme réfrigérante
11) sortie d'air épuisé

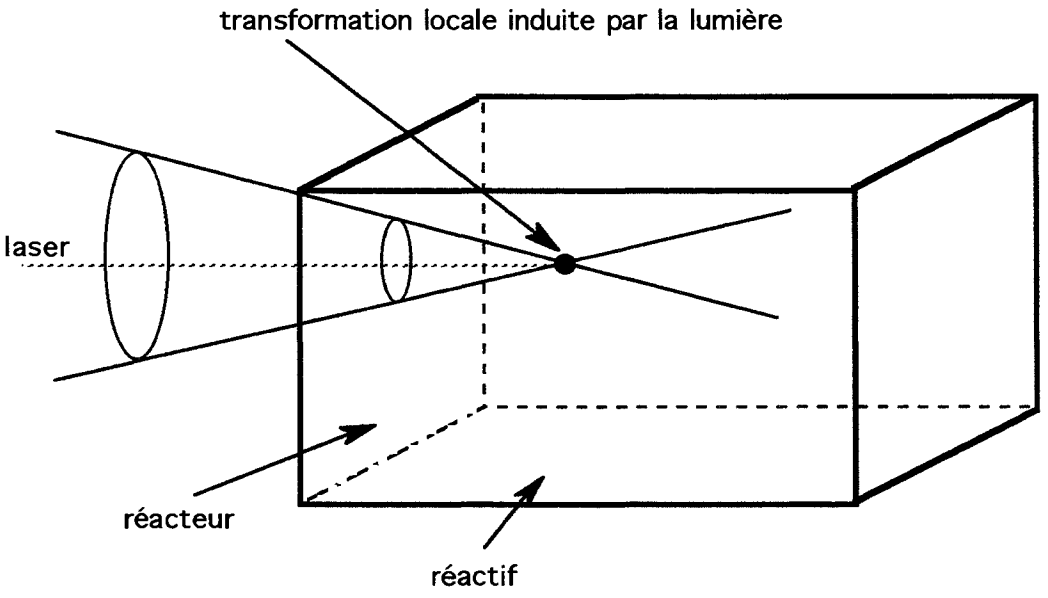
fig. 23

Plan détaillé d'une machine de stéréolithographie Solider-system, Procédé développé par Cubital.
(documents aimablement prêtés par CUBITAL)

## 3.3) La stéréophotolithographie Laser (SPL).

Reposant sur le principe de la photocopieuse, l'idée d'une C.F.A.O. Laser a germé, visant en réalité, l'équivalent d'une "photocopieuse 3D", ou d'un dispositif de copie d'écran 3D.
La base physique du procédé initial repose sur un principe de construction stimulée par de la lumière. il s'agit donc de trouver une transformation de matière induite localement par de la lumière.

Le déplacement de faisceaux lumineux au sein d'un réacteur (système dans lequel une réaction s'opère) permet, de proche en proche de fabriquer un objet réel si la transformation de la matière est par exemple du type Liquide -> solide.




**Base physique de la stéréophotolithographie**
(d'après André, Corbel [4])

fig. 24

Le premier constat lié par l'existence de la loi de BEER LAMBERT est de définir une épaisseur optique $\mu$, représentant sensiblement la distance moyenne de pénétration des photons. Cela signifie qu'une transformation de matière va pouvoir être opérée dans cette épaisseur. La réalisation d'un objet tridimensionnel sera exécutée par addition de couches phototransformées.

Ainsi de proche en proche, on associe un procédé de photolithographie traditionnel et un principe d'addition de couches pour atteindre la troisième dimension. On définit ainsi le procédé de stéréo-photo-lithograhie (ANDRE,CORBEL [4]).

### 3.3.1) Matériaux et principe chimique de photopolymérisation

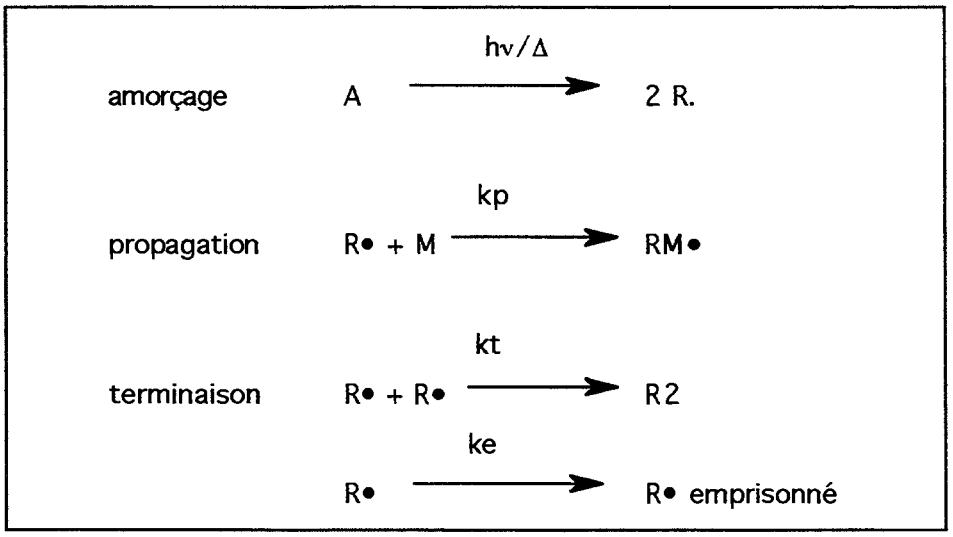
Les matériaux utilisés pour ces transformations d'état à partir d'une source laser sont des résines, au sein desquelles vont se produire des réactions en chaîne.

Considérons une molécule A, appelée communément amorceur. Par excitation électronique ou thermique à l'aide de la lumière, A se décompose en éléments instables et réactifs comme des radicaux libres (R•) ou des ions.

Un monomère M va pouvoir réagir sur R•, pour conduire par addition à un autre radical libre, lui-même susceptible de réagir sur une autre molécule M, ...

La réaction s'arrête quand deux espèces radicalaires se rencontrent dans un processus appelé terminaison des chaînes, ou bien quand le radical est emprisonné dans le milieu.

Le mécanisme de cette réaction peut être schématisé de la façon suivante.:




Dans l'objectif qui est le nôtre, on va utiliser un monomère réactif classiquement liquide, qui va en polymérisant devenir solide. Dans ces conditions, quand la réaction démarre, c'est surtout le processus de terminaison biradiculaire qui régit la cinétique de transformation. Au contraire, quand la viscosité augmente, le transport des réactifs à l'échelle moléculaire est freiné, conditionnant une baisse de la réactivité, et l'emprisonnement partiel ou total de l'espèce radicalaire active.

La polymérisation est susceptible d'opérer le changement d'état d'un voxel entouré de monomères n'ayant pas réagi.

Quelques facteurs sont importants à prendre en compte, pour la reconstruction: le retrait de polymérisation, le temps d'élaboration, et l'affaissement de l'objet.

### 3.3.2) Le retrait

Un des ennemis de la SPL est le retrait [4]. Dans toutes les transformations induites par de la lumière, on passe généralement d'un voxel initial d'un volume donné $V_0$ à un voxel transformé possédant un volume plus faible $V_1$. Le retrait volumique $R_e$ est définit par la relation:

$$R_e = \frac{V_0 - V_1}{V_0}$$

Le retrait peut induire plusieurs types d'effets selon le procédé de réalisation d'un objet, notamment à types de tensions dans les couches, et de déformations locales, ou de changement de volume pour une photo-transformation en une étape. Ces phénomènes, encore difficiles à maîtriser, peuvent conduire à l'existence de tensions dans les pièces et peuvent nuire à la durée de vie de l'objet.

Pour pallier cette difficulté une direction de recherche intéressante s'oriente vers la mise au point de résines à retrait faible ou nul, en utilisant par exemple des charges poreuses dans les résines photo-transformables (ecemple: résine CIBA XB 5170).

### 3.3.3) Le temps

Certaines contraintes jouent également sur le temps de réalisation d'une pièce par SPL, reposant sur des confinements temporel et spatial de l'énergie lumineuse. Selon ANDRE et CORBEL [4], ces temps sur lesquels il faudra jouer concernent:

- les matériaux: ils doivent satisfaire à des conditions de cinétique rapide;
- la deflection de la lumière: permettant la création dans le temps le plus court possible de la surface de l'objet, des renforts et supports de fabrication;
- le choix de la source lumineuse, plutôt continue que pulsée , qui grâce à sa puissance permettrait de transformer plus vite la matière;
- la mise en place des couches.

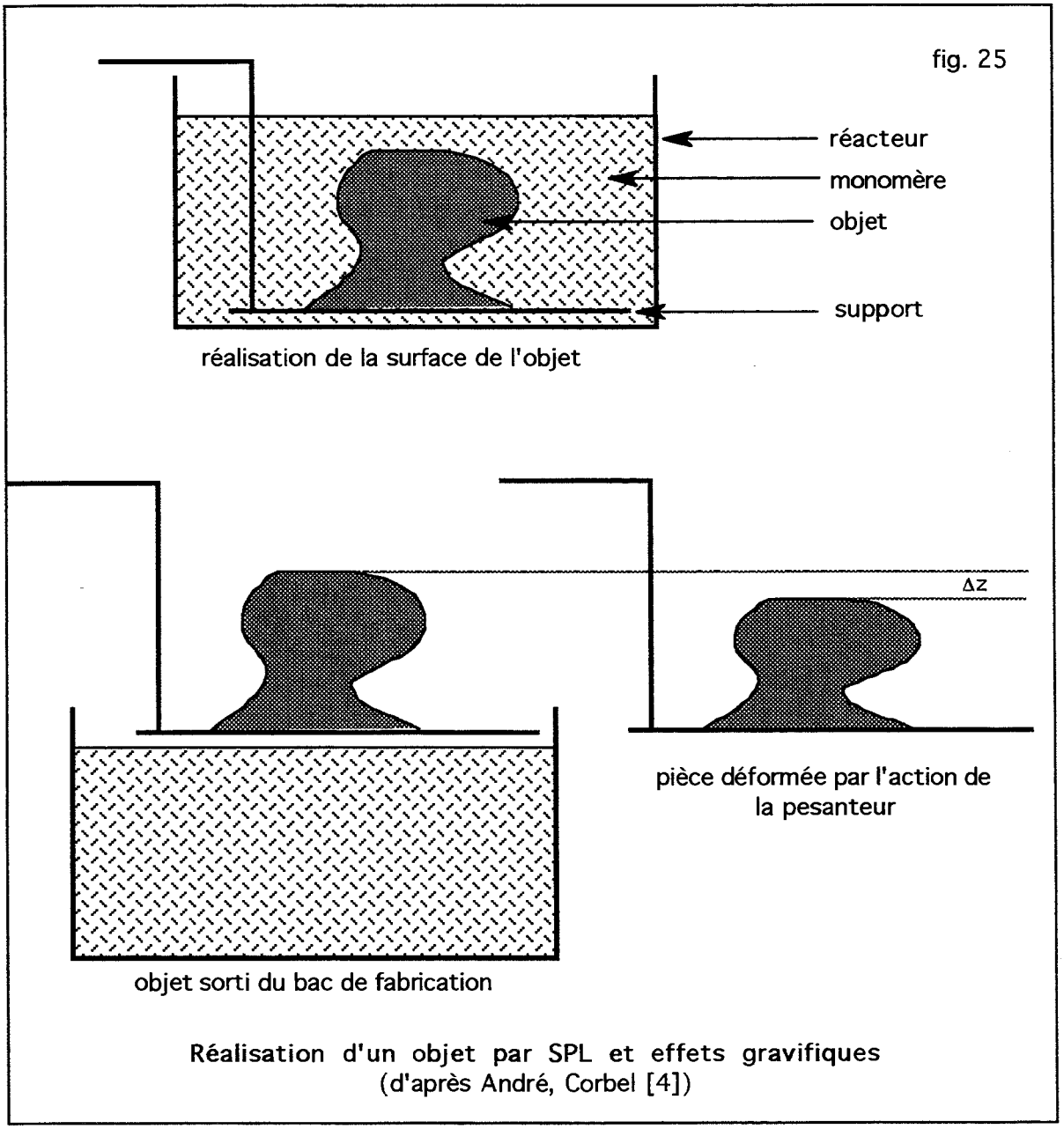
Une très bonne intégration est donc nécessaire entre les données fournies par le logiciel de C.A.O. et celles que devra exploiter la F.A.O. par SPL., imposant parfois la mise au point de programmes ou d'algorithmes particuliers capable d'adapter et de transformer les données originales en fonction des besoins de fabrication.

De plus le processeur de contrôle de la machine de SPL devra être guidé par un logiciel qui aura pris en compte les notions précitées de temps.

### 3.3.4) L'affaissement compensé de l'objet

Quand une pièce définie par sa surface est sortie du bain de monomère, elle subit les effets de la gravité, conduisant à des déformations (ANDRE, CORBEL [4]).

fig. 25




**Réalisation d'un objet par SPL et effets gravifiques**
(d'après André, Corbel [4])

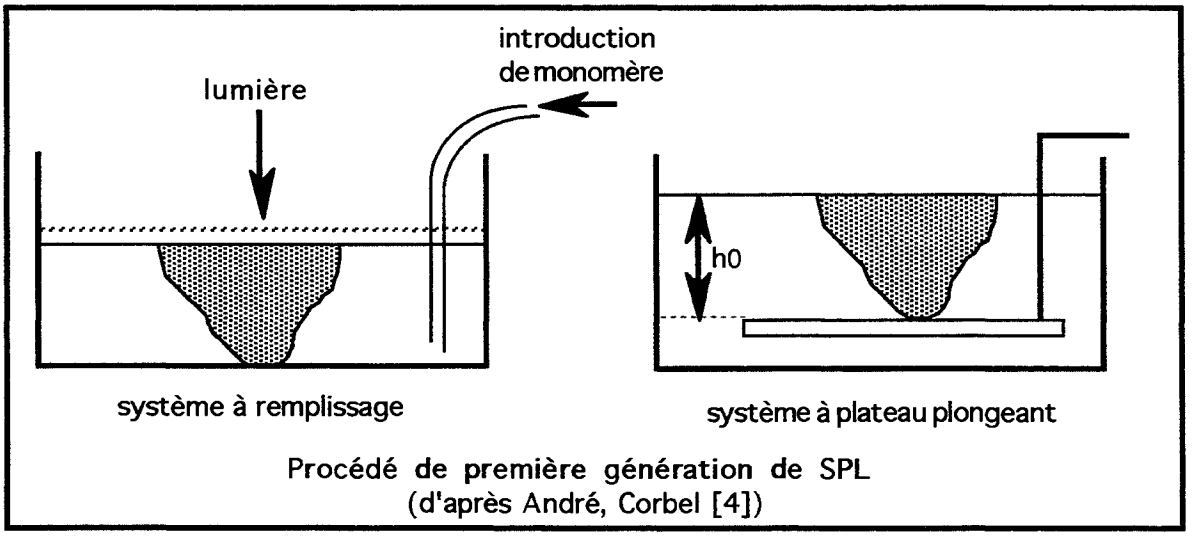
Dans ces conditions il convient de définir des supports à la pièce, soit à l'extérieur de celle-ci, soit à l'intérieur de la pièce. On arrive ainsi à une situation intermédiaire entre transformation du volume et de la surface par la présence de renforts et supports définissants la rigidité minimale de l'objet, qui pourra être transformé définitivement (rigidifié par une polymérisation plus poussée) dans une autre séquence.

### 3.3.5) Evolution de la stéréophotolithographie

Aujourd'hui on décrit 3 générations de procédés de SPL.

• Le procédé de première génération disposant d'une bonne méthode de mise en place de couches de liquide, couches qui doivent surmonter d'une épaisseur donnée la pièce en cours de construction (cf. fig. 26 ci-dessous).

La mise en place de couches peut s'opérer de manières distinctes, soit par un système à remplissage progressif du bac réacteur par introduction de monomère, soit par l'utilisation d'un plateau mobile plongeant dans un bain contenant le monomère et l'amorceur.




Procédé de première génération de SPL
(d'après André, Corbel [4])

fig. 26

Avec le système à plateau plongeant, on réalise l'objet à la cote h0, puis on enfonce l'objet en cours de construction de façon à bien recouvrir rapidement l'objet. On replace le plateau à la cote h0 + e. On attend ensuite que l'excès de fluide réactif soit écoulé avant de procédé à une nouvelle transformation photochimique pour la création d'un nouvelle couche.

La pièce n'étant pas auto-supportée par le matériau qui lui a donné naissance, doit être reliée de façon rigide à un référenciel (support physique).

• le procédé de 2ème génération permet de réaliser un objet par couches constituées de matériaux divers: monomères solides, films transformables, poudres; composites,... dans des conditions telles qu'en permanence la pièce en construction est supportée par le milieu réactif. De cette façon, il n'y a pas en principe à tenir compte de la mise en place de supports ou renforts, ce qui simplifie le procédé. Toutefois, à la différence des procédés de 1ère génération, il convient de séparer la pièce créée du matériau primitif.

• Les procédés de 3ème génération ont comme principe un processus photonique ne nécessitant pas la mise en place de couches; cela signifie que l'on utilise des transformations induites par de la lumière, qui se produisent réellement dans l'espace.

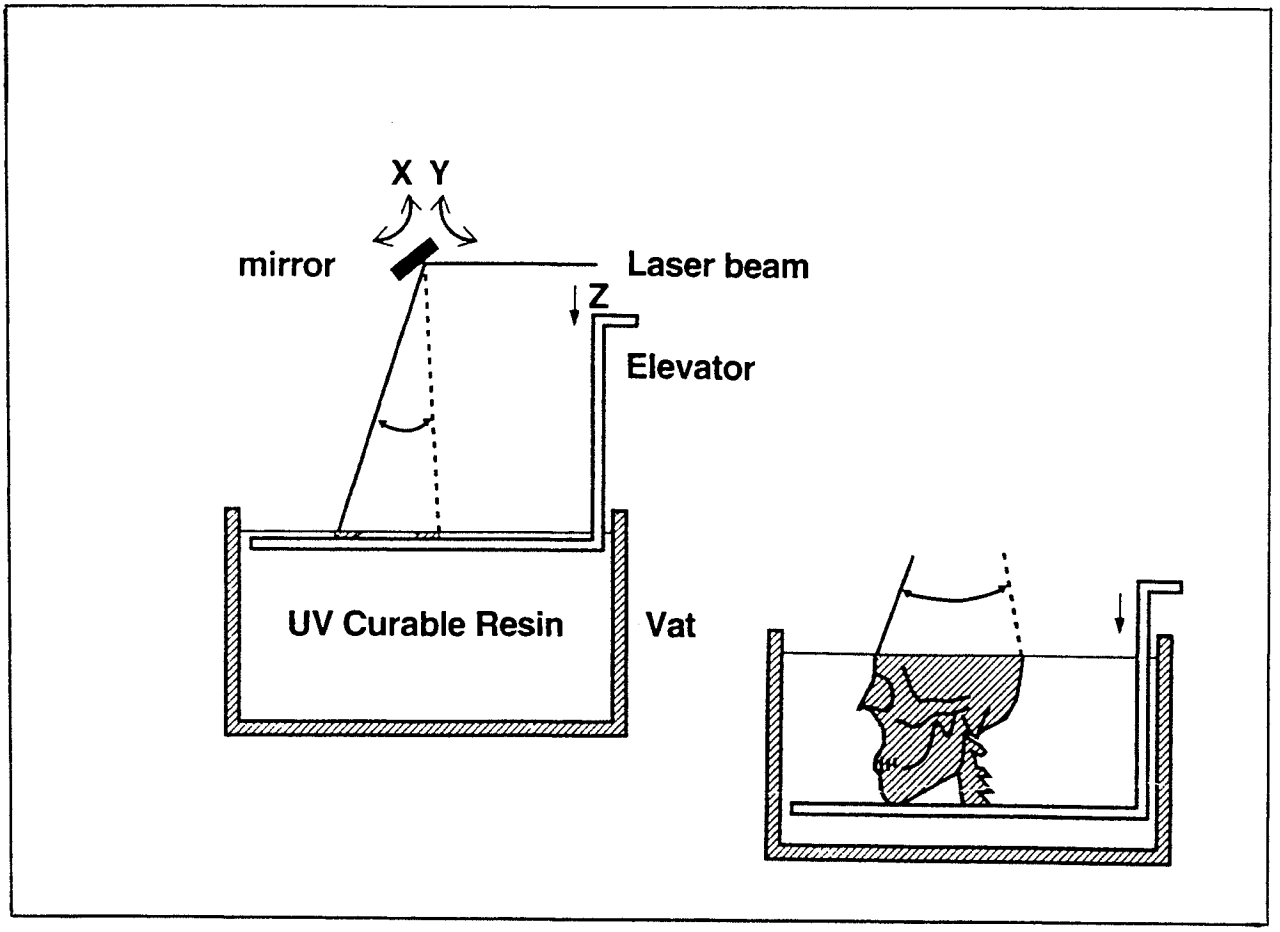


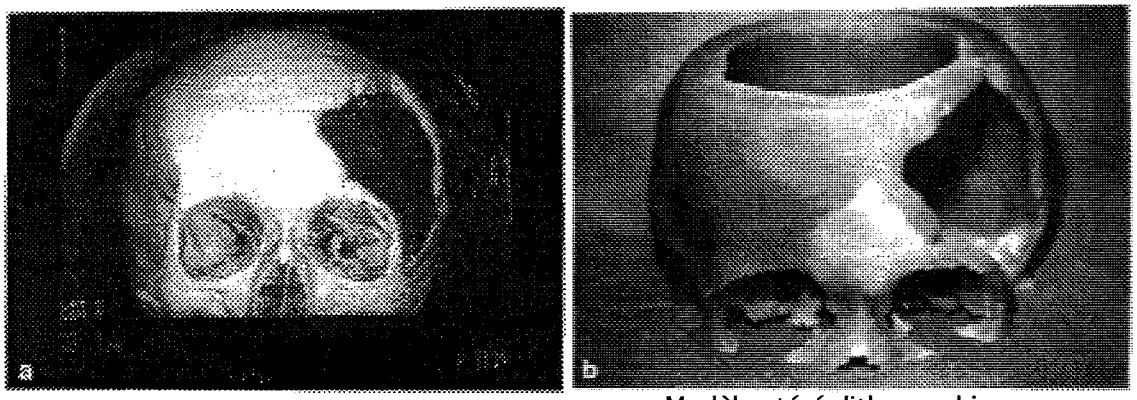

fig. 27

Illustration schématique de l'application d'un procédé de 1ère génération de SPL à la réalisation de modèles solides tridimensionnels, dans le domaine médical (d'après ICHIRO ONO et Coll 1994 [82]).

Une équipe japonaise viens de publier très récemment, un article traitant des possibilités de "préparation de modèles solides de taille exacte à partir de données fournies par scanner utilisant un procédé d'acquisition hélicoïdal". La technologie de C.F.A.O. utilisée pour les reconstructions est la stéréolithographie (cf. fig. 27). Les auteurs (ICHIRO ONO et coll., 1994 [88]) insistent sur les avantages qu'apporte cette technologie dans l'obtention de modèles 3D anatomiques : fiabilité du diagnostic, possibilité de simulation pré-chirurgicale, aide à la chirurgie par la mise au point d'outils ou de guides spécifiques...

Les seuls inconvénients actuels annoncés sont le temps nécessaire important pour la mise au point de chaque modèle, et le coût de réalisation de chaque maquette (environ 2500 $ par maquette pour ICHIRO ONO et coll., en 1994 [88]) Toutefois, la percée fulgurante des technologies de pointe dans le monde industriel, tend heureusement à diminuer de tels coûts de production, et à faire arriver sur le marché, quelques temps plus tard, des produits rares initialement, à une portée financière en permettant l'utilisation quotidienne.

En Allemagne, les travaux de Bill et Coll. [21], s'appuient sur la même méthode, afin de reconstruire des défects osseux de la voute du crâne chez des patients ayant subit un trauma cranien important. Leur avance dans ce domaine est très importante puisqu'ils annoncent pouvoir utiliser des données provenant de reconstructions 3D par voxels après examen scanographique.

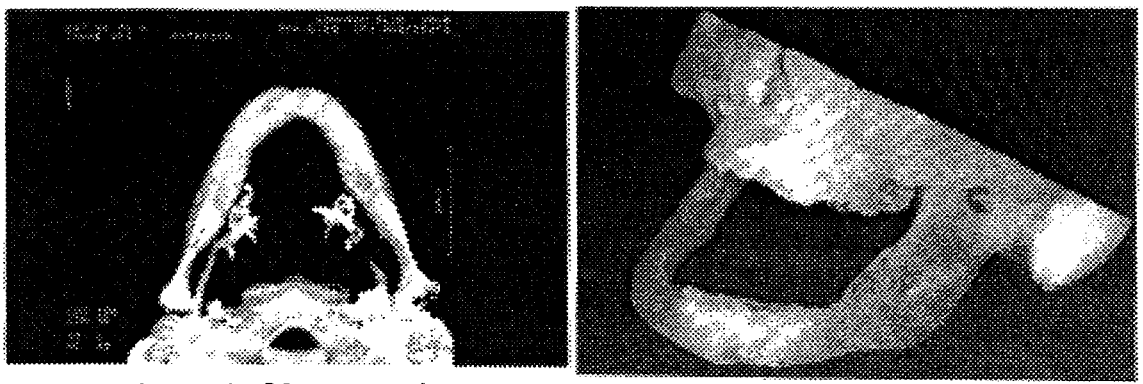


Imagerie 3D par voxel — Modèle stéréolithographique

Reconstruction SPL de la voute et de la base du crâne (Bill et coll. [21])

fig. 28

La même équipe a également travaillé dans le domaine de l'implantologie. La reconstruction de maquettes stéréolithographiques préopératoires est obtenue à partir de données acquises par scanner médical.



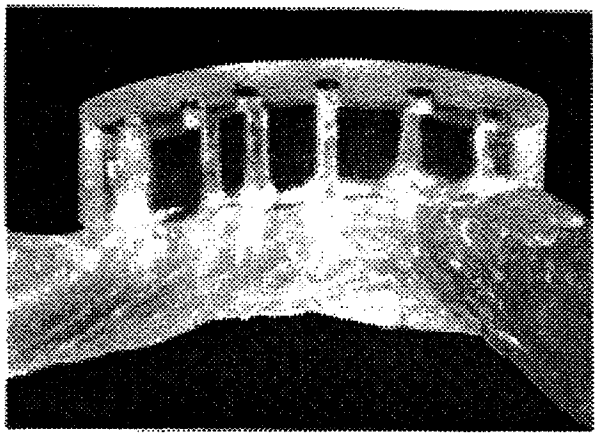
Imagerie 3D par voxel — Modèle stéréolithographique

Reconstruction SPL de la base du crâne et d'une mandibule (Bill et coll. [21])

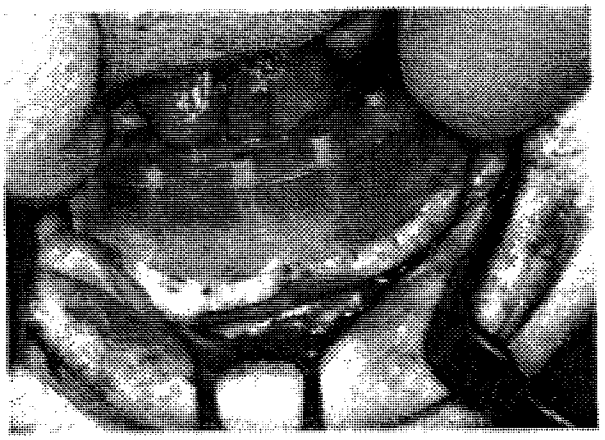
fig. 29

Discussion:

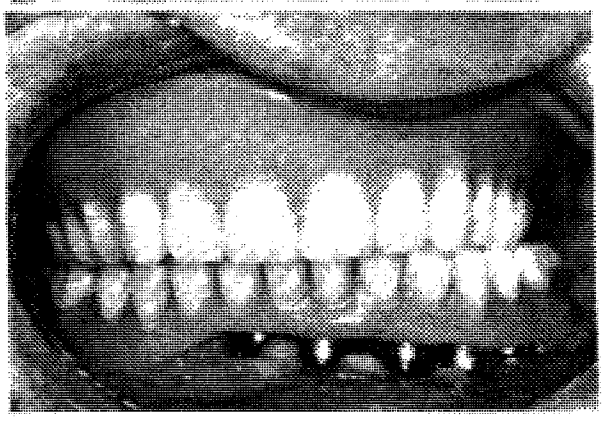
Il semble cependant qu'avec cette méthode, appliquée pour des reconstructions maxillo-mandibulaires, les auteurs [21 bis] se soient heurté aux inconvénients d'une source de données par voxel, en ne pouvant pas mettre à profit la reconstruction d'éléments internes, ce qui fait tout l'intérêt de la technologie de stéréophotolothographie. La simulation chirurgicale implantaire pratiquée sur les modèles SPL obtebus ne concerne d'ailleurs qu'une implantation à la mandibule, dans la région symphysaire ou para-symphisaire, et en avant des trous mentoniers.



Guide chirurgical confectionné sur la maquette SPL mandibulaire



Repositionnement du guide chirurgical sur l'os mandibulaire dégagé par lambeaux d'accès, pendant l'intervention chirurgicale d'implantation



Réalisation prothétique supra-implantaire finale

**Mise au point d'une guide chirurgical pré-implantaire, et application chirurgicale Bill et coll. [21 bis]**

fig. 30

## Conclusions

Cette partie consacrée à la présentation de méthodes aboutissant à la confection de maquettes tridimensionnelles, et de technologies de F.A.O. met en évidence une recherche correspondant à une attente des milieux socio-économiques et notamment dans les domaines des applications de la C.A.O., des applications en dessin industriel, en optique, et bien sur en médecine.

Chaque besoin d'application est lié à une qualité particulière du procédé: prix, précision, qualités mécaniques... Cela signifie qu'il n'existe probablement pas de procédés universels permettant de tout faire. Pour ANDRE et CORBEL [4], ce constat explique d'ailleurs toute la richesse des recherches actuelles en prototypage rapide.

Parmi les différents procédés de stéréophotolithographie présentés, plusieurs sont commercialisés à plus ou moins grande échelle dans plusieurs pays du monde, comme en témoigne le tableau ci dessous

| Société | Type de prototypage | Nbr. systèmes vendus |
|---|---|---|
| 3D Systems (USA) | Stéréophotolithographie | 443 |
| Mitsubishi (Japon) | Stéréophotolithographie | 56 |
| Hlisys (USA) | Empilage matériau laminé | 98 |
| Stratasys (USA) | Filament extrudé | 66 |
| JSR/ Sony (Japon) | Stéréophotolithographie | 28 |
| DTM (USA) | Frittage de poudres | 57 |
| Cubital (Israël) | Stéréophotolithographie par masquage UV | 21 |
| Sparx AB (Suede) | Empilage matériau laminé | 15 |
| EOS (Allemagne) | Stéréophotolithographie | 30 |
| Solingen (USA) | Frittage de poudres | 5 |

La technologie de stéréophotolithographie laser est encore jeune, et parallèlement à son essor se développent d'autres technologies qui font d'immenses progrès: les fraiseuses cinq axes par exemple.

Toutefois, on l'a compris, la stéréolithographie semble offrir en biologie et médecine, des possibilités de reconstructions d'organes ou de prothèses, d'une qualité et intégralité jusqu'à présent impossible à concevoir ou même à envisager.

Les travaux de GERARD [65-68] ont donné un essor considérable dans la perception spatiale des structures embryonnaires, grâce au procédé d'imagerie développé par le projet gOcad, mais ont également permit la fabrication par stéréophotolithographie laser d'un coeur embryonnaire modélisé.

La chance de pouvoir nouer des contacts privilégiés avec l'équipe du GRAPP nous a incité à envisager la création de modèles anatomiques, par un procédé de stéréophotolithographie Laser, pour des besoins médico-chirurgicaux. Les premiers travaux [124-127], ont été consacrés à l'aide au diagnostic et à l'acte chirurgical en implantologie maxillo-mandibulaire.

La confection de maquettes 3D à, comme beaucoup d'auteurs l'ont démontré, un impact très important sur les sciences médicales par les possibilités qu'elle entrouvre dans les domaines du diagnostic, de la planification des actes chirurgicaux, de la simulation préopératoire, de l'amélioration des performances chirurgicales, et donc de l'affirmation du pronostic.

Pour notre part, nous pensons que la matérialisation de pièces osseuses trouve naturellement une application en implantologie maxillo-mandibualire, ou certains éléments anatomiques tels que les sinus maxillaires, les fosses nasales, les canaux mandibulaires ou les fosses pterygo-maxillaires, constituent des obstacles naturels essentiels à respecter ou prendre en compte et à localiser de façon précise dans l'espace, pour la mise en place d'implants endo-osseux.

D'autres applications en chirurgie maxillo-faciale, on l'a vu sont en cours de recherche et d'élaboration. Si l'aspect diagnostique des différentes pathologies ou traumatismes de la face et du crâne, s'est considérablement enrichi par les performances toujours croissantes de l'imagerie médicale, il reste à transposer les connaissances apportées par le diagnostic, à la réalisation clinique des actes chirurgicaux. Et c'est justement sur ce point, que l'apport des maquettes tridimensionnelles peut s'avérer particulièrement intéressant.

# ETUDES EXPERIMENTALES

# ETUDES EXPERIMENTALES

La méthode, qui fait appel à plusieurs démarches, dans des lieux et laboratoires différents, peut être présentée et résumée comme une succession de grandes phases comportant chacune plusieurs étapes (fig.28).

| Phases | ETAPES | LABORATOIRES |
|---|---|---|
| Acquisition des données | • Dissections anatomiques ou sélection de patients.<br>• TDM par Scanner médical<br>• segmentation des images médicales, (sélection des contours)<br>• digitalisation des tracés, | Université de Nancy I<br>Faculté de Médecine<br>Faculté de Chirurgie Dentaire |
| Modélisation C.A.O. | • transfert et compilation des données,<br>• modélisation 3-D<br>• applications des outils et algorithmes de C.A.O. (gOcad),<br>• recueil des données | I . N . P . L .<br>E . N . S . G.<br>L . I . A . D .<br>C . R . I . N . |
| F.A.O. reconstruction plastique | • conversion adaptation des données de C.A.O<br>• réalisation du support de la maquette<br>• visualisation de la maquette 3-D sur console<br>• configuration du programme pilote<br>• stéréolithographie, -> maquette 3-D<br>• rinçage, séchage, finitions de la maquette<br>• analyse de la maquette | I . N . P . L .<br>E . N . S . I . C .<br>G . R . A . P . P . |
| Applications médico - chirurgicales | • comparaisons aux données cliniques analyses métrologiques<br>• exploitations cliniques de la maquette<br>- simulation préopératoire<br>- assistance chirurgicale par confection d'un guide<br>• utilisation chirurgicale du guide | I . N . P . L .<br>C . R . A . N .<br>Faculté de Chirurgie Dentaire |

fig. 28

Dénomination des laboratoires de recherche.
I.N.P.L.: Institut Nationale Polytechnique de Lorraine
E.N.S.G.: Ecole Nationale Supérieure de Géologie
L.I.A.D.: Laboratoire d'Informatique et d'Analyse des Données
C.R.I.N.: Centre de Recherche en Informatique de Nancy
C.R.A.N.: Centre de Recherches en Automatique de Nancy (URA 821 CNRS)
E.N.S.I.C.: Ecole Nationale Supérieure de l'Industrie Chimique
G.R.A.P.P.: Groupe de Recherches et Applications en Photophysique et Photochimie (URA 328 CNRS)

# Troisième Partie

# ETUDE EXPERIMENTALE

# Imagerie-Modélisation 3D

*" Un bon article en imagerie médicale, n'est ni un catalogue d'images, somme de "beaux" cas individuels, ni un "chiffrage" du bon sens commun. Le bon article est celui dont la méthodologie correcte permet d'asseoir l'idée, nouvelle, qu'il véhicule. "*

G. GIRON - F. JOFFRE [67]

# Modélisation-Imagerie 3D

## 1) Acquisition des Données

### 1.1) les modèles de départs

#### 1.1.1) La première approche: le modèle d'essai

Une première tentative de reconstruction a initialement débuté, en 1992 à partir d'un bilan scanographique d'un patient du Département de Parodontologie (Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy), venu en consultation d'implantologie. Une analyse tomodensitométrique par scanner, en coupes coronales, d'un maxillaire édenté a été demandée pour affirmation du diagnostic et proposition des indications.

Ce premier modèle a permis de se familiariser avec les technologies de modélisation, et de mettre au point de nouveaux protocoles de travail. Les différents essais d'utilisation des documents TDM ont défini peu à peu des méthodes d'optimisations dans le traitement et la transformation des données.

Les photos 1 et 2 de la page suivante représentent la modélisation par gOcad de la corticale externe d'un complexe osseux maxillo-palato-malaire. On peut y distinguer le palais osseux en bas, les fosses nasales au centre, entre les apophyses zygomatiques qui sous-tendent les orbites.

La représentation de la surface est montrée avec le maillage, en résultat brut de reconstruction sur la photo 1, et après utilisation de l'algorithme de lissage D.S.I. (Dicrete Smooth Interpolation) mis au point par J.L. MALLET sur la photo 2.

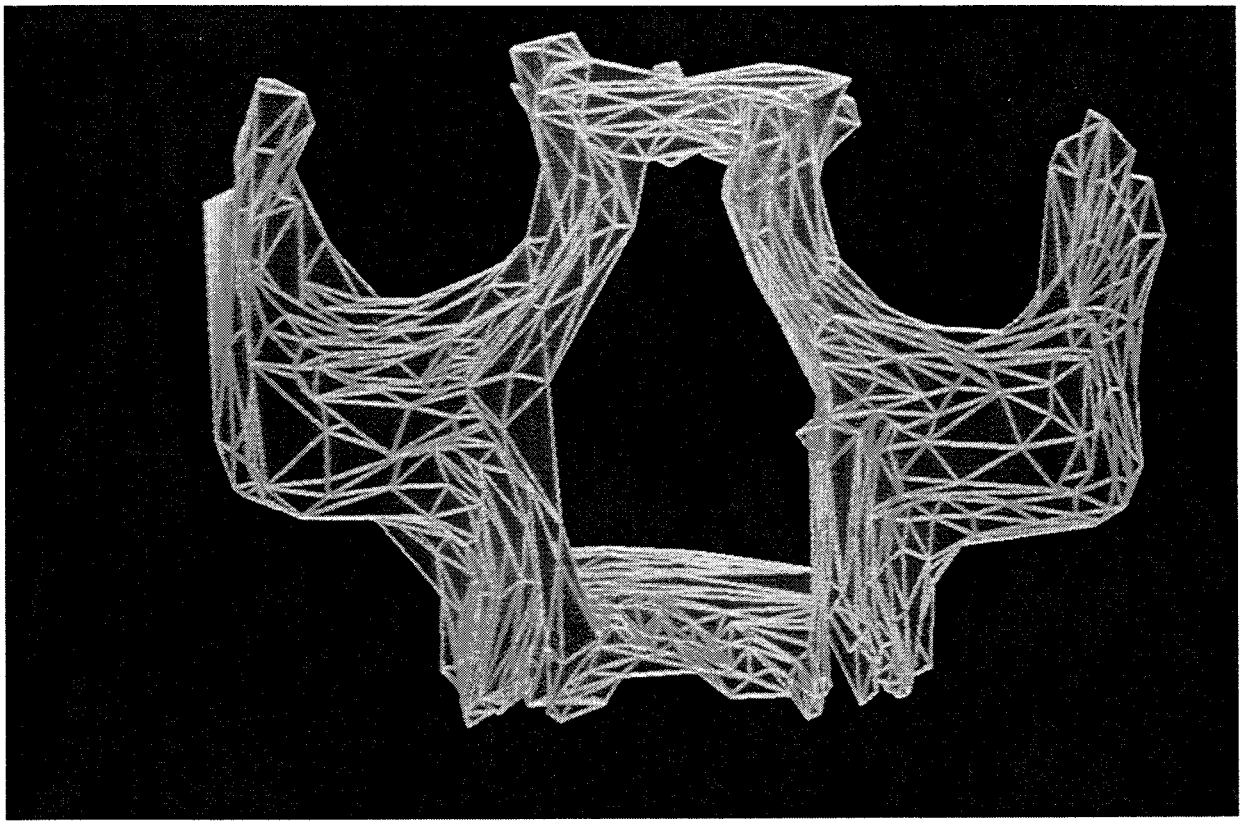


Photo 1: reconstruction du modèle d'essai: Corticale externe maxillo-malaire (patient édenté), résultat brut de modélisation par gOcad

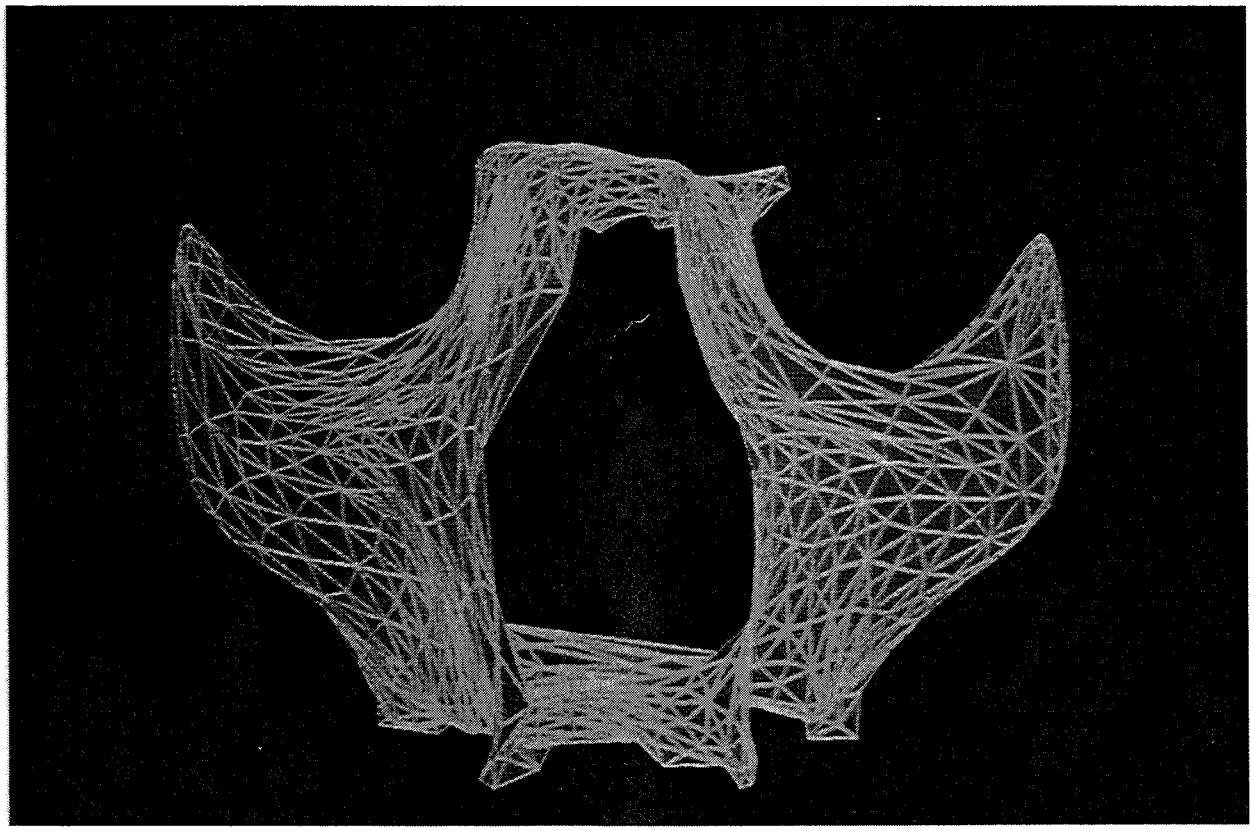


Photo 2: reconstruction du modèle d'essai: Corticale externe maxillo-malaire (patient édenté), résultat après lissage 3D par D.S.I.

Les conclusions émises à la suite de ces résultats préliminaires sont les suivantes:

- mauvaise homogénéité de la triangulation,
- définition des détails insuffisantes avant et après lissage,
- effet de décalage entre les plans de coupes presque négligeable au niveau du résultat brut,
- lissage trop intensif de la surface par mauvais apprentissage de l'algorithme D.S.I. ,
- pas de lissage possible au niveau des premier et dernier plan de coupe.

Des modifications importantes, ultérieurement exposées, interviennent alors dans la méthode de préparation des données avant modélisation, et pour l'étape de lissage.

1.1.2) La deuxième approche: le modèle de validation

Pour des perspectives d'exploitations cliniques et chirurgicales, il devient impératif de contrôler très précisément un certains nombre de paramètres, tout au long de la chaîne de l'élaboration d'une maquette 3D. L'utilisation clinique et chirurgicale ne peut être envisagée, qu'après avoir pu confronter la conformité des modélisations et reconstructions avec les structures originales ayant servi de données de départ.

Aussi, afin de permettre une meilleure analyse des résultats, une modélisation et une reconstruction totale d'une pièce osseuse sèche est décidée.

Le support de départ est donc cette fois une mandibule édentée humaine, disséquée sur cadavre.

Les différents inconvénients évoqués précédemment ont alors fait l'objet d'une réflexion au sein de l'équipe de travail, et des réponses spécifiques ont été apportées, en particulier pour l'étape de modélisation.

### 1.1.3) La troisième approche: le modèle d'application

Après validation de la méthode reconsidérée, qui apporte une conformité de grande valeur entre un support original de départ, une modélisation et une reconstruction 3D stéréolithographique, les perspectives d'exploitations cliniques sont "à nos portes", et la conception et la fabrication d'une maquette 3D est envisagée en vue d'une application chirurgicale.

L'implantologie, on l'a vu dans la première partie, requiert actuellement des besoins importants dans le domaine du diagnostic morphologique et de la pose des indications. Chez un sujet présentant des structures anatomiques standard, l'investigation doit déjà être rigoureuse pour ne laisser qu'un minimum d'inconnues dans le temps préopératoire.

Il a semblé intéressant de pouvoir appliquer notre méthode, en vue de la reconstruction 3D d'un maxillaire d'un patient atteind d'une pathologie générale (Ichtyo-dictiose poïkilodermique) ayant entraîné entre autre, une malformation osseuse maxillo-mandibulaire pendant la période de croissance cranio-faciale, une malformation de certains organes dentaires, empêchant de surcroît leur développement correct, et leur évolution sur les arcades.

Les clichés radiographiques, orthopantomographiques et rétro-alvéolaires, montrent, avant traitement, un encombrement très important et la présence de dents dont les développements radiculaires sont difformes ou incomplets. Des avulsions vont donc être nécessaire, afin de ne conserver pour un pronostic envisagé à long terme, que quelques dents.

L'idée du port de deux prothèses adjointes chez ce jeune patient (18 ans), se révèlant inadaptée d'un point de vue psychologique, et peu satisfaisante du point de vue physiologique, et devant les signes d'une motivation évidente, la possibilité de réadaptation prothétique fixe est considérée. Elle nécessite la mise en place de racines ou de piliers artificiels, c'est à dire d'implants endo-osseux.

L'insertion chirurgicale de fixtures implantaires d'ancrage, dans un contexte anatomique non standard, nécessitant une démarche diagnostique la plus complète possible, nous a décidé de décaler l'intervention chirurgicale, jusqu'à la mise à disposition d'une maquette 3D préopératoire, permettant ainsi de disposer de:

- un outil de diagnostic supplémentaire
- un outil de simulation chirurgicale
- un support de fabrication d'un guide chirurgical en temps opératoire.

## 1.2) Le scanner médical

Deux types de matériels tomodensitométriques, considérés actuellement comme très performants, ont permis d'obtenir des coupes scanographiques en fenêtre osseuse.

- scanner médical Siemens SOMATOM H.Q.
- scanner médical General Electric CT 9800 QUICK

Les matrices de résolution de ces deux machines sont de 512 x 512 pixels, et permettent d'obtenir des images de bonne précision, et suffisamment contrastée pour définir facilement une segmentation des structures analysées.

Les deux machines sont pilotées par des ordinateurs de contrôle et de commande, auxquels sont adjoints des logiciels performants fournis par les constructeurs respectifs. Ces logiciels ont étés exploités pour le modèle de validation et pour le modèle d'application jusqu'à leurs possibilités de reconstructions 3D par voxels.

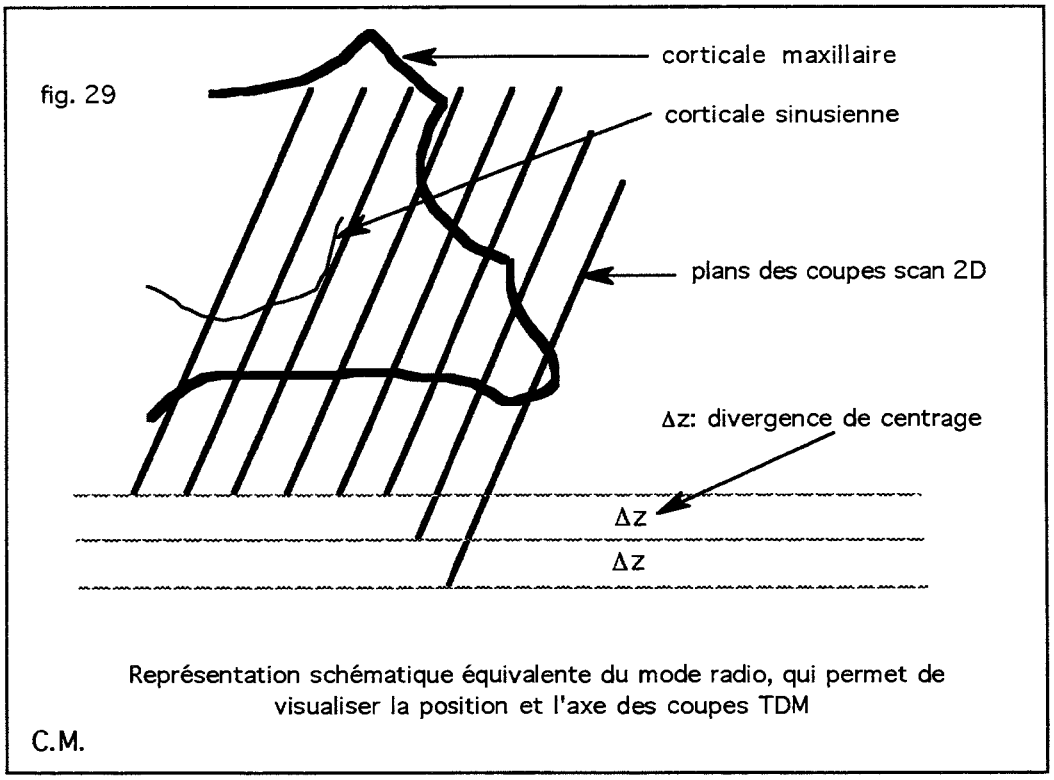
Les images 3D par voxels peuvent montrer dans la suite de l'exposé à la fois la difficulté, voire l'impossibilité, de leur utilisation diagnostique ou clinique en implantologie, mais servir d'éléments comparaison avec les images 3D surfaciques réalisées par modélisation, et les maquettes 3D.

### 1.2.1) Scanogramme du modèle d'essai

Le bilan scanographique d'un patient a été pris au hasard, dans le stock de dossiers du Département de Parodontologie de la Faculté de chirurgie dentaire de Nancy. Ce premier bilan a été demandé en coupes coronales, pour un examen morphologique d'un maxillaire édenté, en vue d'implantologie chirurgicale.

Des tracés ont été pratiqués pour la segmentation des corticales externes maxillo-malaires, et des corticales nasales et sinusiennes.

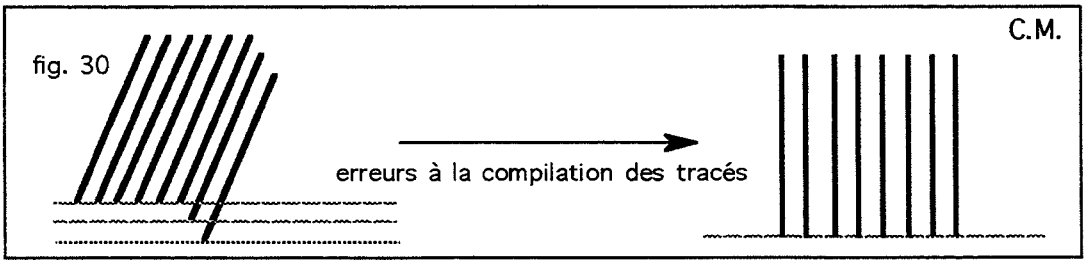
La largeur de champs d'investigation pour chaque image n'étant pas uniforme, le radiologue a été contraint de décaler le centre de la fenêtre d'enregistrement en cours d'examen. De plus, les coupes sont épaisses (2 mm) régulièrement espacées mais non jointives (tous les 3 mm) (cf. fig. 29, page suivante)




Le patient étant relativement agé, il n'a pas été possible d'obtenir une déflexion de la colonne cervicale telle qu'il soit possible d'obtenir un axe de coupe perpendiculaire au palais osseux.

Une fois la segmentation par tracé effectueé, nous nous sommes rendus compte qu'il n'était plus possible de prendre en compte le décalage du centre de chaque coupe.

Les coupes ne peuvent donc en aucun cas être superposables sans erreurs de construction.




1.2.2) Scanogramme du modèle de validation

Pour palier ces artefacts de parallaxes et de centrage, nous décidons pour la mandibule humaine disséquée, un examen TDM en mode d'acquisition axiale.

De plus, d'une part nous souhaitons obtenir un reconstruction fiable, et d'autre part nous n'avons pas à considérer la dose de rayonnements ionisants recue. Nous demandons donc un examen le plus précis et complet possible, en coupes fines (1,5mm) et jointives (tous les 1mm).

Cette investigation est relativement longue, d'autant plus qu'il est demandé un enregistrement et une impression sur film radio de chaque coupe. Une reconstruction 3D par voxels va également être demandée.

La mandibule disséquée est positionnée sur le chariot du scanner, à l'aide de cales, et dans la position qu'elle occupe normalement chez un patient qui subit cette investigation. L'examen tomodensitométrique dure environ 60 minutes, pour le calage, et l'acquisition des coupes 2-D. La reconstruction automatique 3D par voxels, prend environ 35 minutes, et l'observation, l'orientation et l'acquisition des clichés environ 10 minutes. Soit un total d'environ 1H45. (Ces examens ont été pratiqués de nuit, grâce à l'extrême obligeance des Radiologues, afin de ne pas bloquer dans la journée, l'accès au scanner pour les patients admis en urgence ou sur rendez-vous).

Une première radiographie de profil, la "scout view", ou "mode radio", permet l'ajustement du calage et la détermination des plans de coupe.
L'ensemble des données choisies apparait ensuite sur chaque coupe:

- la position initiale est donnée par un repère: -168 mm,
- l'axe des coupes est déterminé parallèle au rebord basilaire de la mandibule,
- l'épaisseur des coupes est de 1,5 mm,
- les coupes sont répétées tous les 1 mm, (-> recoupements d'une coupe à l'autre)
- le statif vertical est à 00° (inclinaison normale pour des coupes axiales)
- le facteur de réduction est de 131 (20 mm réel = 13,1 mm sur coupe)
- le filtre de convolution 3 est choisi (filtre spécial pour l'os)
- la matrice est de 512 x 512 pixels,
- la puissance du générateur est donnée par les constantes électriques, 130 KV, 100 MA,
- le temps d'acquisition de chaque coupe est de 6,8 s,

Avec un examen en coupes axiales millimétriques jointives, nous obtenons une série de 54 coupes axiales 2D de la mandibule, depuis le plan de rebord basilaire de la branche horizontale, jusqu'au sommet des condyles articulaires. Seul le sommet des apophyses coronoïdes n'est pas enregistré.

*Remarque:*

*La largeur nécessaire des coupes, d'un condyle à l'autre, d'une part, et le nombre de coupes à réaliser, d'autre part, a contraint à pratiquer un examen avec un facteur de réduction, pour ne pas multiplier à l'excès le nombre de films et de clichés. Ce facteur a bien entendu été pris en compte par la suite pour la réalisation terminale à l'échelle.*

Ainsi nous disposons des données de départ qui vont être propices à être exploitées selon les besoins que requiert la méthode choisie, et garantissant de ce fait l'obtention d'un minimum d'artéfacts de reconstruction.

### 1.2.3) Scanogramme du modèle d'application

Les résultats obtenus avec le modèle de validation nous confortent dans le choix de l'acquisition des données. Il est donc demandé pour le patient, un examen TDM du maxillaire partiellement denté, en coupes axiales millimétriques jointives.

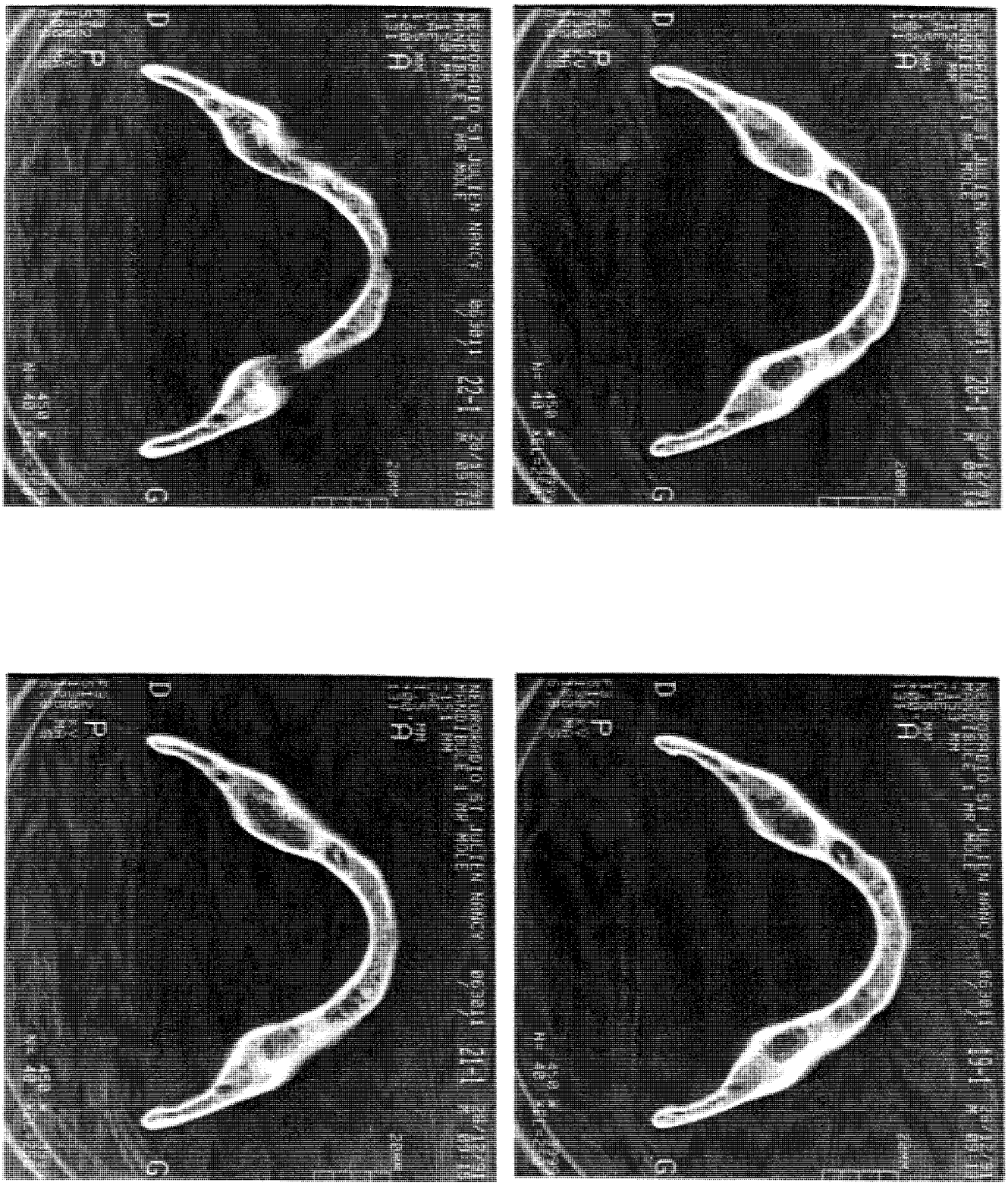
Le bilan fait apparaître un ensemble de 19 coupes millimétriques jointives, en partant d'un premier plan parallèle au plan du palais osseux et passant par le centre des couronnes de dents présentes, et s'étendant progressivement et régulièrement au dessus du palais osseux, mettant en évidence le plancher et la cloison verticale des fosses nasales.

Les structures ossifiées enregistrées sont les suivantes:

- os maxillaires, - apophyses zygomatiques
- os palatins - base des sinus maxillaires
- os malaires - base des fosses nasales

En fin d'examen, il est demandé une reconstruction 3D par voxels, avec une visualisation multi-axiale.

Les images bidimensionnelles sont restituées sur films radio, en" agrandissement 1", c'est à dire, sans facteur de déformation selon les axes x et y.



Scannograme du modèle de validation,
représenté avec un facteur de réducion prédéfini et constant,
tel que le montre l'échelle rapportée sur la droite de chaque image

Photo 3

## 1.3) La segmentation.

Trois types de méthode ont été testées pour obtenir la segmentation des structures anatomiques sur les scanogramme, une manuelle, une semi-automatique, et une automatique. Chacune d'entre elles ont des avantages et des inconvénients qui vont être exposés.

### 1.3.1) Méthode manuelle

• le tracé

Il nécessite de recourir à un opérateur expert du domaine médical concerné. Le tracé des contours des structures à modéliser sur chaque coupe scanographique est ici manuel.

Les documents TDM sont tout d'abord placés sur un négatoscope. Successivement sur chaque image 2D, il est apposé et solidarisé de façon reproductible soit une feuille de papier calque soit une feuille de papier blanc de grain fin (transparence nécessaire). La reproductibilité de positionnement est très importante pour éviter les artefacts de décalages inter-coupes pendant la reconstruction, malgré qu'ils pourront être gérés par l'effet du lissage terminal. Cependant il est facile, dans le cas des bilans TDM, de se cadrer sur les bords carrés et les coins de chaque image, qui sont dessinés.

Le tracé est exécuté sur la feuille de reproduction après une rapide analyse mentale de l'image, avec un stylo feutre noir pointe extra-fine (5/10), ou un rothring de petit diamètre. Il est précis, sans effets de tremblements ou de retours intempestifs, et surtout est continu. Le premier point de chaque contour doit correspondre au dernier point du tracé du même contour. En effet, a suite des opérations dicte un impératif: n'obtenir que des contours fermés, aucun segment ne doit rester ouvert.

Ne sont retenus, et donc tracés que les éléments qui devront être l'objet de la future modélisation.

A ce stade, nous disposons d'un ensemble de tracés que l'on peut qualifiés de physiques ou matériels.

• la digitalisation

Ces tracés continus, sont une série de courbes, qui peuvent être assimilées à une série d'informations analogiques. Une telle source d'information n'est pas exploitable d'une manière quantitative et pour recourir aux calculs mathématiques générés par la modélisation et le lissage. Cette source d'information analogique est donc convertie en un ensemble de données numériques (ou digitales).

Pour ce faire, est utilisé un scanner informatique, piloté par son logiciel spécifique, depuis un micro-ordinateur conventionnel:

- scanner informatique noir et blanc AGFA (400 dpi) (pixels par pouces)
- logiciel pour scanner: MAC SCAN
- micro-ordinateur: Macintosh Mac Plus

Un scanner informatique fonctionne un peu comme une photocopieuse, mais à la sortie, l'information au lieu d'être restitué sur papier, est enregistrée sur une mémoire informatique.

Chaque contour est digitalisé, et devient un fichier de type dessin, en mémoire sur l'ordinateur. Ces fichiers sont ensuite recopiés sur disquette pour sauvegarde et pour transport. Les Fichiers comptent à cet instant plusieurs courbes, représentant l'ensemble des structures tracées sur chaque coupe TDM. Les dessins enregistrés sous ces fichiers sont à présent, des structures discontinues (succession de pixels).

Le temps nécessaire pour le tracé et la digitalisation d'un bilan TDM conventionnel, selon cette méthode manuelle, peut être estimé en moyenne à 2H00.

### 1.3.2) Méthode semi-automatique

L'idée d'optimiser l'étape manuelle de tracé, fastidieuse, est apparue très tôt. Les progrès incessant de la micro-informatique ont encouragé à tenter une approche directe des scanogrammes, avec l'emploi de scanners informatiques travaillant en reconnaissance des niveaux de gris.

L'image 2D TDM est placée sur un négatoscope à plat et trans-illuminée. Un scanner à main est passé directement sur chaque coupe, contrôlé par son logiciel spécifique, depuis un micro-ordinateur conventionnel:

- scanner informatique à main LOGITECH : 32 niveaus de gris (400 dpi)
- logiciel pour scanner: SCANMAN F-2.2
- micro-ordinateur: Macintosh LC

Chaque image est dans un premier temps enregistrée en niveaux de gris. Puis chaque fichier-image est ré-ouvert, pour travailler spécifiquement sur la segmentation. Le logiciel de pilotage du scanner est muni d'outils de manipulation de l'image, mais il est préférable de faire appel à d'autres logiciels spécifiques de travail de l'image:

- Adobe Photoshop™ 1.0.7.
- Adobe Illustrator™, ...

Dans un premier temps l'image est re-seuillée, c'est à dire que l'opérateur va redéfinir l'échelle des niveaux de gris, de façon à obtenir un meilleur contraste de l'image.

Dans un deuxième temps, un outils spécifique permet d'obtenir un extraction automatique de contours individualisés de l'image. A ce stade, de très nombreux éléments sont reconnus et individualisés, mais sans connaissance bien sur de l'anatomie, et plusieurs artefacts apparaissent d'emblée:

- non reconnaissance de toutes les structures, car le seuillage doit être revu sur la lecture de chaque image (chaque coupe TDM)
- association de structures individualisés, pour des éléments qui doivent être distincts (pièces osseuses en contact intime)
- mauvaise définition du contour, ou contours aberrants, dans les cas où les niveaux de gris ne sont pas suffisamment différents (cas des parties osseuses fines, ou la densité du gris diminue progressivement jusqu'au niveau de gris des tissus environnants.

Dans un troisième temps, il est donc nécessaire, sur chaque fichier image, que chaque contour retenu soit retouché de la façon la plus précise, par dessin manuel, avec la souris de l'ordinateur, que chaque contour non retenu soit effacé, et que l'image de fond soit elle aussi supprimée.

Il s'avère que si cette étape parait optimisée intellectuellement, en partie automatique, et en partie manuelle, elle demande un temps équivalent voire supérieur, pour le même résultat.

### 1.3.3) Méthode automatique

Grâce aux travaux du laboratoire ILDI (Institut Lorrain pour le Développement de l'Image) sous la direction du Professeur E. BARRAT, en Faculté de Médecine de Nancy, et sur l'impulsion des travaux du Pr. GERARD [61-64]une méthode automatisée d'extraction de contours a pu être envisagée.

Le scanogramme, toujours positionné et trans-illuminé sur un négatoscope à plat, est observé par un caméra vidéo CCD. La caméra, en observation fixe est reliée à un magnétoscope, lui même en connexion avec un ordinateur (type PC avec processeur Intel 486).

L'image est recueillie à la fois sur un téléviseur relié au magnétoscope, et sur un moniteur vidéo dépendant de l'ordinateur. L'image est cette fois seuillée, ou contrastée, à partir du contrôle vidéo. Un logiciel spécifiquement développé par l'ILDI, permet un capture automatique plus rapide et plus performante que précédemment, des éléments individualisés de l'image. Toutefois, mais certes en moindre partie, les inconvénients de la méthode semi-automatique restent les mêmes, et des manipulations ultérieures demeurent nécessaire.

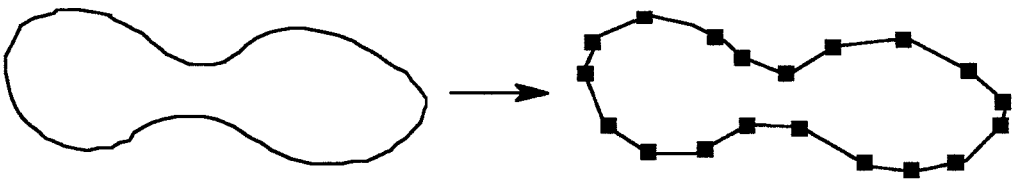
### 1.4) La discrétisation

Les données prises en compte au départ sont un ensemble de coupes sériées. Il faut donc être capable de transformer un contour existant sur une coupe en des coordonnées 3 dimensions

En fin de segmentation, par l'une des trois méthodes précitées, l'information est contenue dans des fichiers de type image en format "bit-map". Chaque fichier contient plusieurs contours d'une même coupe TDM, retenus pour la reconstruction. Les contours y sont représentés sous forme de succession de points (pixels) ayant chacun des coordonnées mathématiques d'identifications. Dans un fichier résultant de la digitalisation, les dessins sont codés de la manière suivante: un point du dessin est codé par la valeur 1, les autres sont codés par la valeur 0. La discrétisation va permettre d'opérer un choix de points représentatifs, à retenir pour la modélisation par triangulation .

Pierre BOUCHET, un des collaborateurs de l'équipe du C.R.I.N., a pu mettre au point à notre intention, un programme (Scan Digit), qui analyse les courbes d'un fichier dessin, qui les caractérise et les simplifie en valeurs discontinues (discrètes), représentatives de la forme globale. De plus, Scan Digit classe successivement et automatiquement chaque contour d'une coupe originale, dans de nouveaux fichiers indépendants ne contenants plus alors qu'un seul contour simplifié.

En effet, une coupe TDM peut contenir un ou n contours suivant le nombre de surfaces qui ont été intersectées par le plan de coupe. La discrétisation revient donc à faire passer d'un modèle continu à un modèle discret, c'est-à-dire à approximer un contour qui est considéré comme une courbe continue par un polygone comme le montre la figure 31 à la page suivante.



Discrétisation: transformation d'une structure continue en un polygone C.M.

fig. 31

Pour réaliser ces opérations, trois étapes sont définies:

- par coupe, la recherche du contour le plus externe; c'est en fait la mémorisation de l'ensemble des points définissant le contour,

- une fois cet ensemble trouvé, la recherche des points principaux permettant d'approximer ce contour par un polygone. Généralement, ces points principaux sont les maxima et les points d'inflexion de la courbe.
  Deux paramètres définissant la précision d'approximation sont utilisés lors de ce calcul:
  - le pas de parcours des points de la courbe,
  - le seuil à partir duquel on considère que le rayon de la courbure est trop grand et qu'il faut donc mémoriser un point principal.

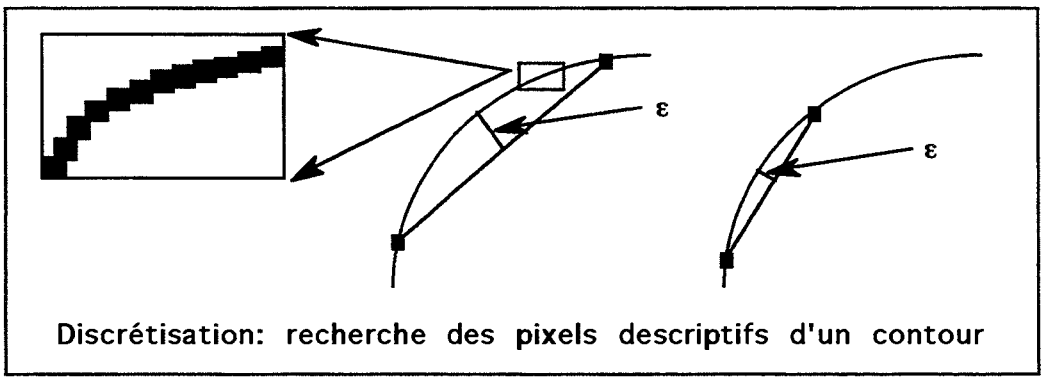
- la suppression sur l'image initiale des points associés au contour qui vient d'être approximé et on recommence à la première étape.

Afin de mieux comprendre ce procédé récursif, envisageons l'exemple d'une portion de courbe.

Une courbe digitalisée est constituée de pixels qui sont des éléments unitaires jointifs connus chacun par leurs coordonnées mathématiques. Aussi la décomposition d'une courbe peut être demandée en fixant un certain "pas" d'analyse: de pixel en pixel, de deux pixels en deux pixels, tous les quatre pixels, ...

Un segment est défini à partir d'un premier pixel de départ de la courbe et jusqu'à un pixel ultérieur. La distance "$\varepsilon$" du centre du segment à la courbe est calculée.

Le deuxième pixel retenu sera celui pour lequel, la valeur ε sera la plus proche d'une valeur seuil prédéfinie. Plus on fixe à ce seuil une valeur basse, plus le degré de résolution de la discrétisation sera performant.



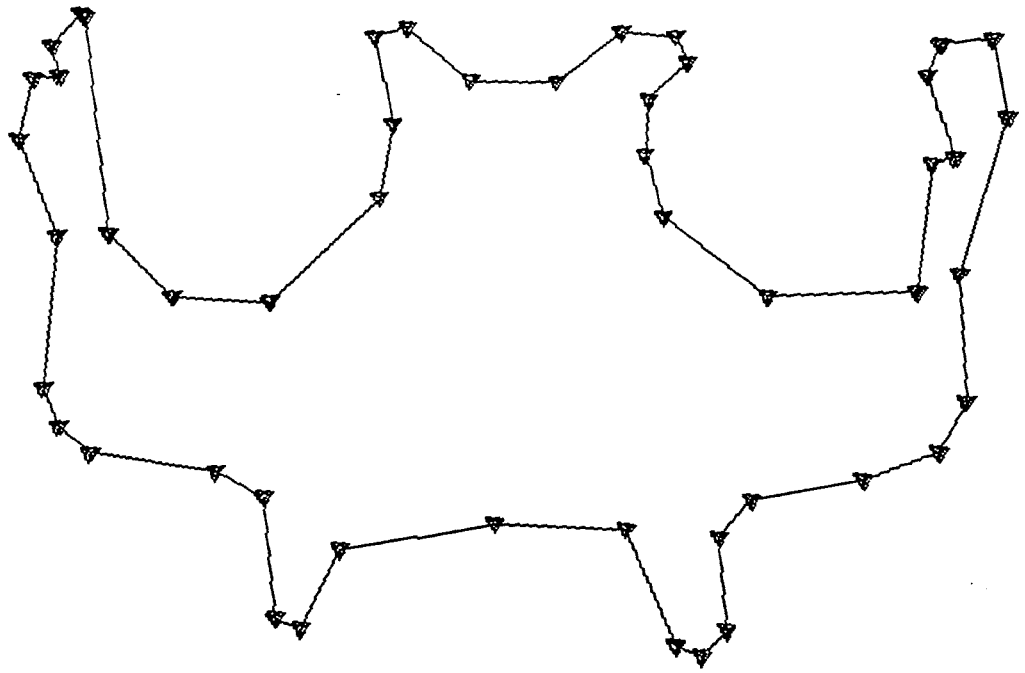

Discrétisation: recherche des pixels descriptifs d'un contour C.M.

fig. 32

Le résultat de ce traitement est un ensemble de fichiers contenant chacun les coordonnées en trois dimensions des points formant un polygone associé à un contour. Les coordonnées X et Y sont calculées par le programme d'approximation en fonction de la taille du dessin qui a été scannerisé, la coordonnée Z est en fait la même pour les contours existants sur une coupe et elle est donnée par l'utilisateur.

Après décomposition des tracés par "Scan Digit", un nombre supérieur de fichiers est obtenu, égal au nombre de courbes dessinées à l'origine. Ils contiennent chacun, un ensemble de coordonnées: celles des points sectionnés à partir du tracé de départ. Les données y sont stockées sous le format ASCII (format le plus standard pour des communications entre matériels différents).

La figure 33, à la page suivante, représente à partir d'un tracé continu sur le scanogramme du modèle d'essai, la représentation schématique des points et segments retenus par "Scan Digit", pour être le support de l'étape ultérieure de triangulation.



Modèle d'essai: discrétisation d'un contour de la corticale externe maxillo-malaire par "Scan Digit" version 1

fig. 33 C.M.

Remarque: Amélioration de qualité

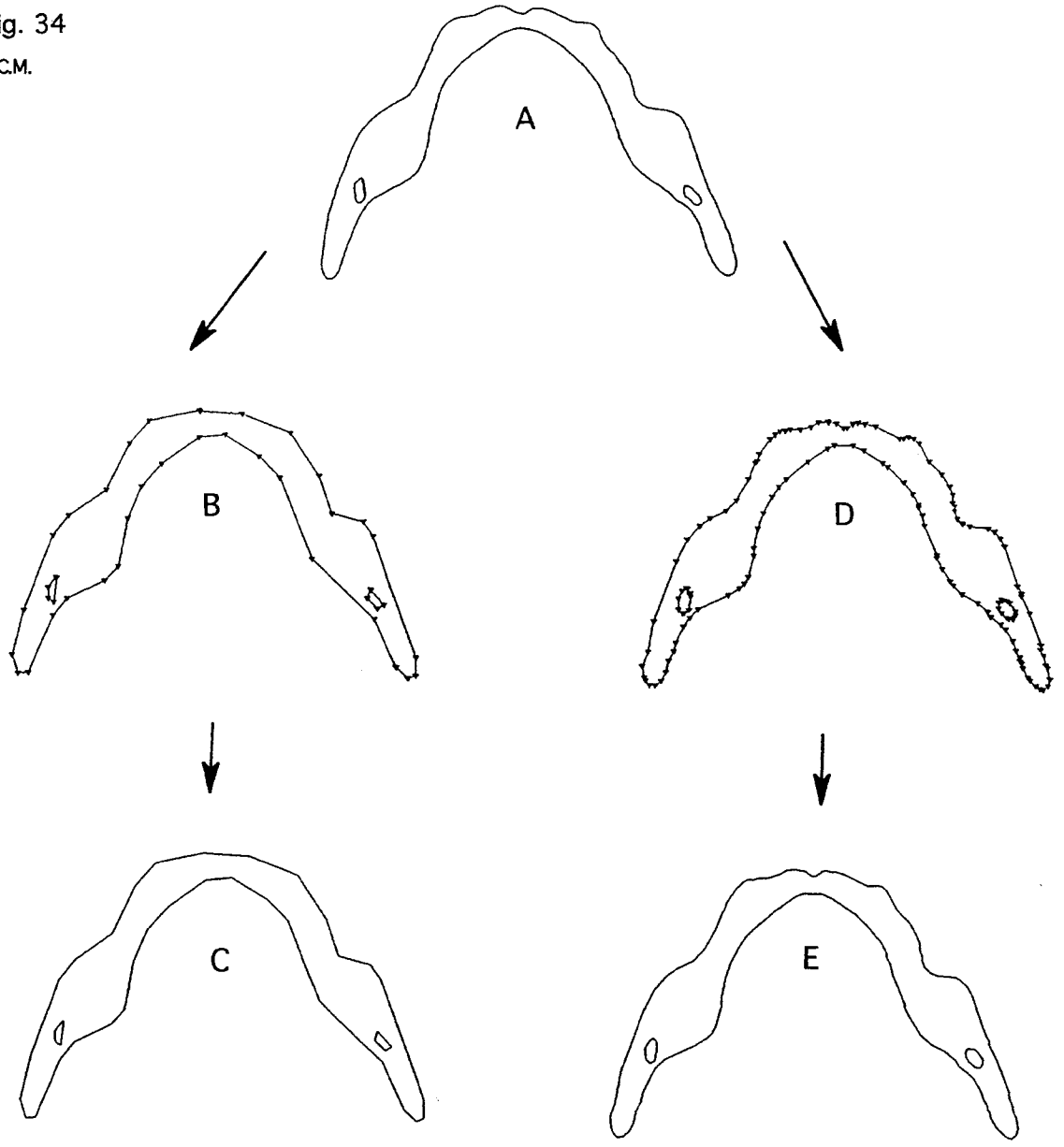
La sensibilité d'analyse de ce programme à été considérablement augmentée, entre la modélisation du modèle d'essai, et le protocole appliqué pour la reconstruction mandibulaire du modèle de validation.

Le nombre insuffisant de points sélectionnés par Scan Digit version 1 permettait d'obtenir un volume de données moins important à manipuler, mais aboutissait à une simplification trop importante des structures, avec une perte de l'information néfaste au réalisme des résultats.

A notre demande, P. BOUCHET a bien voulu reprendre quelques éléments dans la programmation du logiciel Scan Digit, pour aboutir à une version optimisée (Scan Digit ver. 2), de telle sorte que le nombre de points retenus par contour soit très nettement supérieur. Le seuil d'analyse de chaque contour est alors revu beaucoup plus finement, en détectant des variations de courbures, d'ordre inférieure à celles définies dans Scan Digit ver. 1

Ainsi, sur les schémas de la page suivante (fig. 34) , on peut voir un contour du modèle de validation successivement décomposé par Scan Digit dans ses versions 1 puis 2.

fig. 34
C.M.




A: contour initial, déterminé sur scanogramme,

B: points caractéristiques choisis par le programme SCAN DIGIT ver. 1

C: reconstruction de la courbe par segments à partir des points retenus par Scan Digit ver. 1.

D: points caractéristiques choisis par le programme SCAN DIGIT ver. 2

E: reconstruction de la courbe par segments à partir des points retenus par Scan Digit ver. 2.

Cette étape clé pour la triangulation s'effectue alors, avec une perte d'information considérablement réduite, la limite étant représentée par le nombre de points à gérer ultérieurement..

# 2) Modélisation C.A.O.

## 2.1) Matériel: L'infrastructure informatique

Le traitement informatique des données, nécessite un "ordinateur puissant". En langage informatique, cette entité sous entend deux notions distinctes: hardware (matériel informatique proprement dit), et software (logiciels de contrôle et de dialogue avec la machine, et logiciels utilitaires)

2.1.1) Hardware, composé d'un computer (ordinateur), avec

* de grosses capacités en mémoire morte, pour l'archivage des fichiers de contours de départ et surfaces intermédiaires crées,
* de grosses capacités en mémoire vive, pour le stockage des données du logiciel (gOcad) et des fichiers gérés ou créés par le logiciel,
* d'une grande capacité de calcul, car la modélisation recquiert des opérations complexes sur un grand nombre de données numériques,
* d'une grande vitesse de travail, afin de permettre une utilisation interactive de l'utilisateur la plus aisée et conviviale possible,
* d'une capacité de reproduction et d'affichage graphique 3D, la plus évoluée possible,
* un écran à haut degré résolution et de grande taille: 23 pouces

① • H.P. / 375
Mémoire vive : 32 Mo
Vitesse de travail : 8 Mips
Processeur graphique : 3D_SRX
67 Kvecteurs 3D/s
9,5 Kpolyg. 3D/s
Logiciel graphique : Starbase

② • Silicon Graphics. IRIS 4D 210/VGX
Mémoire vive : 32 Mo
Vitesse de travail : 20 Mips
16 SPEC'marks, 3,3 Mflops
Processeur graphique :
1 Mvecteurs 3D/s
1 Mpolyg. 3D/s
Logiciel graphique : Graphic Library

③ • H.P. / 720
Mémoire vive : 32 Mo
Vitesse de travail : 58 Mips
60 SPEC'marks
18 Mflops
Processeur graphique : Turbo VRX T4
882 Kvecteurs 3D/s
330 Kpolyg. 3D/s
Logiciel graphique : Starbase

④ • H.P. 715/50
Mémoire vive: 64 Mo
Vitesse de travail: 62 Mips
69 SPEC'marks
13 Mflops
Processeur graphique: CRX 48 Z
1,2 Mvecteurs 3D/s
600 Ktriangles/s
Logiciel graphique: Starbase

Les modélisations ont été effectuées successivement sur les quatre stations de travail précédentes. La station 4 a pu être achetée grâce à un contrat de recherche clinique sur 3 ans.

2.1.2) Software comprenant,

* un logiciel de C.A.O. (ou C.A.D en anglais, pour Computer Aided Design) adapté, doté d'un langage de programmation standard et performant,
* un système d'exploitation étendu à la communication en réseaux,
* un système de fenêtrage, pour la convivialité et l'aide à l'affichage des données.

| |
|---|
| Système d'exploitation : UNIX |
| Système de fenêtrage : X_Window |
| Langage de programmation: C (développement en cour avec C++) |
| Logiciel C.A.O.: gOcad |

2.2) **Méthode: Modélisation géométrique avec gOcad**

Dans de nombreux domaines comme la biologie, la médecine, la géologie, lorsque l'on doit modéliser une surface complexe dont on ne connaît qu'un ensemble de points, on s'oriente actuellement vers les techniques de triangulation, afin d'en obtenir une représentation à la fois simple et relativement précise.

Les facettes triangulaires s'adaptent bien à la complexité des surfaces et permettent de définir leur forme avec précision. Grâce à la solidité de leur base mathématique, et à la simplicité de leur mise en oeuvre, ces méthodes se seront montrées efficaces pour modéliser les surfaces complexes correspondant aux objets naturels rencontrés en géologie et en médecine.

Ce type de modélisation des surfaces est celui qui a été retenu dans le projet gOcad, développé à l'Ecole de Géologie de Nancy (I.N.P.L.) par l'équipe du L.I.A.D. et du C.R.I.N, sous la direction du Professeur J.L. MALLET.

2.2.1) Transfert des données discrétisées.

En fin de discrétisation Les fichiers informatiques créés sur Système Macintosh, et contenant chacun les coordonnées d'un contour digitalisé, sont enregistrés en format ASCII. Ils sont alors copiés par l'intermédiaire d'un réseau, sous un répertoire spécifique d'un disque dur relié aux stations de travail fonctionnant sous UNIX, décrites précédemment.

Le programme de C.A.O., gOcad (J.L.MALLET), va être appelé en mémoire, et les fichiers des contours digitalisés seront gérés par le programme de C.A.O., qui les identifiera, en "*P-line*". Chaque P-line en mémoire représente alors un contour digitalisé d'un scanogramme de départ.

### 2.2.2) Les entités géométriques

#### 2.2.2.1) Vertex

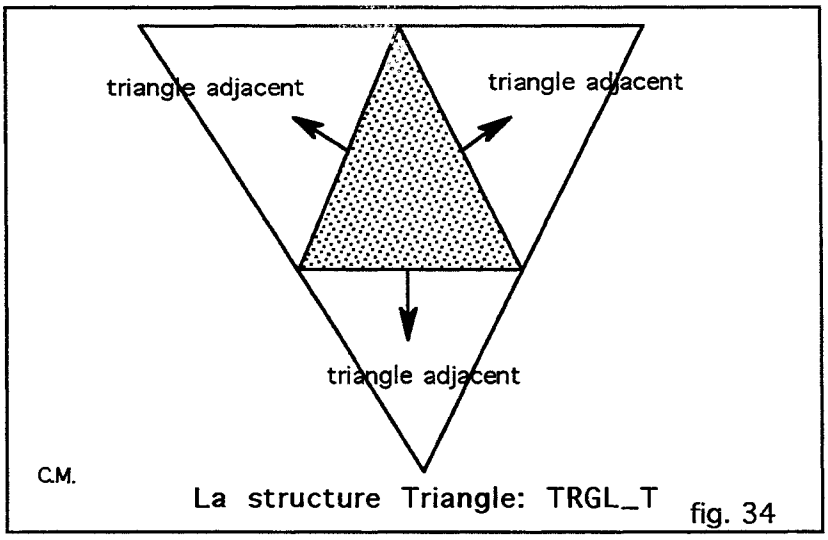
La notion de "***vertex***" est la structure de données la plus simple. Un vertex est un point de l'espace 3D auquel on associe des informations.

#### 2.2.2.2) Atome

Alors que la notion de ***vertex*** existe pour préciser la géométrie de l'objet, c'est à dire sa position dans l'espace, une autre entité est nécessaire si on veut décrire sa topologie, c'est à dire l'ensemble des relations de voisinage qui caractérisent la forme de l'objet indépendamment de sa position géographique. Avec cette notion d' "***atome***", gOcad se donne un moyen supplémentaire pour décrire les relations de voisinage. afin d'optimiser les performances de la méthode d'interpolation D.S.I. En effet cette méthode de lissage est fondamentale dans le projet. Comme elle nécessite un accès rapide à tous les noeuds connectés à un noeud donné, il est naturel de représenter les liens entre un vertex donné et ceux qui se trouvent autour de lui par analogie avec une structure atomique.

#### 2.2.2.3) Triangle: TRGL_t

Un triangle est une structure qui contient un certain nombre d' informations, et qui va permettre de pouvoir générer des surface par juxtapositions.
Les trois sommets d'un triangle sont représentés par les trois atomes dont les vertices (pluriel de vertex) précisent la position dans l'espace.




La structure Triangle: TRGL_T fig. 34

Les triangles sont dits orientés. Ainsi pour toute paire de triangles adjacents, le coté commun est parcouru en sens inverse selon la numérotation des atomes des deux triangles.

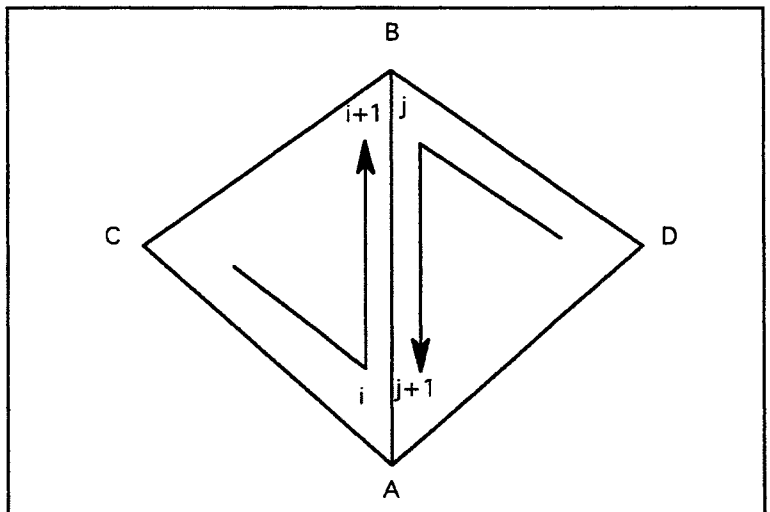



fig. 35

Orientation des triangles TRGL_t C.M.

2.2.2.4) Surface: T-surf

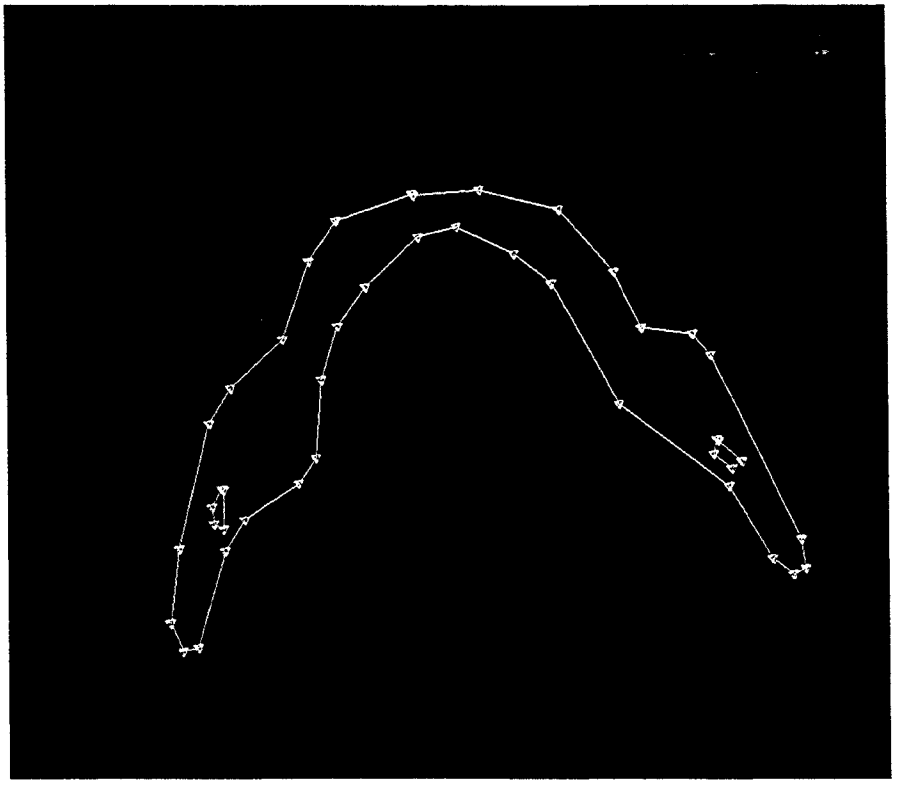
Est appelée "*T-surf*" toute surface décomposée sous forme d'une ensemble de facettes triangulaires. Les côtés de chaque triangle sont les "arêtes" de la surface, tandis que les sommets de chaque triangle sont appelés les "noeuds".

Une *T-surf* peut être composée de plusieurs morceaux, chaque morceau pouvant être ouvert ou fermé.

2.2.2.5) Courbe : P-line

Par analogie à la T-surface qui est utilisée pour représenter une surface, on définit la P-line pour représenter un ligne polygonale. On appelle "*P-line*" toute ligne composée d'un ou plusieurs ensembles de segments adjacents.

Les *P-lines* sont les premières unités de reconstructions que l'on exploite avec gOcad en vue de l'interpolation des surfaces. Elles symbolisent les contours digitalisés des structures anatomiques primitivement recueillies sur imagerie médicale 2D (cf. fig. 36 page suivante).



**Exemples de P-lines, avec leurs atômes sur un tracé du modèle de validation,**
**( avec application du programme Scan Digit ver 1)** C.M.

fig. 36

2.2.2.6) Les points de contrôle: Control-nodes

Certains points d'une T-surf sont connus et leur position ne doit être affectée par l'emploi des algorithmes ultérieurs dont D.S.I., Ils sont appelés "***control-nodes***", ou "cn", et correspondent à des atomes pour lesquels le champ "movable" (to move = déplacer) du vertex attaché est égal à zéro.

2.2.2.7) Les points de contrôle avec coefficient de certitude: fuzzi-control nodes

Il arrive que la position (x,y,z) d'un noeud soit connue avec un certain coefficient de certitude. L'algorithme D.S.I. va prendre en compte ce type de contrainte au sens des moindres carrés. Tout se passe comme si le noeud était attaché au point de coordonnées (x,y,z) par un élastique, dont le coefficient d'élasticité était proportionnel au coefficient de certitude.

En cours de lissage 3D par D.S.I., seuls les atomes représentés par des ***fuzzi-control nodes*** seront affectés par un déplacement contrôlé.

2.2.3) Confection de surfaces: triangulation

Il s'agit de créer des maillages adaptés à la complexité des surfaces naturelles. Cette technique s'inspire du tricot. Une maille représente la création d'un triangle. La façon d'enchaîner les créations de triangles est analogue en tricot au choix de combinaison des mailles.

2.2.3.1) Reconstruction d'une surface à partir de contours

Le but est de construire une surface triangulée entre deux contours fermés. Il s'agit donc de déterminer une méthode générale pour "tendre" un réseau triangulaire qui approxime les différents types de surface géométriquement équivalents:

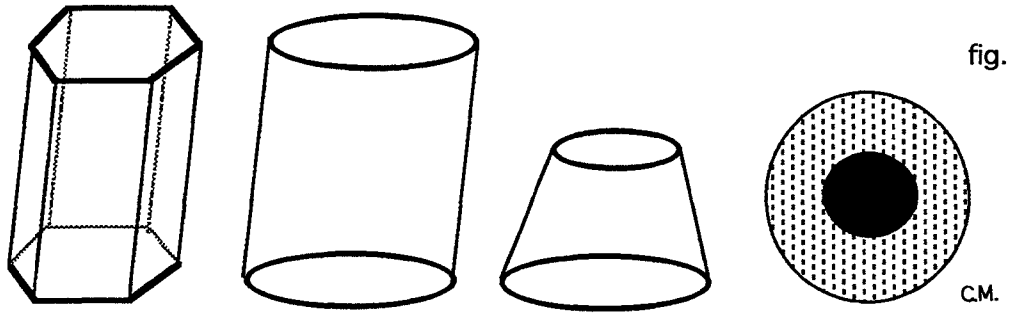



fig. 37

Les frontières de ces différents contours doivent toujours être discrétisées, c'est a dire être définies par des lignes polygonales.

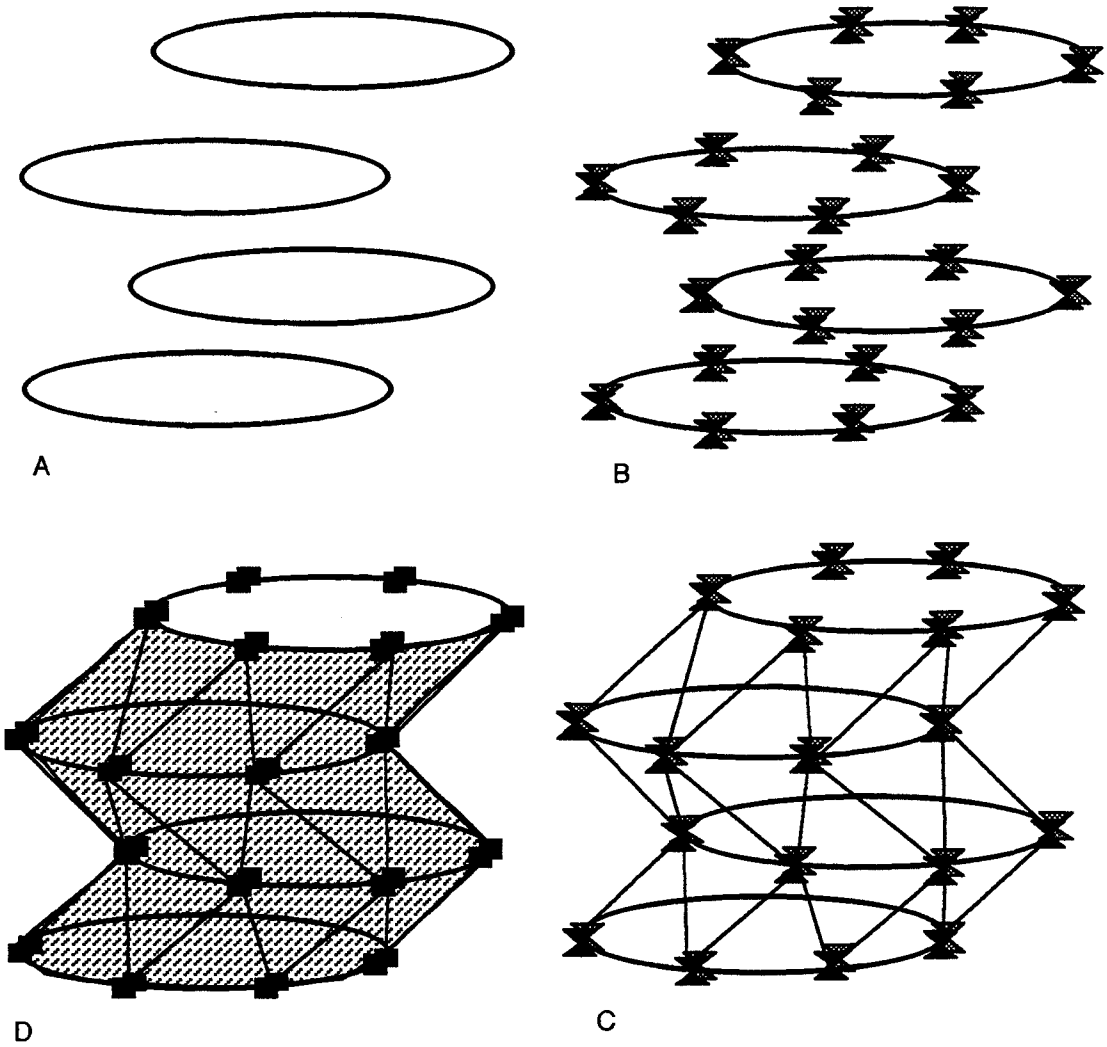
Pour la reconstruction de surfaces entre des coupes sériées, on dispose en général de contours situés dans des plans parallèles. La solution consiste donc à juxtaposer virtuellement des couches de triangles entre ces différentes coupes. Il va donc être créé des auréoles de noeuds, et les nombres de noeuds sur chaque auréole intermédiaire devra être ajuster de sorte que une variation puisse s'établir régulièrement.

Tout d'abord, dans une phase d'initiation, une place est réservée en mémoire pour les triangles qui vont être créés, ainsi que pour les noeuds (atomes et vertices). Pour faciliter la mise à jour ultérieure des relations de voisinage, fondamentale pour l'utilisation de l'algorithme D.S.I. , les triangles et atomes sont rangés dans des tableaux de tableaux.

Ensuite, une phase d'ajustement final consiste à jumeler les points frontaliers de la surface triangulée qui vient d'être construite, avec ceux des frontières réelles.

Chaque atome frontalier est enfin fixé en tant que "control-node", pour garantir l'indéformabilité momentanée de la surface générée.

Les différentes étapes sont résumées sur la figure 38 de la page suivante.




Les étapes de la créations de surfaces modélisées

C.M. fig. 38

Dans cette approche, le problème de la triangulation se ramène à une recherche du plus court chemin dans un graphe. L'approximation polygonale des contours supprime des irrégularités et des détails qui peuvent être important pour le diagnostic. En fait il faudrait qu'il n'y ait aucune compression des données, (i.e. chaque pixel du contour est un sommet d'un triangle) pour obtenir une représentation précise. Malheureusement le nombre des facettes serait considérable, cela augmenterait alors la complexité et le temps de calculs de l'algorithme de reconstruction et diminuerait l'intérêt de cette méthode.

Dans la fenêtre de gOcad, prévue pour générer des "T-surf" à partir de "P-lines", plusieurs options peuvent être choisies de sorte à optimiser la triangulation. Ainsi l'opérateur peut, si il le désire, avoir une action sur les commandes suivantes, détaillées ci-après:

- "level"
- "recursive convex hull"
- "unit square mapping"

2.2.3.1.1) "level": nombre de noeuds intermédiaires

Dans le résumé schématique de la page précédente, n'apparait pas un facteur important à prendre en compte, lors de l'élaboration d'un surface entre deux *P-lines* : le nombre de noeuds, ou niveaux intermédiaires à placer. Ce facteur est déterminant car il influe au niveau des possibilités ultérieures de retouches et de lissage.

Si le nombre de noeuds intermédiaires demandés est grand, le nombre de facettes triangulaires à gérer sera important, et affaiblira d'autant les performances en temps de calcul par la suite.

Si ce nombre est trop petit, le nombre de facettes triangulaires sera faible, la surface reconstruite aura des contraintes importantes avec des angles vifs entre les axes de facettes adjacentes, ce qui peut gêner ou artefacter la triangulation et affecter par la suite les performances de lissage.

Entre des contours successifs proches, dans le cadre des reconstructions anatomiques, cette valeur à été choisie à 2 ou 3 niveaux intermédiaires, le plus souvent. Le choix s'opère par simple action sur le déplacement d'un curseur, avec la souris.

2.2.3.1.2) "Recursive Convex Hull": analyse récursive des géométries complexes

Parfois, une association entre deux contours géométriquement très différents peut être demandée. Le choix de l'option algorithmique "*recursive convex hull* ", va alors permettre une meilleure répartition de la triangulation.

Pour en comprendre le mécanisme d'action, nous devons au préalable définir ce qu'est une enveloppe convexe, et décrire la façon dont on l'obtient.

<u>Détermination de l'enveloppe convexe d'un contour complexe.</u>

Un ensemble de points est dit convexe lorsque tout segment de droite tendu entre deux point quelconques contenus dans l'ensemble ne coupe jamais la limite de l'ensemble (cf. fig. 39, page suivante).

L'enveloppe convexe d'un ensemble quelconque, est définie comme la frontière du plus petit ensemble convexe contenant l'ensemble quelconque de départ.

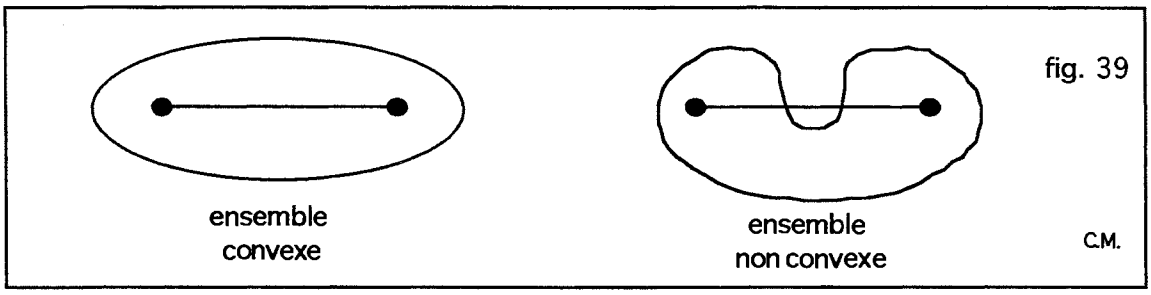
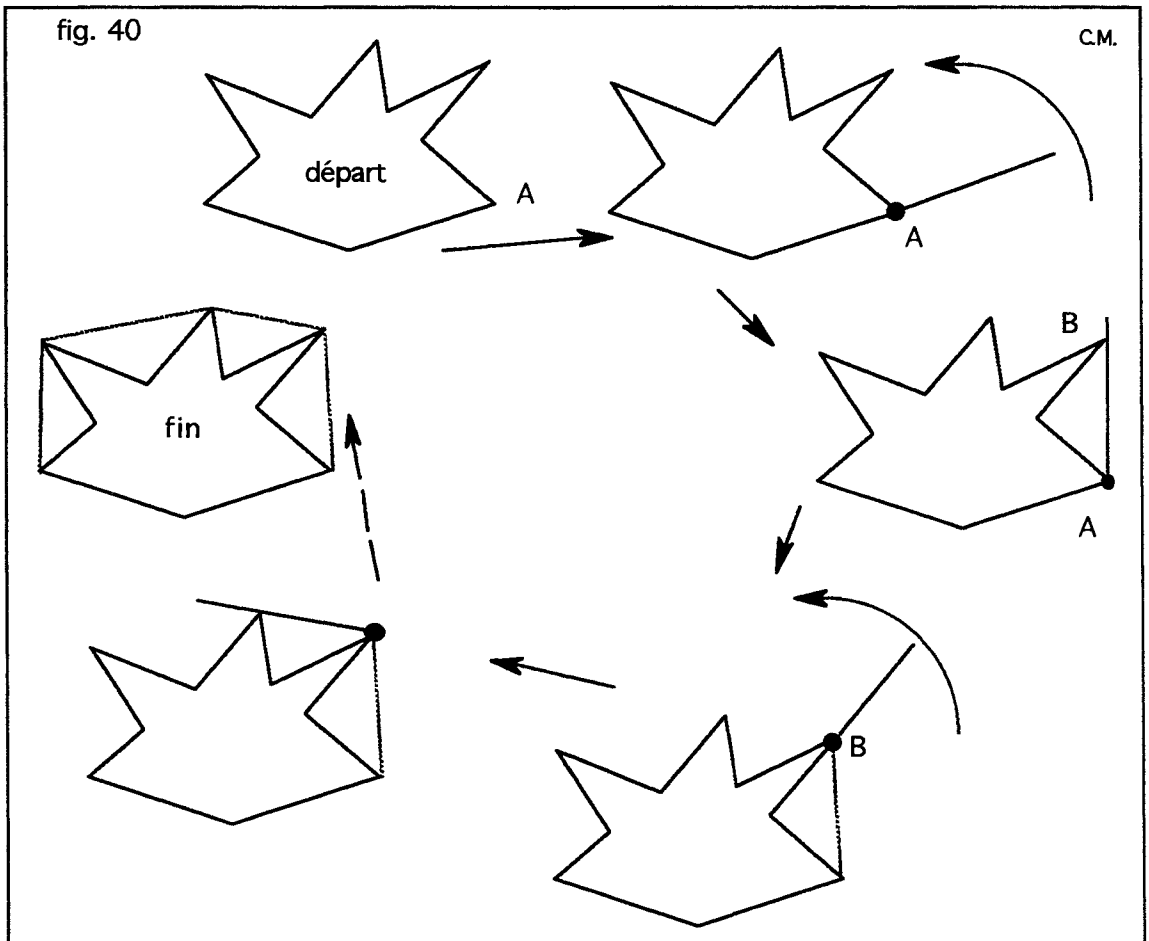



fig. 39

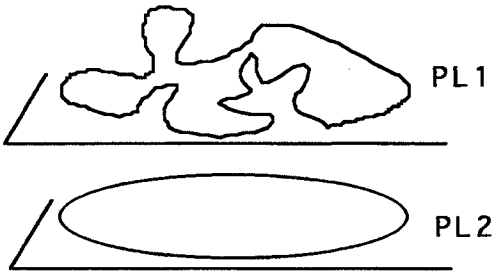
Pour arriver à déterminer l'enveloppe convexe qui circonscrit à minima une forme géométrique quelconque, une méthode simple est mise en pratique, comme le montre le schéma de la figure 40 ci-dessous.

A partir d'un point A, dit origine d'un contour, on créé un segment de droite s'éloignant du contour. Puis, on imprime à ce segment de droite une rotation dont le centre s'établit au point de départ, qui se poursuit jusqu'à ce que le segment rentre en contact avec un autre point du contour. A ce moment, la portion courbe intermédiaire entre le premier et le deuxième point, est remplacée par un segment de droite.

fig. 40

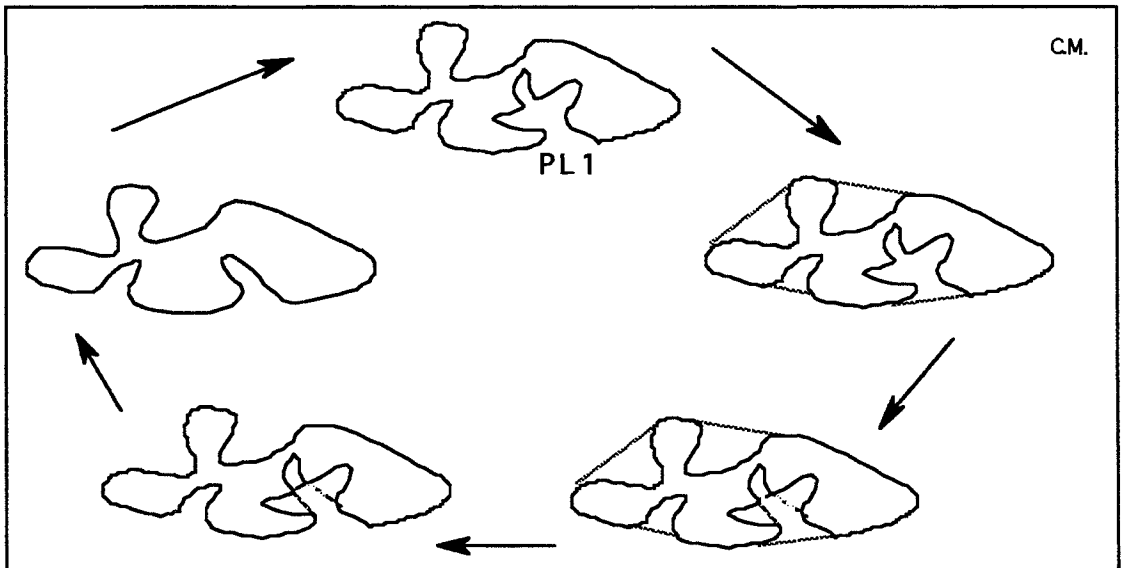



Détermination de l'enveloppe convexe d'un contour complexe




A présent, imaginons par exemple que nous désirons associer les contours PL1 et PL2 ci-contre pour créer une surface.

Un traitement du contour PL1 va être nécessaire, afin que la triangulation puisse s'effectuer régulièrement. Tout d'abord l'algorithme va chercher l'enveloppe convexe pouvant contenir ce contour complexe (fig. 41). L'enveloppe convexe est obtenue en supprimant toutes les concavités, et en recalculant des segments de droite à leur place.



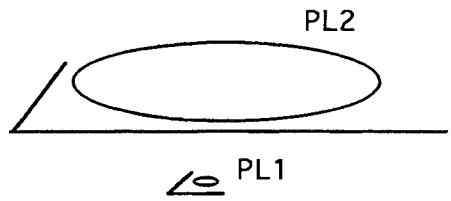

*"Recursive Convex Hull "*
Définition de l'enveloppe convexe de PL1
et opérations récursives de traitement de PL1 jusqu'à retour à la forme originale

fig. 41

PL1 ainsi redéfinie est beaucoup plus similaire à PL2, et une triangulation simple peut être facilement définie entre les deux nouveaux contours. Ensuite, les concavités de PL1 vont être analysées de façon récursive, c'est à dire des plus volumineuses aux plus petites, et par voisinage immédiat. Les noeuds, et la triangulation sont alors successivement remaniés de proche en proche, de telle sorte que la surface générée vienne épouser intimement la forme voulue en situation originale de PL1.

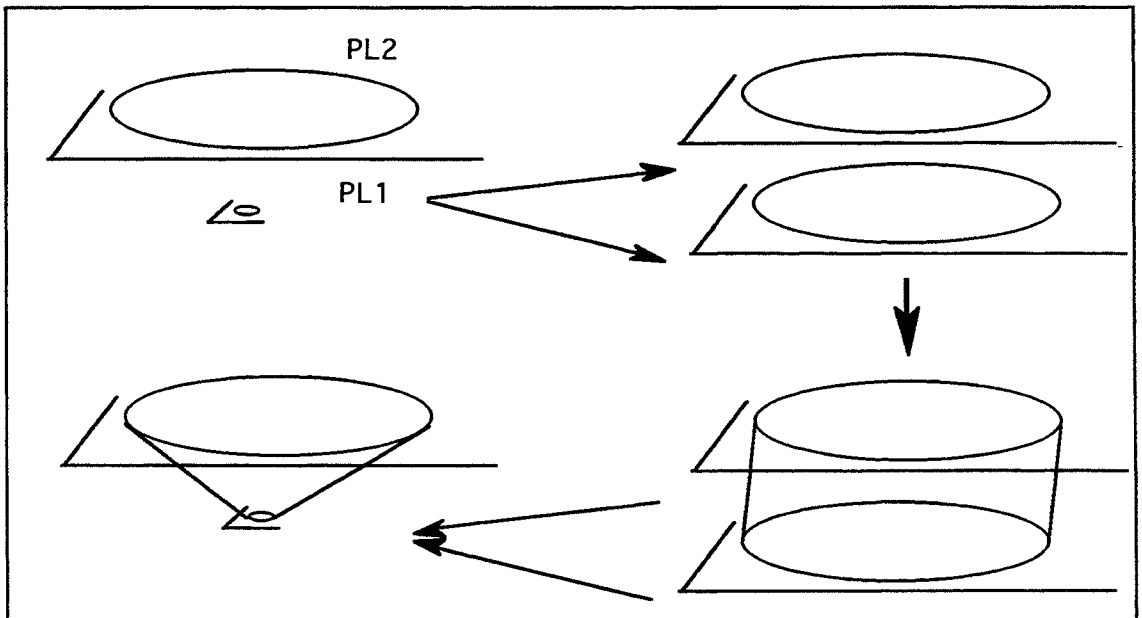
2.2.3.1.3) "Unit Square Mapping"

Une version particulière de l'algorithme de triangulation a été aménagée pour les cas de figure, où deux contours successifs sont à associer alors qu'ils présentent de différences importantes de taille.




Le problème réside dans les choix possibles d'associations des points des deux contours, qui peuvent être mal adaptés successivement sur chaque contour. Et dans ce cas, une surface qui devrait prendre une forme simple en tronc de cône, se trouve vrillée anormalement.

Une méthode simple adaptée à de tels cas, consiste dans un premier temps, à ramener le contour PL1 à une échelle similaire à celle de PL2, et à traiter la triangulation de la manière la plus simple possible par l'algorithme conventionnel. Enfin, une fois la surface créée, une transformation inverse d'échelle est opérée pour ramener PL1 à sa taille originale, et la surface se trouve automatiquement confinée en direction de PL1 originale.




*"Unit Square Papping "*
Traitements successifs d'échelle sur PL1 pour générer une surface correctement triangulée

C.M.

fig. 42

2.2.3.2) Modifications apportées aux surfaces.

2.2.3.2.1) Associations de surfaces

Quand plusieurs surfaces appartenant à la même structure de reconstruction d'un organe ont été reconstruites par triangulation entre contours successifs, elles sont associées entre elles, pour n'être alors gérés que comme une seule entité par gOcad. Pour des raisons de commodités de langage, nous parlerons de "peau" pour une telle association de surfaces adjacentes.

Cette commande est obtenue par l'ordre "*associate t_surf*"

La reconstruction totale d'un organe modélisé par cette méthode surfacique fera donc apparaître un ensemble de "peaux" qui décriront l'objet virtuel. Toutefois, ces peaux, brutes de reconstruction par triangulations successives, ne sont pas toujours homogène dans leur réseau maillé. Certains outils de gOcad ont donc été développés pour répondre aux exigences réalistiques des futures étapes de lissage.

2.2.3.2.2) Dédoublement de noeuds, ou multiplications des triangles.

On peut imaginer différentes façon d'affiner un maillage. Une solution qui a été retenue dans gOcad consiste à définir un critère pour choisir les triangles concernés pour une opération de raffinement, et à ajouter un nouveau noeud à chacun des côtés de chacun des triangles que l'on veut re-diviser. On remplace donc ce triangle par quatre triangles plus petits. C et outil qui consiste à dédoubler les noeud est appelé "*split trgl_t*". Cette opération conserve la structure géométrique sous-jacente (cf. Fig 42 et 43). L'outil peut être utilisé de deux façons différentes:

- globalement, sur la totalité d'une surface choisie,
- en auréoles, autour d'un triangle donné.

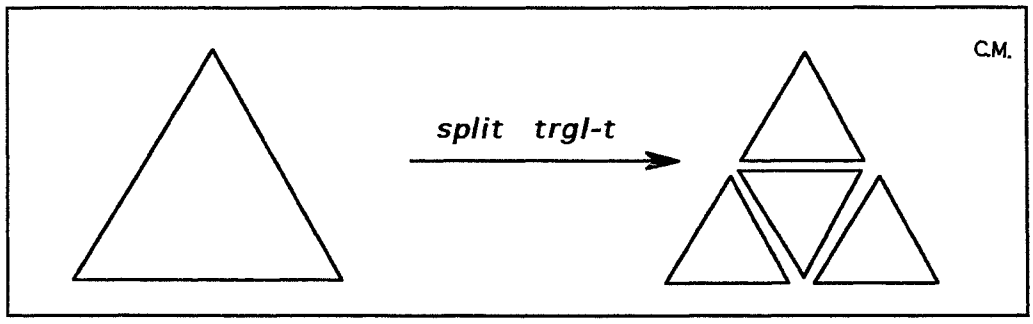
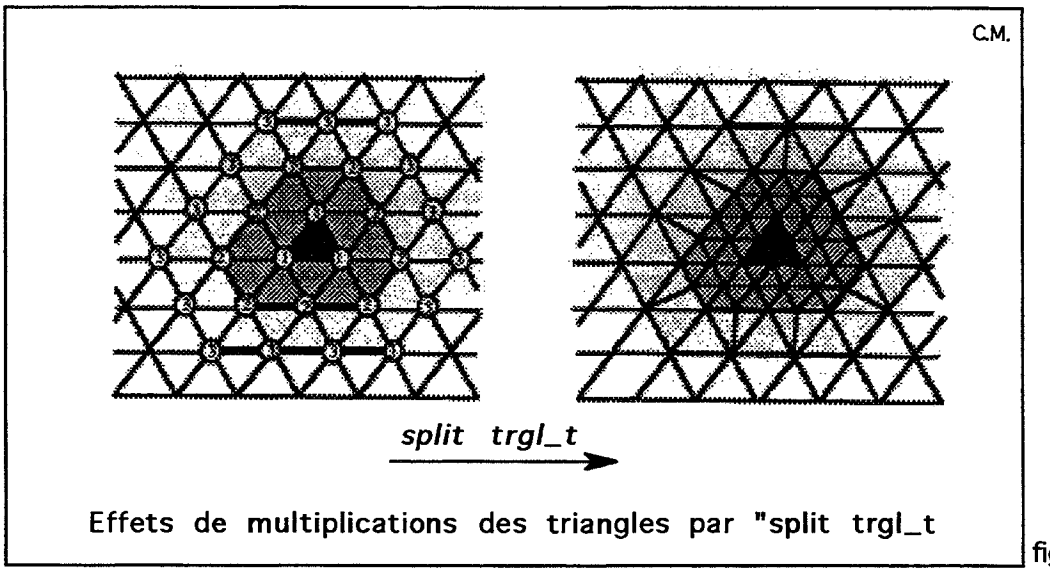



fig. 42




Effets de multiplications des triangles par "split trgl_t

fig. 43

Ces deux variantes seront exploitées de façon différentes lors des étapes de préparation au lissage 3D par D.S.I., selon qu'il s'agisse d'effectuer un lissage global sur la surface, ou ponctuel et uniquement dans un secteur particulier prédéfini.

2.2.3.2.3) Embelliseurs de maillages

Un outil particulier de gOcad sert à embellir, c'est à dire régulariser la triangulation. En effet il arrive que les triangles définissant la surface soient très irréguliers par leur forme et par leur taille.

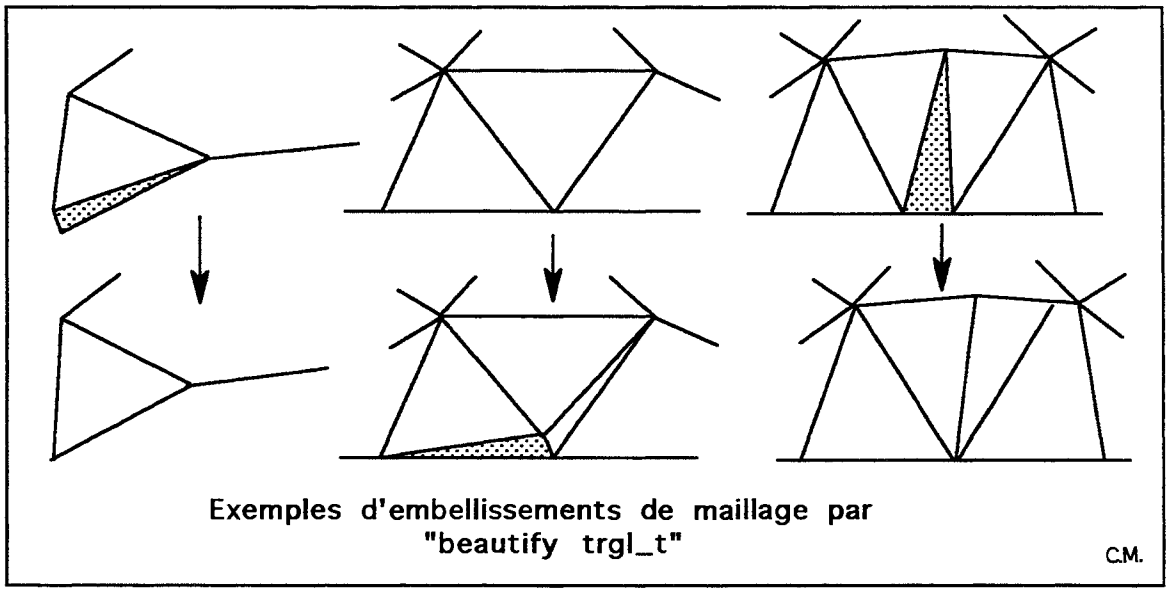
Les raisons pour lesquelles il est souhaitable d'embellir un maillage ne tiennent pas seulement de l'ordre de l'esthétique. Des irrégularités dans un maillage peuvent provoquer des problèmes d'instabilité numérique dans des algorithmes d'interpolation basés sur des triangles.

L'outil développé pour ce besoin s'appelle: "***beautify trgl-t***". Son but est de détecter les irrégularités du maillage, et de tenter d'y remédier, tout en préservant l'allure générale de la surface.

Beatify trgl_t est basé sur une méthode d'analyse numérique. Il agit directement sur l'ensemble des noeuds du maillage, en modifiant certains liens, et en supprimant certains triangles. En conséquence, elle modifie légèrement la topologie.

Pour ce faire, il est définit un "indice de beauté" d'un triangle, en fonction de sa conformité à une allure équilatérale ou non.

Quand une "peau" est reconstituée par l'association de différentes surfaces conjointes, le maillage ne s'est pas toujours établi par les mêmes contraintes, aussi la triangulation globale n'est pas obtenue de façon homogène. Cette commande sera de même exploitée avant les procédures de lissage par D.S.I., afin d'obtenir sur les surfaces assemblées, une homogénéisation de la triangulation.

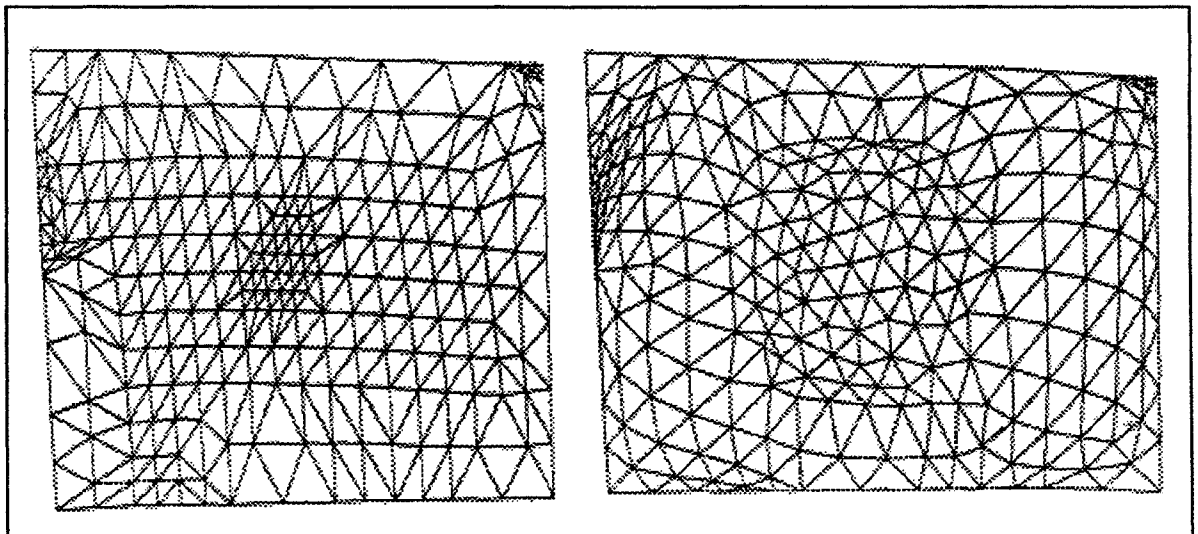


Exemples d'embellissements de maillage par "beautify trgl_t"

C.M.

fig. 44

Cette commande a également deux fonctionnalités, soit globale soit sectorielle.
Quand une région d'une surface a été "splittée", c'est à dire densifiée en triangle, "beautify trgl_t" peut avoir comme effet "désplitteur".



effet embelliseur de beautify trgl_t
après un traitement local par split trgl_t

C.M.

fig. 45

### 2.2.3.3) Cas particuliers: les embranchements

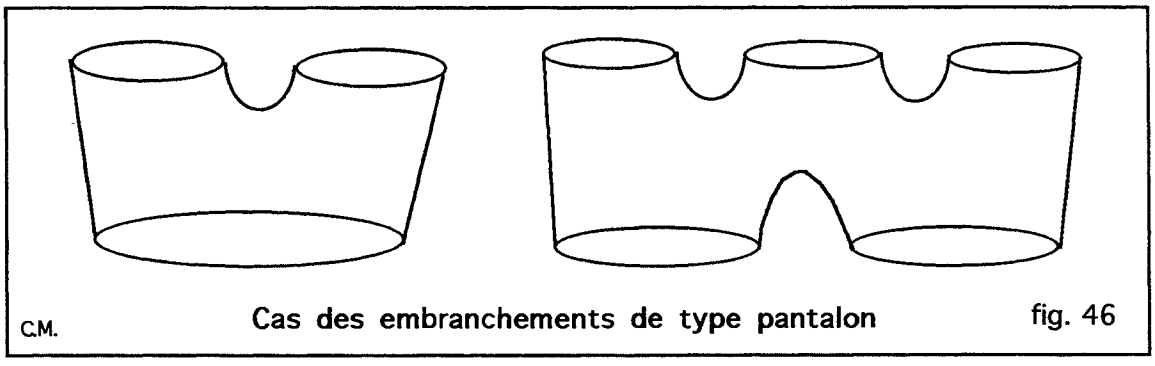
#### 2.2.3.3.1) Description du problème

Des améliorations ont été apportées pour traiter les cas d'embranchements dans la génération des surfaces complexes. Les cas de reconstructions de pantalons, de trous ou canaux dans les objets, ne sont pas automatisés actuellement dans gOcad, et les manipulations de surfaces nécessitent pour l'instant l'interaction de l'utilisateur.

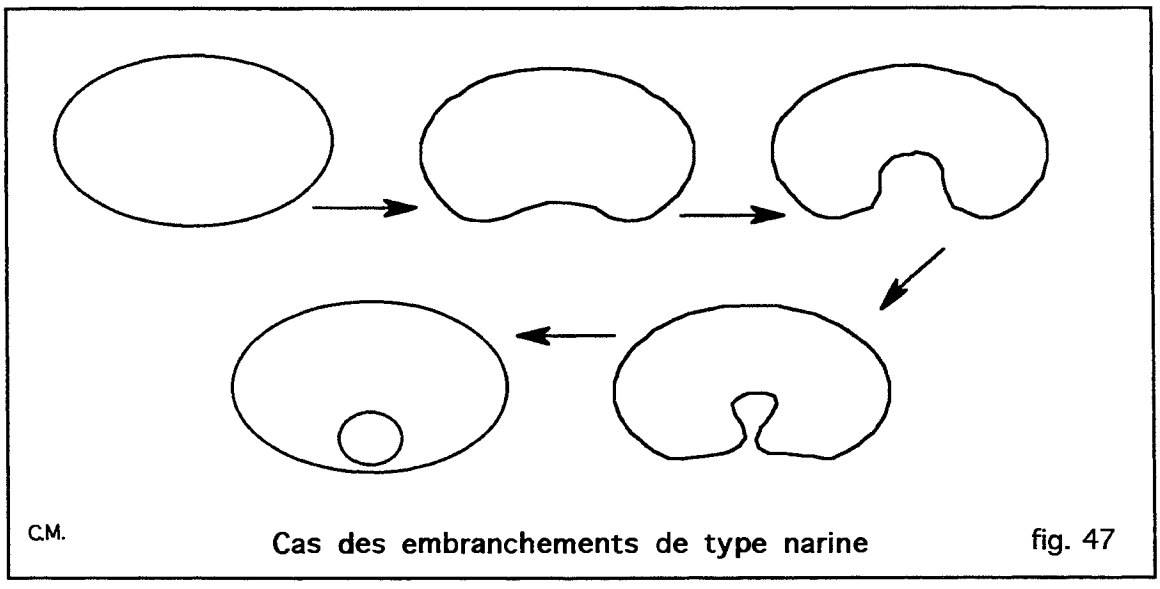
Durant ces dernières années, plusieurs approches ont été testées pour la créations de modèles d'embranchements. Certaines méthodes sont d'ailleurs toujours à l'étude.

Plusieurs cas de figure peuvent se présenter pour des embranchement de différentes complexités.

- les formes pantalons, qui peuvent s'apparenter à un division externe de la surface,
- les formes invaginantes, pour représenter le départ d'un canal vers l'intérieur, ou une forme de type narinaire.



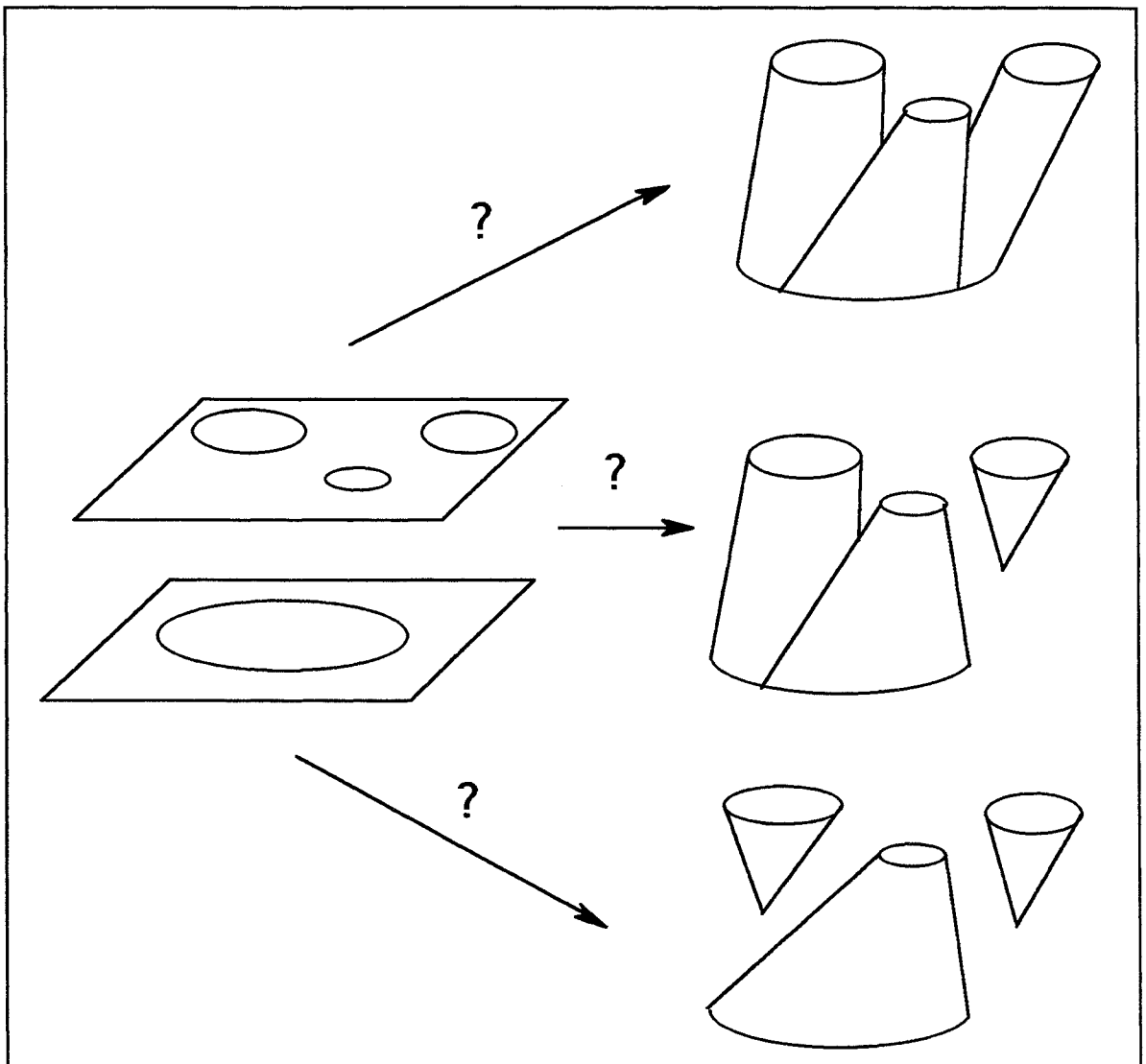
C.M. Cas des embranchements de type pantalon fig. 46



C.M. Cas des embranchements de type narine fig. 47

La gestion de ces modèles d'embranchement est très complexe du point de vue mathématique, et elle est l'objet d'une compétition internationale dans le domaine de la C.A.O.

Pour une même série de contours, plusieurs solutions différentes peuvent être acceptables. L'interaction de l'utilisateur devra sans doute être systématiquement requise.




**Différents types d'embranchements à partir d'un même système de contours**

C.M.

fig. 48

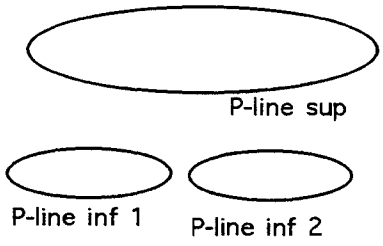
Ces cas de figure sont fréquemment rencontrés dans les reconstruction d'objets virtuels biologiques ou médicaux. Aussi, il a été nécessaire de développer une procédure "manuelle" afin de pouvoir terminer les reconstructions.

2.2.3.3.2) Solutions apportées aux problèmes des embranchements.

2.2.3.3.2.1) • Cas des pantalons

Pour raison de commodité, nous allons expliquer une méthode mise au point avec l'aide de T. ETTAJER, collaborateur de l'équipe du C.R.I.N. (E.N.S.G., I.N.P.L.) pour la confection de pantalons type "1->2". Tous les autres cas ont été traités suivant la même méthode, ou se décomposés en rassemblements de cas similaires au type "1->2".

*Etape 1*

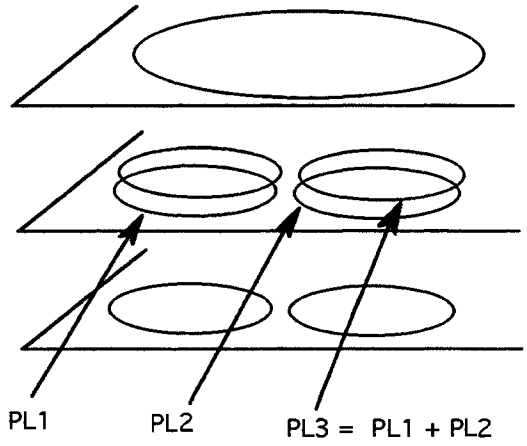


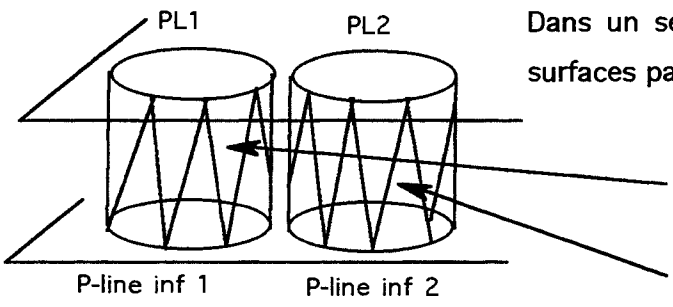

Une orientation des structures est nécessaire, de telle sorte que le programme puisse reconnaître le sens dans les associations et combinaisons de points. Les P-lines sont identifiées par leur nom de fichier respectif.

fig. 49.1

Un programme "MAIN 1" est défini en langage C, et en dehors du contexte de gOcad.

Dans un premier temps, MAIN 1 va créer un plan parallèle aux plans des P-lines originales, et de coordonnées en "Z", intermédiaires entre les deux plans de référence; et trois P-lines intermédiaires:
PL1: projection de P-line inf 1 sur le plan parallèle intermédiaire,
PL2: projection de P-line inf 2 sur le même plan
PL3: P-line créée, englobant PL1 et PL2



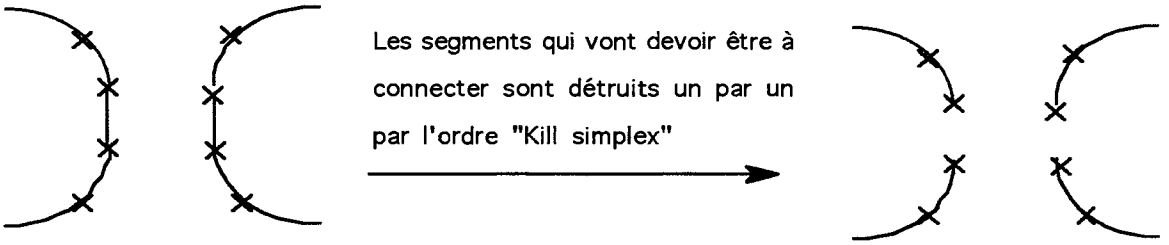

Dans un second temps, MAIN 1 va générer deux surfaces par triangulation, entre:

P-line inf 1 et PL1: surface TSS1

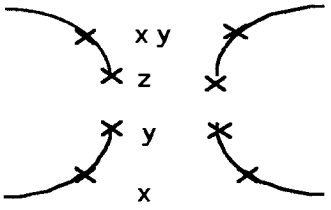
P-line inf 2 et PL2: surface TSS2

## *Etape 2*

Nous repassons dans l'environnement de gOcad, pour effectuer un traitement de la P-line PL3



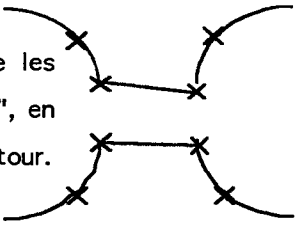
Les segments qui vont devoir être à connecter sont détruits un par un par l'ordre "Kill simplex"

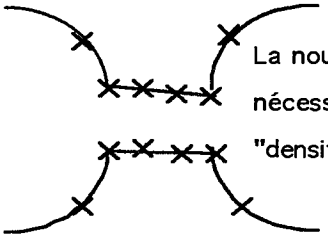



Deux points sont ensuite identifiés sur chaque bord, de chaque contour, de part et d'autre des coupures pratiquées: x, y, z, xy. Des control nodes sont affectés à chacun de ses points, deux à deux:

"Set control node move x on d" (cliquer sur chaque point x après chaque ordre)
"Set control node move y on d" (cliquer sur chaque point y après chaque ordre)
"Set control node move z on d" (cliquer sur chaque point z après chaque ordre)
"Set control node move xy on d" (cliquer sur chaque point xy après chaque ordre)

L'opération suivante consiste à créer deux nouveaux segments entre les segments interrompus. Ceci peut être exécuté par l'ordre "bridge nodes", en cliquant avec la souris sur chaque couple de points similaires de chaque contour.

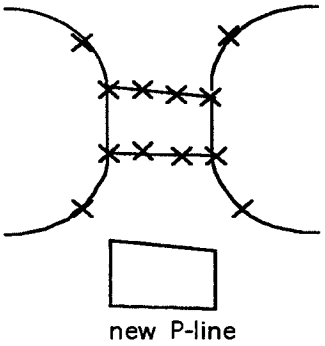




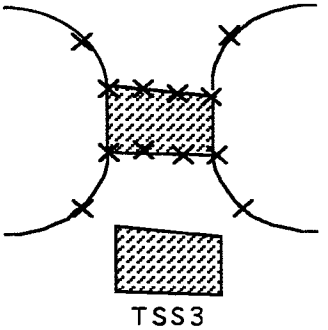
La nouvelle P-line PL3 n'est plus alors constituée que d'un seul contour, qu'il est nécessaire de densifier en atomes, au niveau du segment recréé. L'ordre est "densify segment". La P-line est ainsi sauvegardée sous le même nom.

## *Etape 3*

Création d'une nouvelle P-line et d'une nouvelle surface, au niveau de" l'entre-jambes du pantalon". Un programme "MAIN 2", est établit hors de gOcad, de sorte à pouvoir reconstruire la surface centrale.

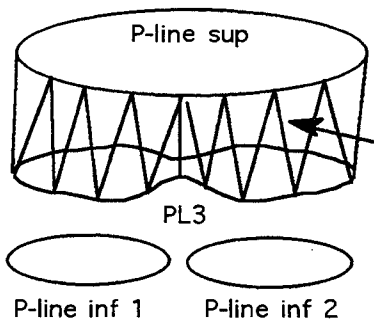



Une P-line est créée momentanément, non sauvegardée ensuite, uniquement pour pouvoir définir par triangulation par un "patch", une surface fermée circonscrite par cette P-line. La surface nouvellement créée est sauvegardée sous le nom de TSS3



*Etape 3*

Création de la surface supérieure à "l'entre-jambes" du pantalon.

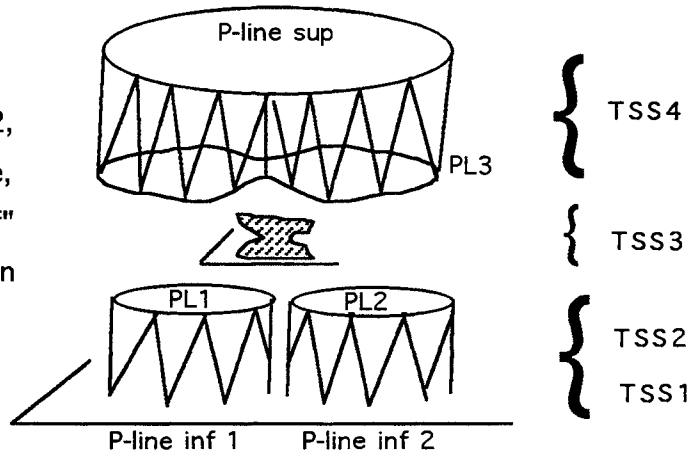



Nous repassons dans l'environnement de gOcad, pour reconstruire, très simplement par triangulation, la dernière surface intermédiaire restante, entre les P-lines PL3 remaniée, et P-line sup.

Cette dernière surface TSS4 n'a alors plus qu'à être connectée aux autres surfaces créées précédemment.

*Etape 4* : Association des surfaces intermédiaires.

Les quatre surfaces, TSS1, TSS2, TSS3, TSS4, sont appelées en mémoire, et la commande "associate T-surf" permet de réunir les quatre entités, en une nouvelle unique surface.




*Résultat:* création d'un embranchement simple 1->2

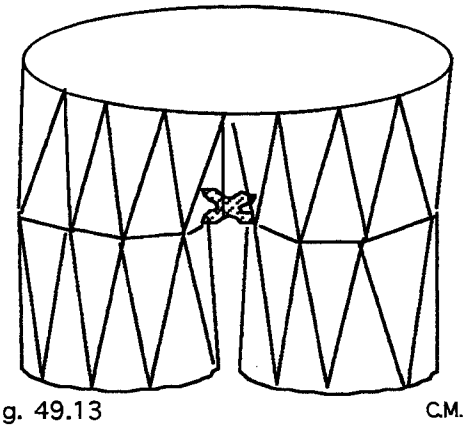


fig. 49.13 C.M.

Une surface en forme de "pantalon" viens donc d'être créée, par une méthode simple mais non automatisée.
La triangulation, contrairement à sa représentation schématique ici, doit être demandée avec de nombreux niveaux de noeuds intermédiaires. Le lissage terminal pourra ainsi être beaucoup plus performant.

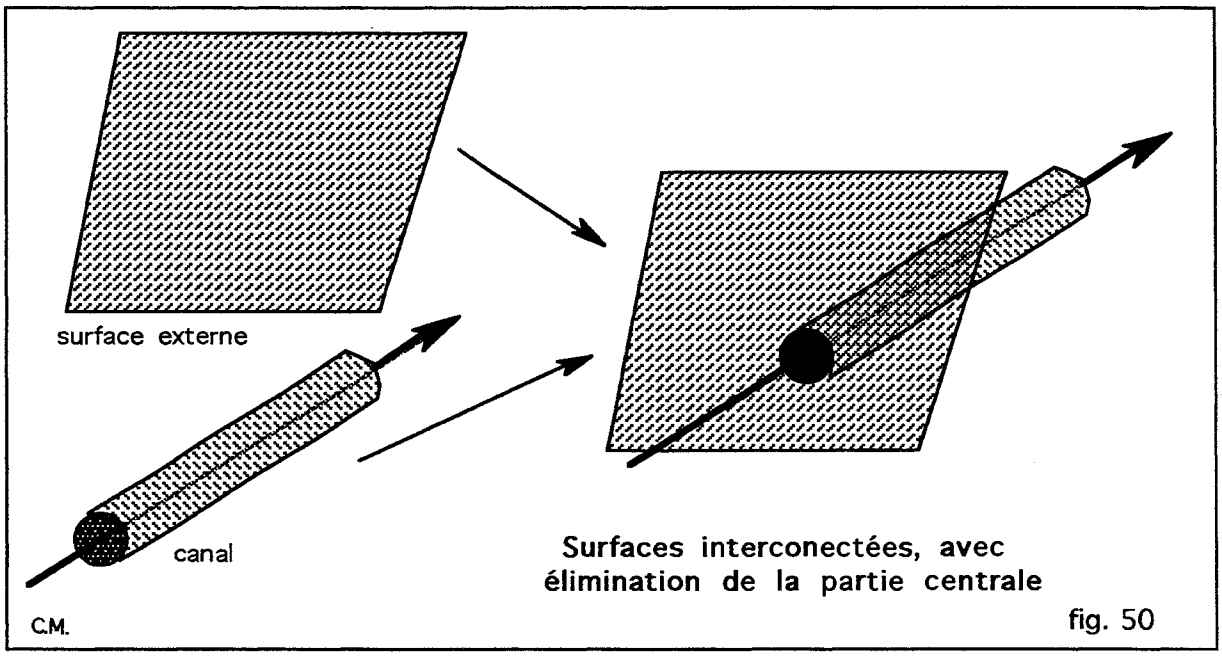
Remarque:

D'autres méthodes plus automatisées ont été tentées, quelquefois avec succès, notamment à partir du "skeleton". Il s'agit alors de définir l'enveloppe convexe à partir d'un squelette formé par la réunion des différentes P-lines de départ. Un normale à la future surface devant être orientée interactivement, pour chaque noeud stratégique.

2.2.3.3.2.2) • Cas des départs de canaux

Pour la réalisation du modèle de validation, il a été nécessaire de recourir également à une méthode interactive, afin que la corticale externe de la mandibule édentée, soit raccordée au canal mandibulaire.

Plus simple, cette méthode a consisté en la réunion de deux surfaces distinctes à connecter, réalisées séparément, et en l'élimination à posteriori de la partie centrale en interconnexion.




**Surfaces interconectées, avec élimination de la partie centrale**

fig. 50

La portion de la surface externe, qui entre en relation avec la partie tubulaire, est représentée par son maillage, et agrandie sur écran. Ensuite, les triangles obstruant l'entrée du canal, sont détruits un à un, par l'ordre "kill trgl". Les atomes frontières des deux surfaces adjacentes sont ensuite déplacés ("move node") de façon à ce que les deux surfaces soient parfaitement adjacentes.

2.2.4) Lissage des surfaces triangulées

La reconstruction brute à laquelle nous venons d'arriver après les étapes d'associations de surfaces, donne un aspect global étagé, en marches d'escaliers, où chaque arête correspond à une P-line représentant un contour de départ.

Ces artefacts de reconstruction sont dus à deux facteurs:

- des décalages minimes en (x,y), qui interviennent lors de l'étape de digitalisation des contours.
- des imprécisions ponctuelles de tracé dans les secteurs flous des coupes TDM,

Une solution a été apportée par J.L. MALLET [111,112], pour pallier ces artefacts de reconstruction, en appliquant à la structure brute 3D, un algorithme de lissage tridimensionnel: D.S.I. (Discrete Smooth Interpolation), qui va donner à chaque point non fixé représentant un sommet de triangle, une sorte de "coefficient d'élasticité" (ou tolérance variable), lui permettant de se mouvoir jusqu'à son emplacement optimal compte tenu de son environnement.

Il est ainsi possible de donner à la représentation finale des objets virtuels géologiques, biologiques ou médicaux, un aspect plus cohérent, un aspect plus réaliste, beaucoup plus proche des réalités géologiques biologiques ou anatomiques.

***REMARQUE:***

***Il est important de comprendre que cette interpolation finale de lissage, va mener à la représentation d'un objet, dont la précision et la rigueur sur le plan purement physique, va diminuer, mais dont l'approximation rapprochera incontestablement de beaucoup plus près dans la représentation de l'état réel des surfaces modélisées.***

Pour réaliser le lissage terminal, une séquence de traitement des surfaces a pu être définie à partir de l'étude du modèle de validation, afin d'obtenir une représentation finale la plus proche possible des données anatomiques. Cette séquence fait intervenir:

- la fixation de points garantissant l'indéformabilité de l'objet,
- une modification des maillages,
- le lissage proprement dit.

2.2.4.1) Points d'indéformabilité.

La forme globale ainsi que la taille de l'objet doivent être préservées, et ne pas être affectées par le traitement des surfaces. Aussi, il est nécessaire de recourir à la mise en place de certains points fixes (cf §: "*control nodes*"), pendant que d'autres points vont se voir affecter une possibilité de se mouvoir sous l'action de D.S.I. (cf §: "*fuzzi-control nodes*").

Quand les surfaces intercalaires viennent d'être associées en une "peau" globale, des "*control nodes*" sont systématiquement affectés aux "*atoms*" placés sur les "*P-lines*" représentant les contours digitalisés. Tous les "*atoms*" placés sur les noeuds intermédiaires lors de la triangulation, ne sont par contre pas affectés de "*control nodes*".

Cette étape consiste donc à faire disparaître dan un premier temps, tous les "*control nodes*", pour dans un deuxième temps ne les replacer qu'en des situations stratégiques.

"*unset control nodes everywhere*", permet de supprimer les "*cn*", sur l'intégralité de la surface cliquée.

"*set control nodes on border*", viens ensuite affecter automatiquement des "*cn*" à tous les atomes frontières de la surface, c'est à dire en général sur les "*atoms*" des "*P-lines*" des premières et dernières coches. Il est possible, et parfois utile de compléter cette opération par la mise en place interactive de quelques "cn" en certains points particuliers de la surface.

Tous les "*atoms*" non affectés "*cn*" seront ainsi considérés comme "*fuzzy-control nodes*", et auront une faculté à se délocaliser sous l'action d'algorithmes de traitement de surfaces tels que D.S.I..

2.2.4.2) Modifications des maillages.

Différentes topologies ont été associées, pour former les surfaces terminales. La triangulation, on l'a démontré, s'est établie de façon significativement différente, suivant la complexité des cas de figure. Il y a donc, sur une surface globale, un grande disparité dans l'organisation des triangles, et le maillage n'est pas homogène. Afin d'optimiser les performances de D.S.I., cette première étape consiste donc à remanier la répartition et la forme de triangles, de telle sorte, que la déformation ultérieure des surfaces par D.S.I., soit la plus régulière et la mieux contrôlée possible.

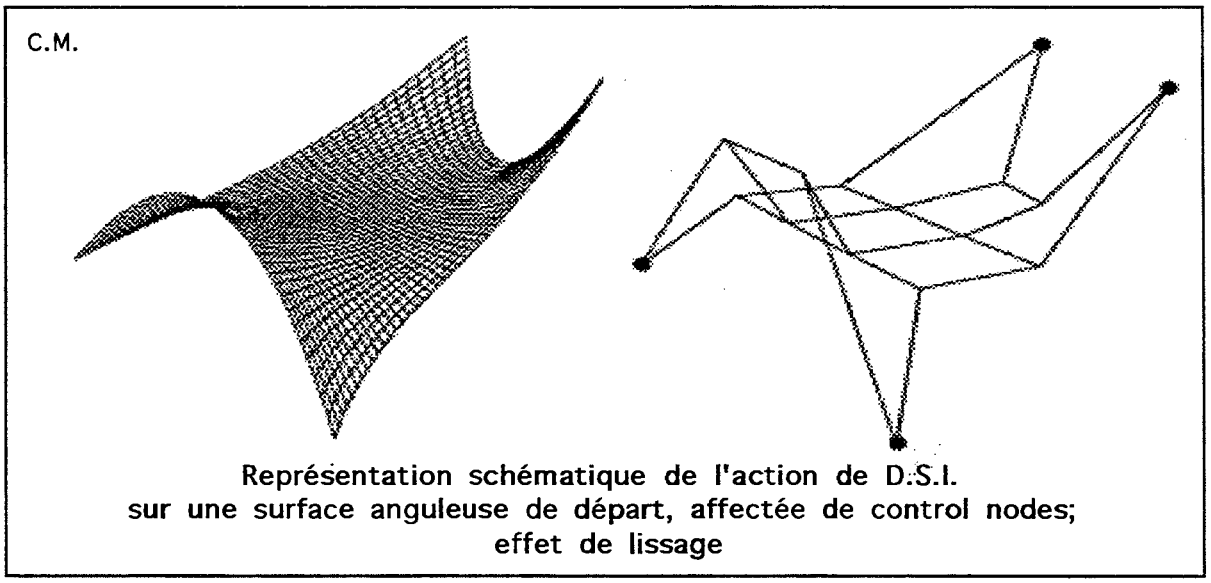
Deux commandes sont à notre disposition dans gOcad pour obtenir une homogénéisation de la triangulation:

- "***beautify switch***"; cet ordre permet de modifier la disposition et un peu la forme des triangles, sans changer la position des lignes de noeuds, au sein de la surface.
- "***beautify trgl***"; comme nous l'avons vu, le but de cette commande consiste à faire en sorte que le maximum de triangles se rapprochent d'une forme régulière, ayant le meilleur "indice de beauté", c'est à dire, en se rapprochant d'une forme équilatérale.

Pour le traitement d'une surface de forme très tourmentée, la meilleure combinaison a été obtenue par la combinaison de deux itérations de "*beautify switch* ", puis une itération de "*beautify trgl*".

2.2.4.3) Lissage proprement dit

Dans un premier temps, un lissage général va être demandé sur la surface globale. "*run D.S.I.*", permet d'obtenir une réorganisation générale de la surface. La position de chaque *atom* affecté d'un "*fuzy-control node*" va être prise en compte par l'algorithme, en fonction de la localisation de ces voisins immédiats, de sorte à minimiser les écarts importants de topographie.




Représentation schématique de l'action de D.S.I.
sur une surface anguleuse de départ, affectée de control nodes;
effet de lissage

fig. 51

Tout se passe alors comme si les "fuzzy - control nodes", étaient affectés d'une aptitude à se mouvoir sous l'effet de l'attraction opérée par les atomes environnants Une explication théorique et mathématique plus précise sera donnée ultérieurement pour expliquer ce phénomène.

Le taux de lissage peut-être contrôlé par un coefficient de pondération, et donc être déterminé par l'utilisateur anatomiste, afin d'obtenir une modélisation terminale, la plus proche possible de la réalité.

2.2.4.3.1) Corrections de décalages en (x,y)

Dans la méthode de modélisation par associations de contours, une erreur de reconstruction intervient notamment par effet de décalage en (x,y) entre des plans contenant des contours successifs. La sommation de ces erreurs ponctuelles donne à la "peau" reconstruite, un aspect non cohérent. Avant d'envisager un véritable lissage 3D, il est judicieux de commencer par recentrer chaque contour, par rapport à la position en (x,y) de ses voisins immédiats.

Cette première correction va opérer un re-positionnement des "fuzzi-control nodes", en ne leur laissant que deux degrés de liberté, selon x et y dans le plan (x,y).

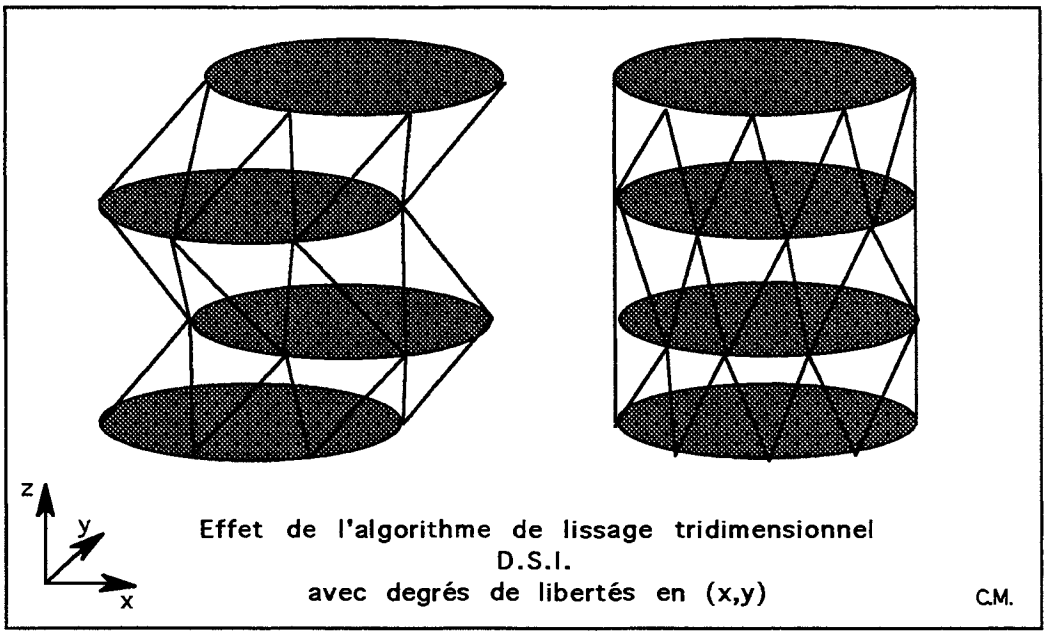



fig. 52

2.2.4.3.2) Corrections 3D

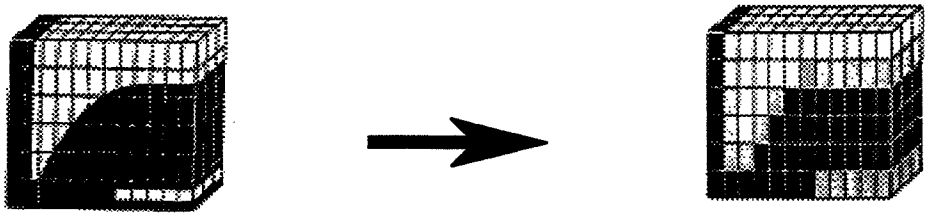
Une fois les contours recentrés, la "peau" revêt une forme globale beaucoup cohérente, mais elle conserve un état de surface rugueux.

On peut expliquer ce résultat par le fait que lors de l'acquisition de plans de coupes par TDM, il est pour chaque plan établit une moyenne des densités traversées par les rayons X, et cette moyenne est représentée par un certain niveau de gris sur chaque pixel.

Or, si dans la réalité, les structures ont une variabilité continue, au niveau de deux voxels jointifs sur deux plans de coupes consécutifs (même coordonnées [x,y], mais "z" différent de la valeur d'un espace inter-coupe), cette échelle des niveaux de gris varie elle, de façon non continue. En TDM, on nomme ce phénomène, "effet de volume partiel.

Le lissage 3D en imagerie par voxels viens de même apporter les corrections à cet effet.

fig. 53



Effet de volume partiel sur la représentation dicontinue
par voxel d'un volume continu, et lissage nécessaire.

2.2.4.3.2.1) Interpolation D.S.I. sur les courbes

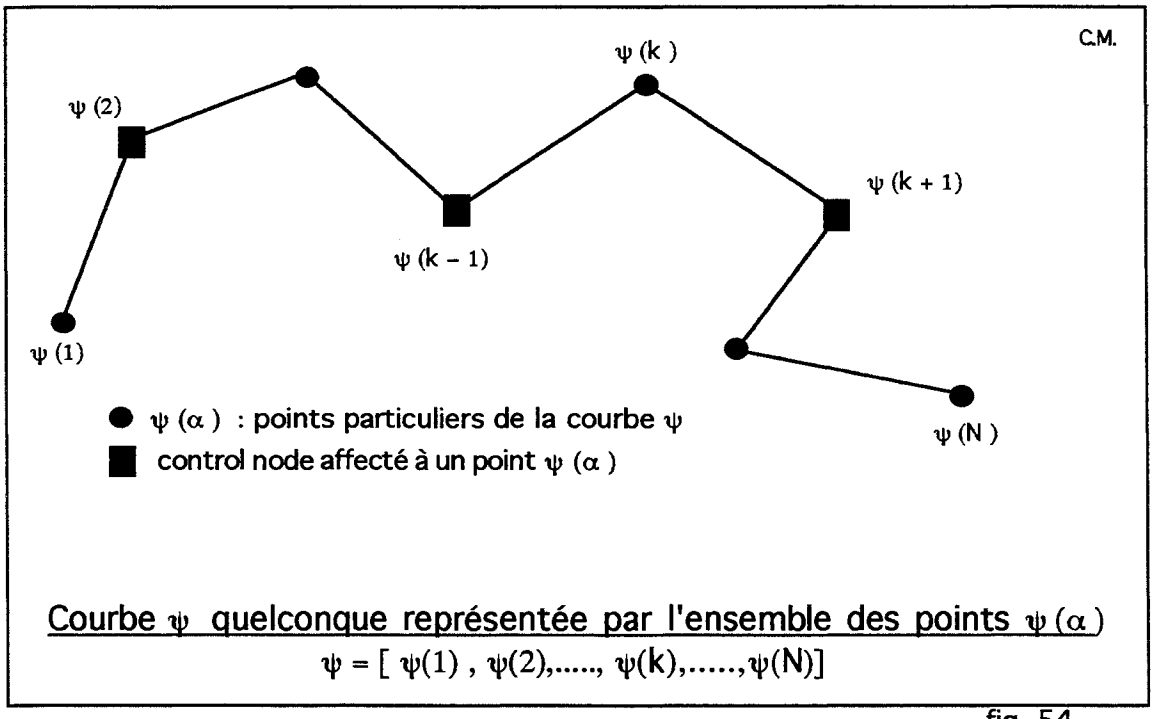
Interpolation D.S.I. (Discrete Smooth Interpolation) est un algorithme mis au point dans le projet gOcad par le Pr. MALLET [111,112], afin de répondre au problème des corrections des artefacts dans la génération des surfaces triangulées.

Pour en comprendre le mécanisme, il est nécessaire de définir la rugosité d'une courbe.

La rugosité, au sens D.S.I., peut être définie soit au niveau local de la courbe, ou plus globalement pour toute la courbe.

Pour des commodités d'explications, prenons l'exemple d'une courbe $\psi$ quelconque de départ, contenant un ensemble de points $\psi(\alpha)$, dont quelques uns sont supposés fixés (control nodes) (fig. 54). L'écriture mathématique caractéristique de cette courbe est :

$$\psi = [\, \psi(1)\ ,\ \psi(2),\ldots..,\ \psi(k),\ldots..,\psi(N)\,]$$




Courbe $\psi$ quelconque représentée par l'ensemble des points $\psi(\alpha)$

$$\psi = [\, \psi(1)\ ,\ \psi(2),\ldots..,\ \psi(k),\ldots..,\psi(N)\,]$$

fig. 54

Expression de la Rugosité locale $R(\psi/k)$

$$R(\psi/k) = \left|\psi(k) - \frac{\psi(k-1) + \psi(k+1)}{2}\right|^2$$

C'est à dire qu'il s'agit de la distance au carré entre le noeud k et le barycentre de ses voisins.

Schématiquement, sur la courbe précédente: la rugosité locale peut être représentée graphiquement de la façon suivante:

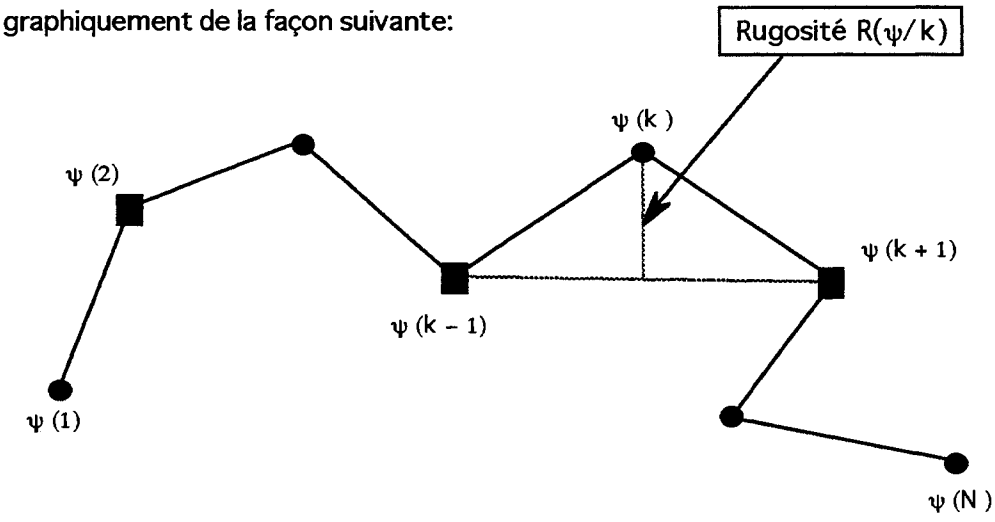



fig. 55
C.M.

La rugosité peut alors être définie sur tous les secteurs de la courbe $\psi$. Et il devient possible d'en tirer une notion de rugosité globale de la courbe, en faisant la somme des rugosités locales.

Expression de la Rugosité Globale $R(\psi)$

$$R(\psi) = \sum_{k=1}^{N} R(\psi/k)$$

C'est à dire la somme des rugosités locales aux points k, tels que k varie de 1 à N

!!! Solution naïve !!!

Pour lisser globalement la courbe, une solution dite "naïve" pourrait consister à essayer de supprimer (ou annuler) la rugosité locale en un noeud $\psi(k)$. Mais on conçoit aisément alors, que la rugosité locale va très nettement augmenter aux noeuds voisins $\psi(k-1)$ et $\psi(k+1)$.

Le lissage d'une courbe quelconque, telle que celle que nous avons envisagée, va donc devoir passer par la minimisation de sa rugosité globale. Mais la présence de facteurs associés à la courbe va devoir être également prise en compte. Les objectifs de l'algorithme de lissage doivent donc être définis.

Objectifs de l'interpolation D.S.I.

1) respecter la position d'un certain nombre de points fixés à l'avance par l'utilisateur (control nodes).
2) respecter si il y a lieu des contraintes de forme
3) minimiser la rugosité globale R($\psi$)

Remarques:
- en ne respectant que les conditions 1) et 2) , on peut trouver une infinité de solutions
- en imposant la condition 3) J. L. MALLET a démontré [105,106] qu'il n'existait qu'une solution et une seule.

### 2.2.4.3.2.2) Lissage au sens D.S.I. sur les courbes

Nous allons envisager les différentes modalités d'application de D.S.I. à partir d'un exemple simple: une nouvelle courbe "$\psi$" de départ représentée de la façon suivante:.

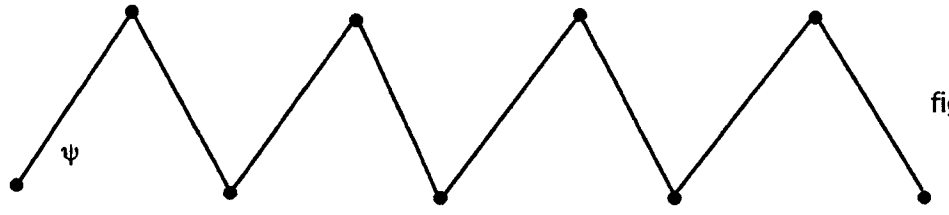



fig. 56

Si on applique D.S.I. sur $\psi$, sans y porter de control nodes, ou de contraintes de forme, il va en résulter la création d'une courbe " $\psi'$ " s'apparentant à une droite horizontale.

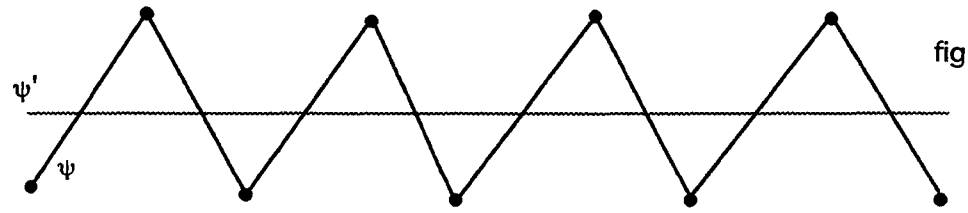
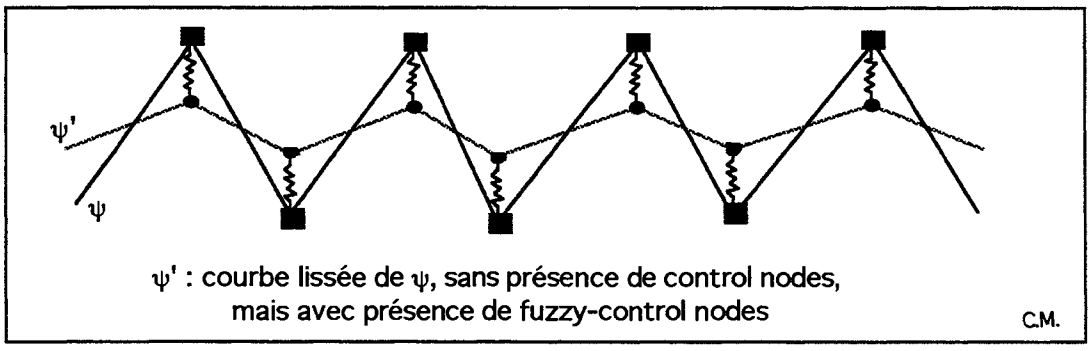



fig. 57

Si à présent, on veut imposer une contrainte de forme, sans imposer de points fixes (control nodes), il est possible de laisser une tolérance variable à chaque noeud de la courbe $\psi$. Ceci est réalisé en affectant les noeuds de fuzzy-control nodes.

De façon schématique, les fuzzy-control nodes peuvent être représentés sous la forme de noeuds, reliés à leur position d'attache par une sorte de ressort mécanique:

Ainsi, si on applique D.S.I. sur $\psi$, sans control node, mais en tenant compte des contraintes de forme engendrées par les fuzzy-control nodes, on obtient une nouvelle courbe $\psi'$ qui ressemble à $\psi$, mais qui est plus lisse que $\psi$. C'est à dire, une courbe $\psi'$ dont la rugosité est inférieure à celle de $\psi$.




$\psi'$ : courbe lissée de $\psi$, sans présence de control nodes,
mais avec présence de fuzzy-control nodes C.M.

fig. 58

Enfin, si de plus, certains points sont fixés, le cas de figure est plus simple, puisque en chaque présence de control node, aucun calcul ne viendra affecter la position du point fixe.

2.2.4.3.2.3) Lissage au sens D.S.I. sur les réseaux 3D

Si les explications précédentes étaient nécessaires pour comprendre simplement le principe de mise en oeuvre de l'algorithme, il faut comprendre que D.S.I. travaille en fait dans un espace multidimensionnel, sur un réseau de points interconnectés. Sa formulation (ainsi que sa programmation)est indépendante de la nature du réseau.

Le réseau peut être - une courbe polygonale
- une surface triangulée
- un volume maillé par des tétraèdres.

Cette indépendance est une conséquence directe de la formulation de la rugosité R ($\psi$/k) locale.

De même que dans les exemples précédents, la rugosité en un noeud k, R ($\psi$/k) est égale à la distance au carré entre:

- le noeud $\psi$(k)
- le barycentre des noeuds connectés au noeud k

Prenons par exemple le cas d'une surface S triangulée dont les noeuds sont identifiés de la façon ci-contre :

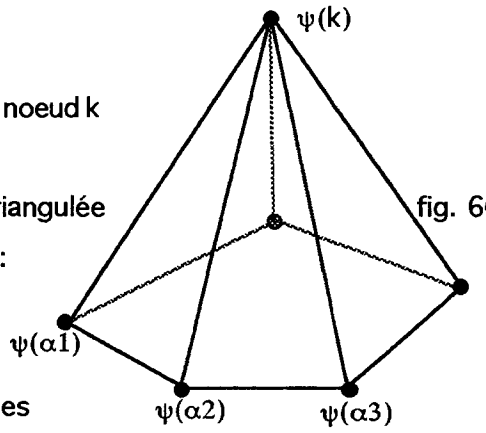



fig. 60 C.M.

Nous allons définir comme $\lambda$(k), l'ensemble des noeuds connectés au noeud k.

$| \lambda(k) |$ = nombre de noeuds dans $\lambda(k)$

On défini donc, de même que précédemment, $\psi'$(k): le barycentre des noeuds connectés au noeud k de la façon suivante:

$$\psi'(k) = \frac{1}{|\lambda(k)|} \sum_{\alpha \in \lambda(k)} \psi(\alpha)$$

c'est à dire, que les coordonnées du barycentre $\psi'$(k) seront égales à la sommes des coordonnées des points $\alpha$, rapportée au nombre des points $\alpha$ contenus dans l'ensemble $\lambda$(k).

Alors, la rugosité de la surface S pourra être exprimée de la façon suivante:

$$R(\psi/k) = || \psi(k) - \psi'(k) ||^2$$

c'est à dire, identiquement, le carré de la distance séparant les noeuds y(k) et y'(k). Sur la figure 60 précédente, on peut représenter la rugosité R(y/k) de la façon ci-contre:

R ($\psi$/k)

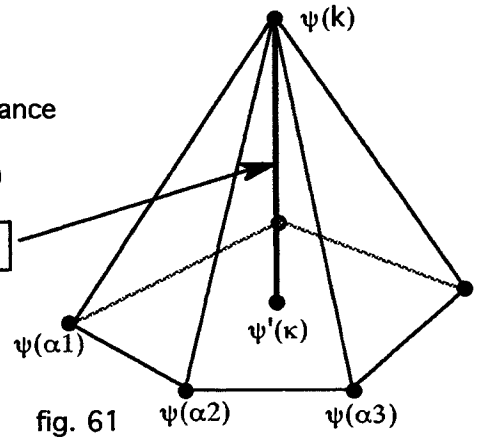
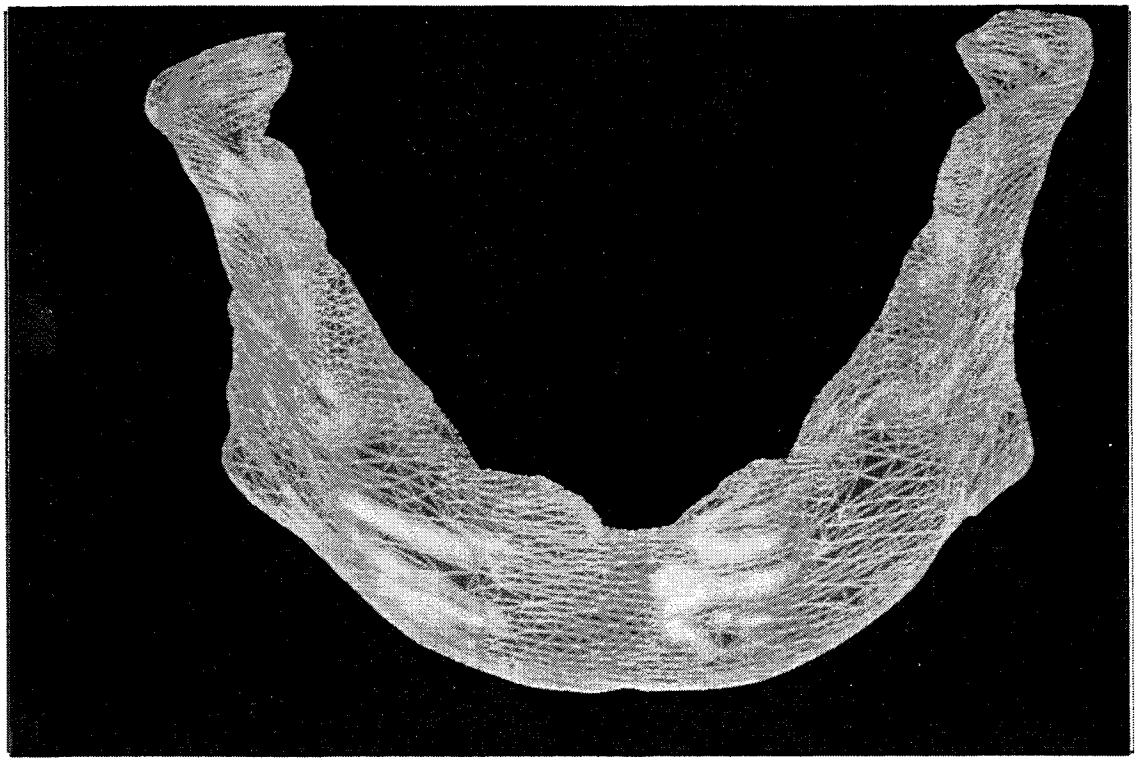



fig. 61 C.M.



**Photos 4 et 5 : Deux vues présentant la reconstruction du modèle de validation: mandibule édentée humaine, avant et après lissage 3D par D.S.I.**

En comparant les deux vues de la page précédente, à celles de la reconstruction du modèle d'étudeavant et après lissage, on peut remarquer une meilleure performance dans le contrôle de l'interpolation D.S.I., sur la validité terminale du modèle reconstruit.

2.2.5) Visualisation , utilisation des outils de C.A.O.

Un intérêt particulier de la C.A.O., est de pouvoir mettre à disposition une série d'outils et d'algorithmes de visualisation, très étonnants et très performants, qui aujourd'hui surpassent les possibilités d'affichages et de traitement d'image à partir de voxels.

Ainsi, il est possible de travailler sur les image 3D modélisées grâce à gOcad, avec les outils de C.A.O., présents dans le programme. Parmi les multiples manipulations que permettent le logiciel, nous avons retenu des aspects très positifs, tels que:

2.2.5.1) • La **multi-orientation**

Comme sur tout moyen d'imagerie tridimensionnelle, le modèle virtuel obtenu par la modélisation peut être observé sous n'importe quel angle, de façon interactive, en manipulant l'image très simplement à l'aide de la souris.

Une image tridimensionnelle prend toute sa valeur dans le fait que la perception volumique de chaque élément est plus aisée. La manipulation interactive des axes de vue des objets modélisés, renforce encore, à l'évidence, cette perception volumique.

Une fenêtre spéciale de l'environnement de gOcad, (" *camera, pilotage on* ") a été mise au point pour le contrôle de l'axe de visualisation. Le recours à cette fenêtre donne la possibilité de demander avec précision un changement d'axe de vue, en en précisant le sens (grâce à un repère à quatre flèches), et la valeur en degré.

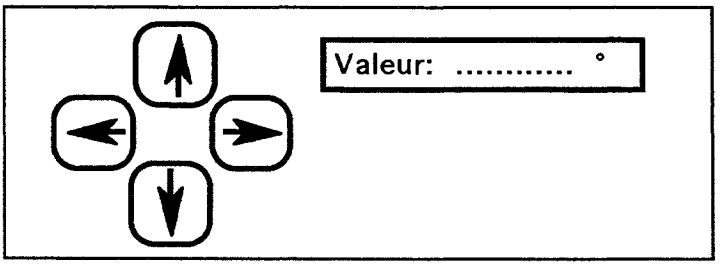



fig. 61

Sinon, l'opérateur peut à sa guise, tout aussi bien manoeuvrer interactivement, en positionnant le pointeur de la souris sur l'objet virtuel, puis en appuyant sur la touche "shift" du clavier, tout en déplaçant la souris dans le sens du déplacement de point de vue désiré.

### 2.2.5.2) • l'échelle

Un changement d'échelle est possible, en cours de reconstruction, ou bien sur l'objet terminé. L'échelle peut être modifiée par le "*scaling* ", à des valeurs définies en "x", "y", ou "z", ou toute combinaison de ces trois facteurs.

En cours de reconstruction de coupes sériées très rapprochées, il est parfois très utile d'avoir recours à cette fonction, surtout quand les topographies de contours successifs sont assez différentes, et que des liens ("*links* ") doivent être placés interactivement entre certains points.

Dans les dernières versions de gOcad, il a été développé une nouvelle version de la commande "scaling ", qui peut s'appliquer cette fois à la caméra (espace de visualisation de gOcad) au lieu de s'adresser à l'objet lui-même. L'avantage en est que les coordonnées de chaque point ne sont plus modifiées, puisque c'est tout le repère 3D qui change d'échelle.

### 2.2.5.3) • le zoom

En demandant une projection des structures modélisées, en arrière, ou en avant, dans l'espace de visualisation, il est possible, soit de pouvoir visualiser en même temps plusieurs objets virtuels, ou bien de se rapprocher d'une surface particulière d'un des objets, jusqu'à voir en gros plan des détails très fins. De même, ces commandes peuvent se faire par l'intermédiaire de la fenêtre de pilotage de la caméra, ou bien directement à l'aide de la souris.

En jouant avec les effets de zoom, et de multi-orientation, on peut avoir l'impression d'effectuer un véritable voyage autour et au sein de l'objet modélisé.

### 2.2.5.4) • la colorisation

L'affichage des différentes surfaces, sur une large palette de couleurs, permet bien entendu de travailler avec un grand confort sur le traitement de structures différentes, pendant la modélisation.

D'autre part, pour le rendu final, la compréhension spatiale de l'arrangement 3D de différents organes modélisés et affichés en même temps à l'écran, se trouve grandement facilitée.

2.2.5.5) • la transparence

Lors de l'affichage global de plusieurs structures, dont certaines sont intérieures à d'autres, il est possible, quelle que soit la colorisation demandée de la surface extérieure, de la rendre partiellement transparente. Un taux de transparence est défini interactivement de telle sorte que éléments externes puissent être cernés, en laissant la possibilité de visualisation des éléments internes.

2.2.5.6) • l'occultation

Au niveau du contrôle de pilotage de la caméra, "*front-space* " ou "*back-space* " sont deux commandes qui permettent de faire avancer ou reculer des frontières spatiales d'occultation de l'image, de part et d'autre de l'objet. De cette façon, on fait disparaître certaines structures, les plus en avant ou en arrière. Ce faisant, il se produit une sorte de fenestration de l'objet, qui permet de pouvoir très facilement accéder aux éléments internes.

On peut alors rechercher interactivement des points de vues, mettant en évidence un intérêt particulier, à la visualisation à la fois de certaines structures internes ou externes.

2.2.5.7) • le découpage

Un des outils de gOcad peut être assimilé à des ciseaux chirurgicaux avec lesquels il est possible de pratiquer un découpage localisé, véritable dissection du modèle virtuel, surfaces après surfaces

Ce découpage procède par l'élimination de triangles..

2.2.5.8) • le maillage, ou "*mesh* "

Il permet d'accéder à la triangulation, et peut être superposé à la colorisation choisie d'une surface.

L'accès au maillage est utile en deux temps différents. Tous d'abord, lors de l'élaboration de certaines surfaces géométriquement complexes à partir de contours successifs ayant des topologies très variées. Parfois, le choix d'une solution de triangulation plutôt qu'une autre, peut donner des résultats meilleurs ou moins bons. Avec la seule surface de représentée, il est difficile de déceler un artefact de croisement anormal. Avec le maillage, surajouté à la surface, le "diagnostic" est beaucoup plus évident.

Ensuite, quand un organe est reconstruit, il est préférable pendant les étapes de lissage de faire apparaître le "mesh ", car on perçoit mieux le passage entre deux états successifs de la surface observée.

2.2.5.9) • les reconstructions et recombinaisons multiplanaires

On définit une cage virtuelle, qui placée autour de l'objet, permet par la détermination de plans de coupes multiples et de leur déplacement suivant les trois axes. Un algorithme piloté par la commande, "*new curve from surfaces and plane* " calcule instantanément l'intersection entre l'objet virtuel et le plan de coupe, et affiche aussitôt n'importe qu'elle reconstruction multiplanaire 2D de l'objet virtuel 3D.

Il est également possible au sein de cette cage de mélanger à volonté la visualisation d'éléments 2D et 3D, c'est à dire n'importe quelle combinaison de plans de coupes, et d'organes virtuels surfaciques.

L'observation sous n'importe quel angle reste possible, de même que le zoom, la colorisation, la transparence, l'occultation...

2.2.5.10) • les mesures

Elles sont possibles entre n'importe quels points des surfaces 3-D, d'une manière simple, interactive, et immédiate.

La quantification du volume, le nombre d'atomes ou de triangles, ou leur position dans l'espace 3D, peuvent être demandés à tout moment.

Les mesures ont été exploitées pour l'étude du modèle de validation, afin de déterminer une méthode fiable de reconstruction, et de lissage, induisant le minimum de déformation. Les résultats de cette étude sont présentés dans le paragraphe consacré à l'analyse métrologique des déformations.

## 2.3) RESULTATS

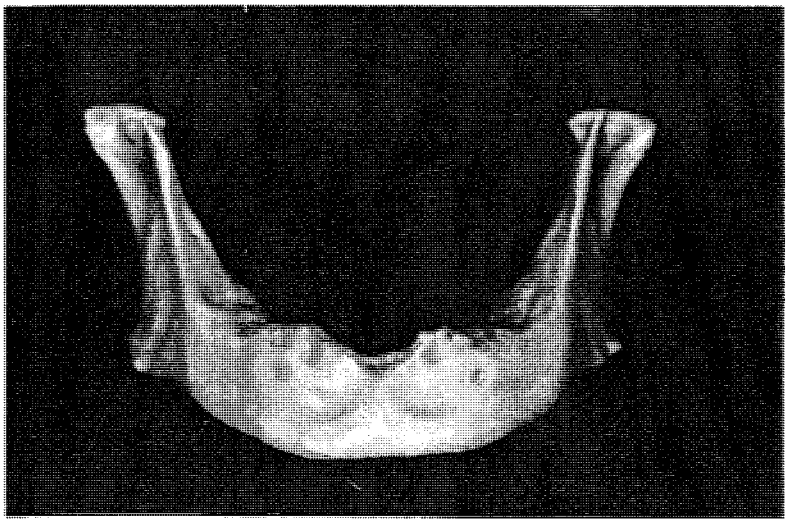
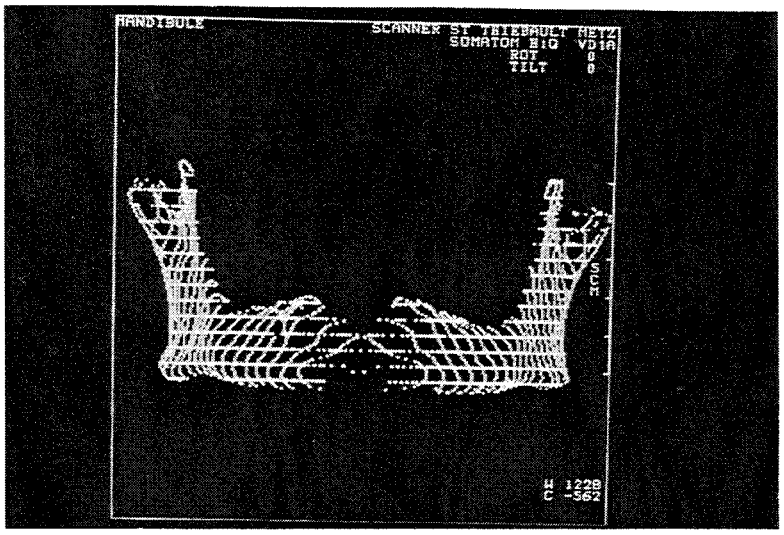


Photo 6
Modèle de validation: mandibule édentée humaine, réelle.
Pièce osseuse sèche, disséquée sur cadavre.

Photo 7
reconstruction 3D par voxels. Vue du maillage permettant la manipulation de l'image



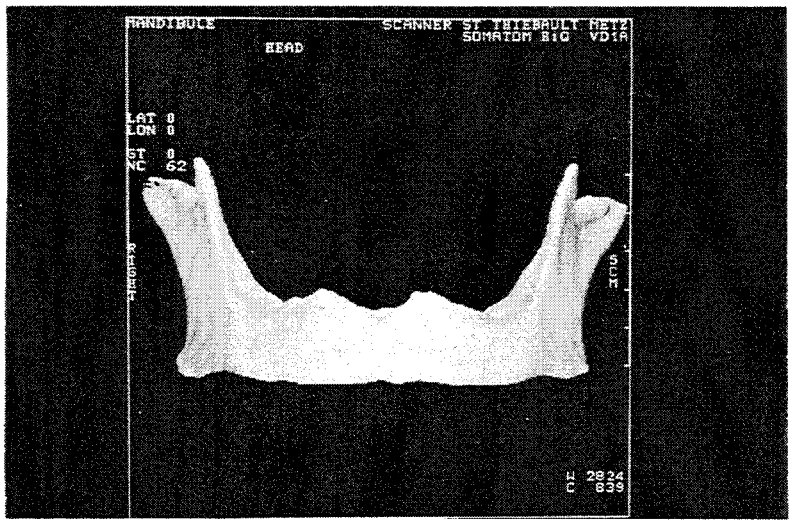




Photo 8
Reconstruction 3D par voxels. Image volumique lissée, obtenue directement sur l'ordinateur du scanner médical.

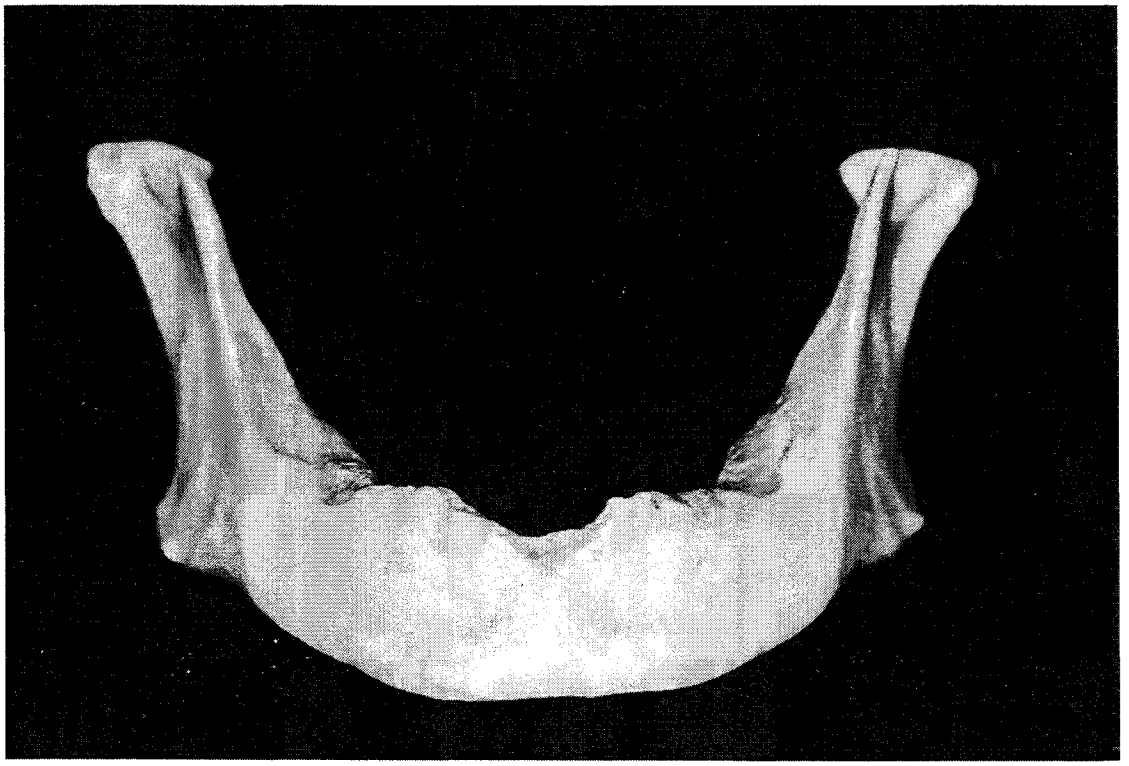


Photo 9: Mandibule humaine édentée disséquée sur cadavre
os sec, vue antérieure

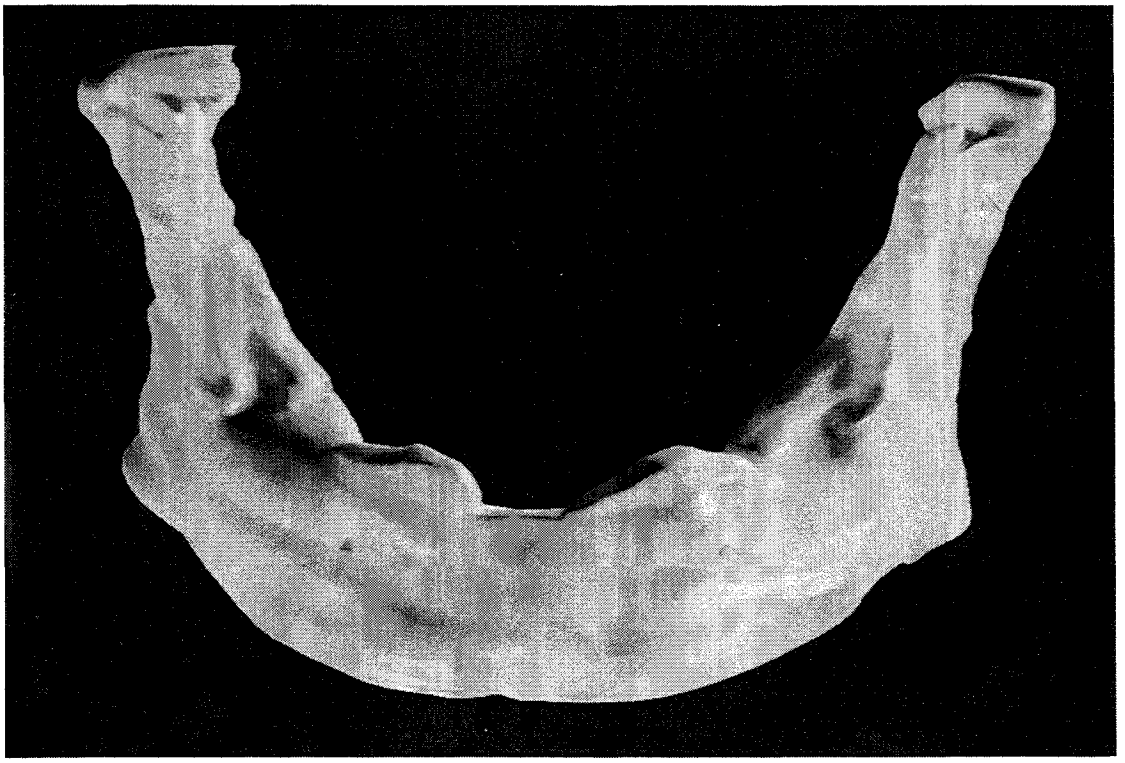


Photo 10: modélisation surfacique par gOcad
visualisation antérieure sur écran de l'objet trisimensionnel après lissage par D.S.I.
Colorisation de la surface de la corticale.
Le résultat est d'un réalisme saisissant, en comparaison avec la pièce osseuse de départ

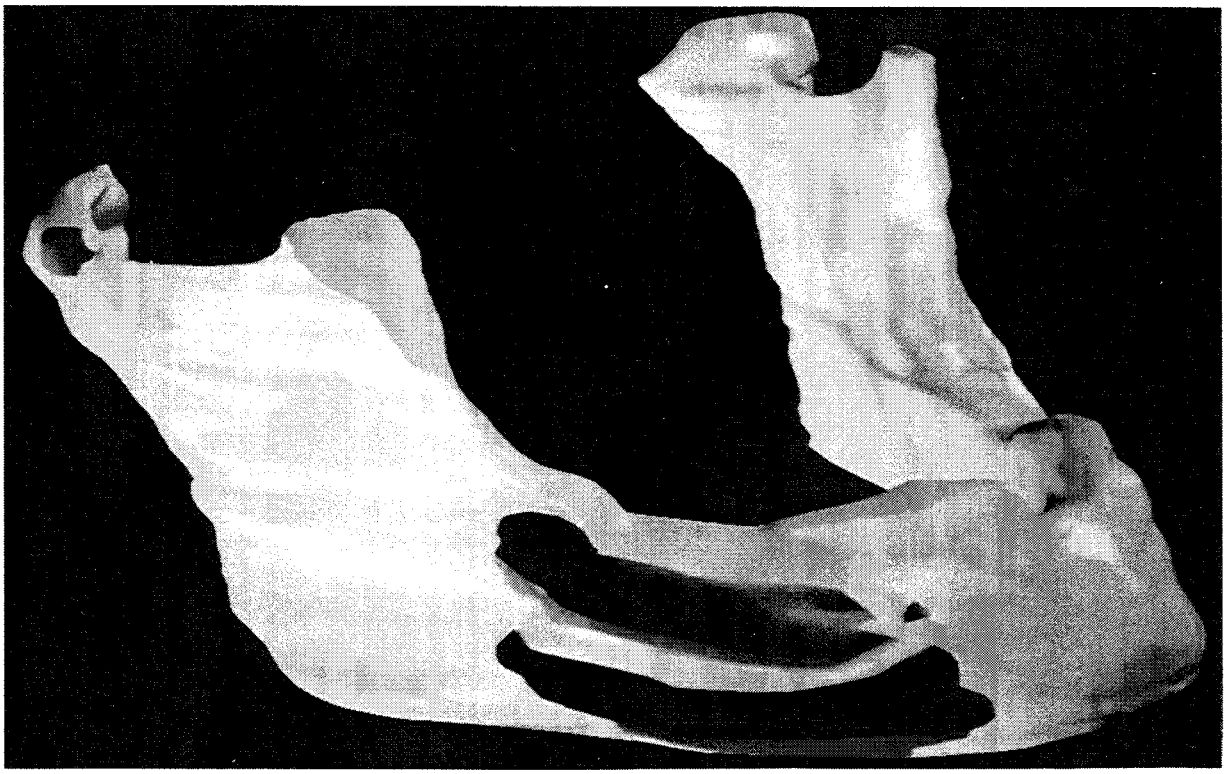


Photo 11: Modèle virtuel modélisé. Applications des outils d'occultation.
L'effraction de la corticale permet de mettre en évidence la reconstruction d'éléments internes.
En bleu: le canal mandibulaire droit, jusqu'à son émergence au foramen mentonier

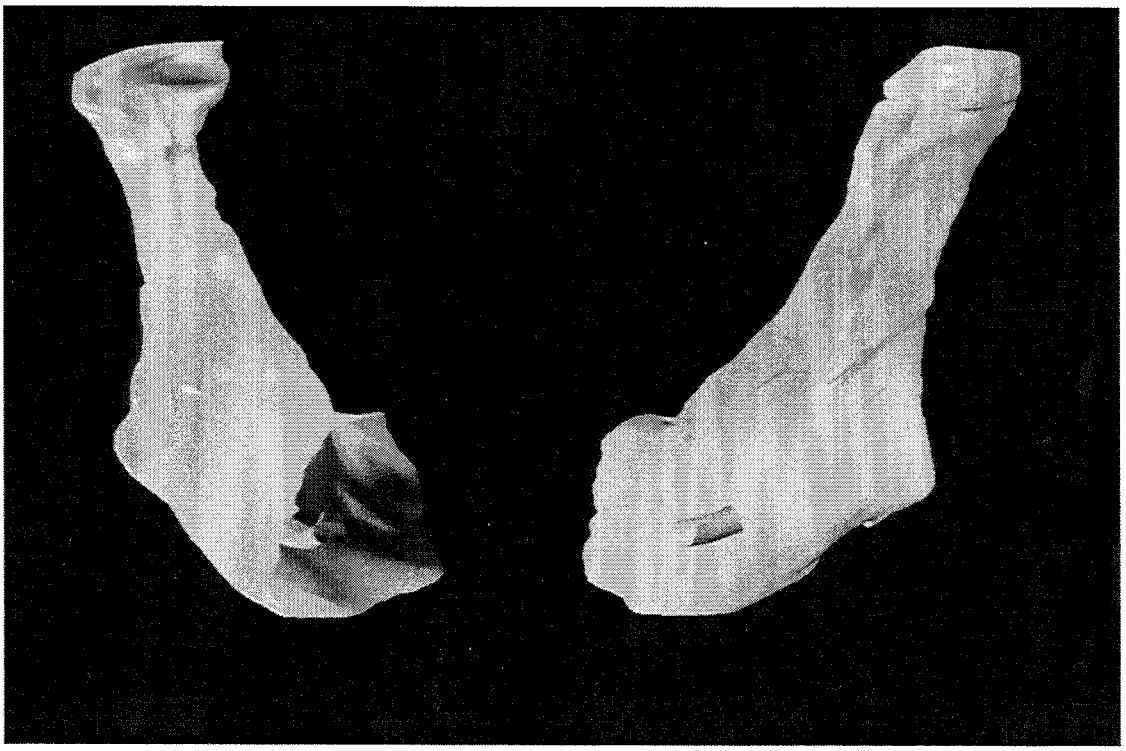


Photo 12: Déplacement en arrière d'un plan d'occultation antérieur, sur le modèle virtuel: la symphyse mentonnière est alors tronquée. Il est possible sur de telles vues de connaître avec précision la localisation exacte du canal par rapport à la corticale

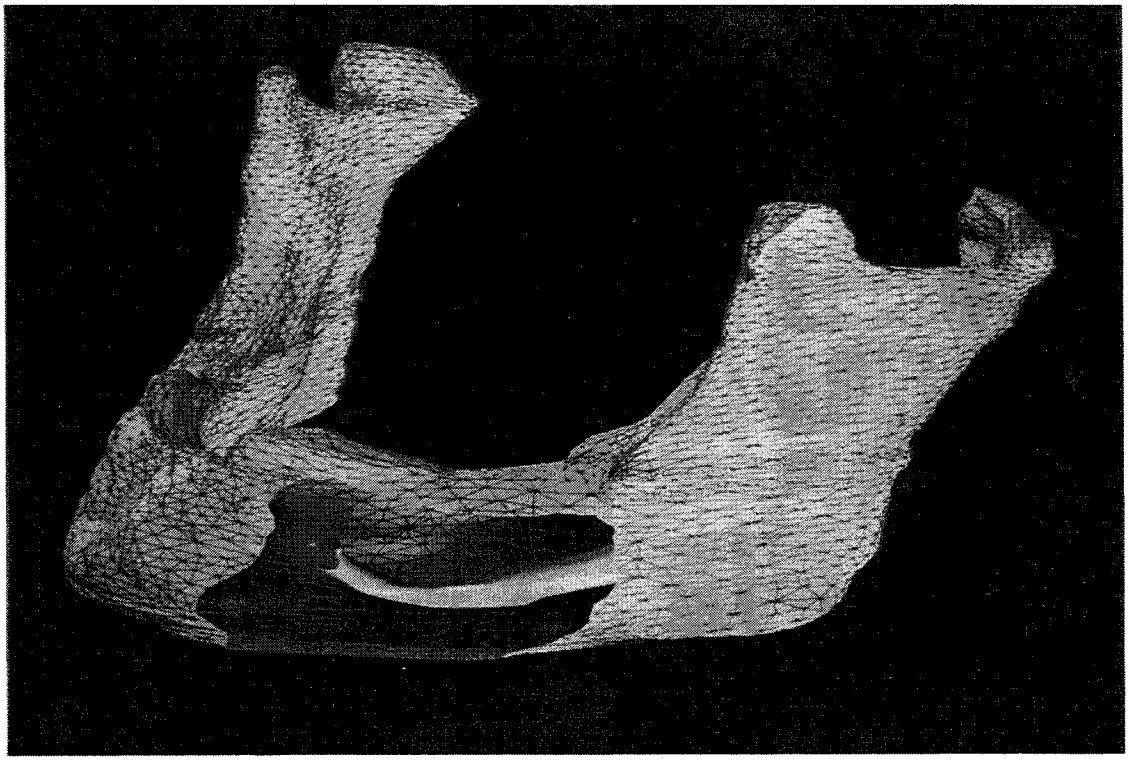


Photo 13: Modèle virtuel surfacique représenté avec le maillage caractéristique de la triangulation. Le relief de surface est davantage percu.
On remaque sur le versant interne de la branche montante droite, en arrière, le replis caractéristique de l'épine de Spyx"

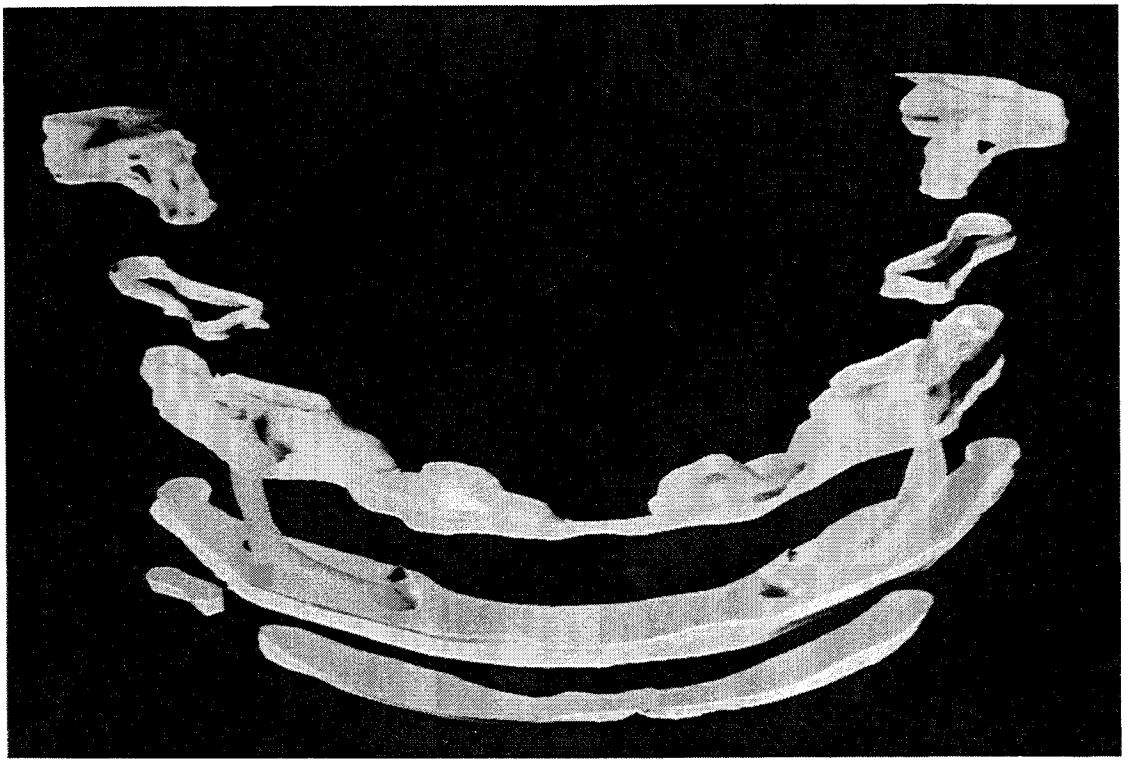


Photo 14: Possibilité de reconstruction partielle
Seules quelques tranches peuvent être affichées, évidées ou pleines.
Les cannaux mandibulaires sont reconstruits et visualisés intégralement dans leurs rapports avec la corticale périphérique

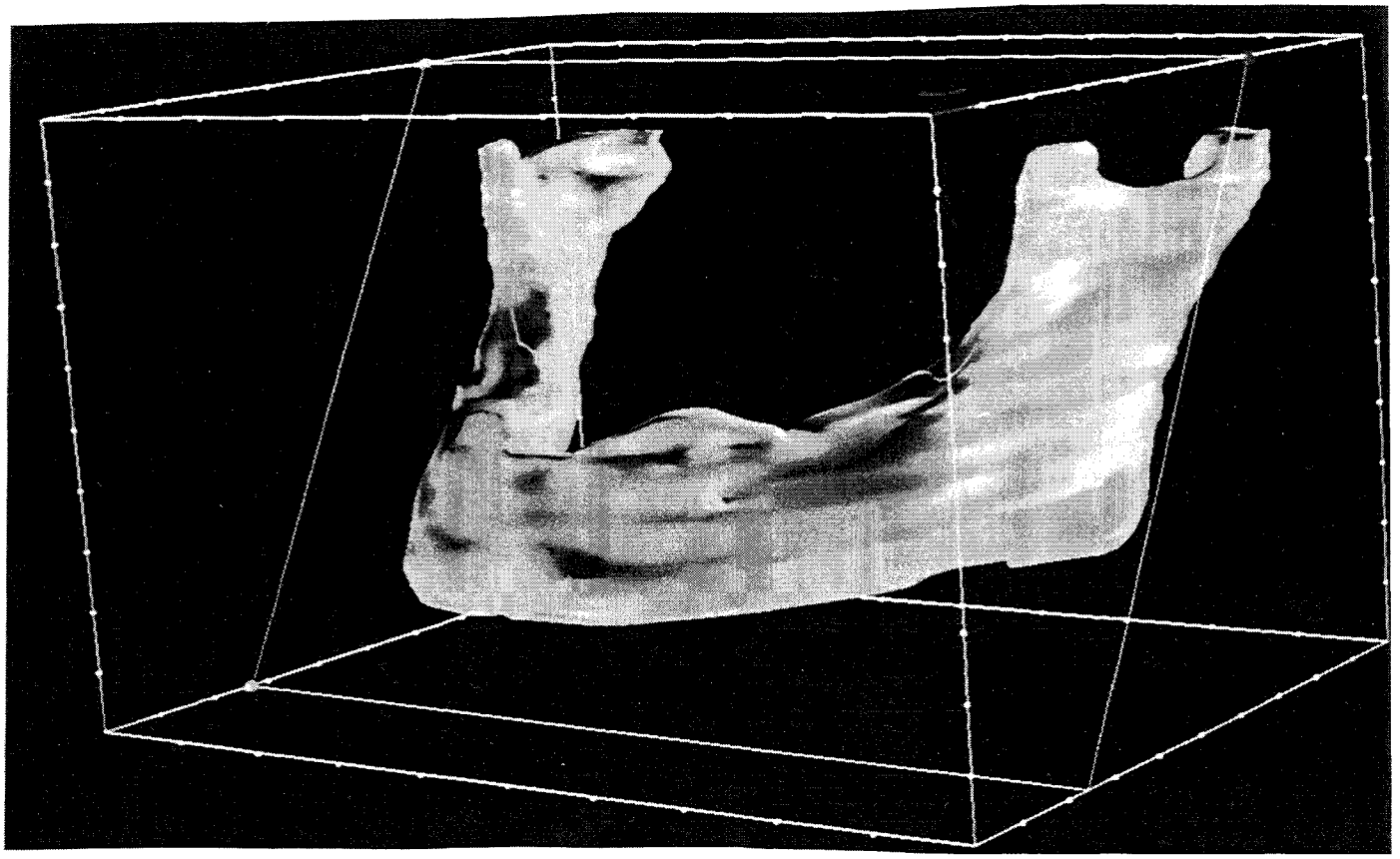


Photo 15: Modele virtuel affiché au sein d'une cage virtuelle. La mobilisation d'un plan de coupe est possible de façon interactive et instantanée par l'opérateur.
Une posibilité de reconstruction multiplanaire est ainsi offerte.

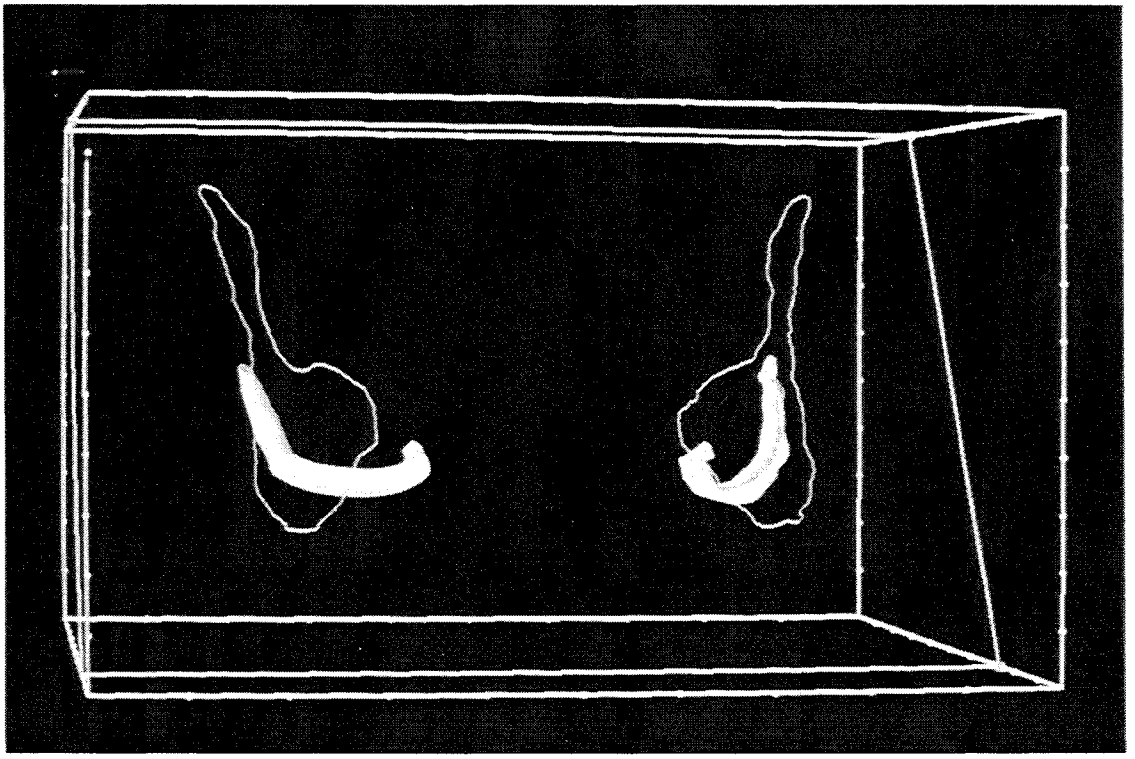


Photo 16: Le calcul de l'intersection entre le plan virtuel et les surfaces rencontrées est calculé et les coupes 2D des strcurutres traversées sont affichées.
Il est même posible de combiner l'afficahege d'éléments 2D et 3D
Ici, visualisation des contours 2D de la corticale passant par le plan de coupe et de la position des cannaux mandibulaires

## 2.4) Intérêts du modeleur de gOcad pour les applications en F.A.O. par stéréophotolithographie Laser

Les outils habituels de Conception Assistée par Ordinateur (C.A.O.) permettent de modéliser des surfaces manufacturables, esthétiques et pouvant être modifiées interactivement à l'aide des méthodes mathématiques classiques (Béziers, B-Splines,...), mais ces méthodes permettent difficilement de faire passer la surface modélisée par l'ensemble des points de données. Ce sont généralement des méthodes d'approximation plutôt que des méthodes d'interpolation. De plus, à l'aide de ces outils, on peut difficilement modéliser et ajuster des surfaces naturelles à des données complexes; par données complexes, on entend des données:
-hétérogènes: on dispose par exemple soit des coordonnées de certains points dans l'espace, soit des équations de plans tangents à la surface en certain points ou soit de la distance entre deux points;

- plus ou moins précises suivant les procédés de mesure;
- irrégulièrement distribuées dans l'espace que l'on étudie; on dispose de beaucoup de mesures dans certains sous-espaces de l'espace étudié et de très peu dans les autres.

L'objectif principal de GOCAD est précisément de résoudre l'ensemble des problèmes liés à la modélisation des surfaces naturelles et à leur ajustement aux données complexes. Avec GOCAD, les objets sont considérés comme des ensembles de points liés entre eux afin de constituer un maillage dont la dimension est la caractéristique de l'objet. Ainsi, une surface est vue soit:

- comme un ensemble de points (noeuds, atomes) qui sont reliés entre eux par des relations d'adjacence,
- comme un ensemble de triangles possédant eux aussi des contraintes d'adjacence.

Dans le cas des reconstructions biologiques, le maillage est l'ensemble des triangles réunissant les différents points de données plus d'autres points générés automatiquement pour obtenir des triangles proches de triangles équilatéraux. Donc un des problèmes est de construire le maillage correspondant à la surface à partir des données dont on dispose.
L'originalité de GOCAD est de ne pas utiliser de fonction pour modéliser la géométrie, mais d'utiliser un interpolateur "Discret Smooth Interpolator (DSI)" développé par J.L MALLET [105,106]

.

Cet interpolateur permet de modéliser des surfaces tout en respectant un ensemble de contraintes telles que:

- passer par des points de données irrégulièrement distribués et connus de façon plus ou moins précise,
- respecter en certains points les plans tangents à la surface,
- respecter en certains points les vecteurs normaux à la surface,
- obliger deux points de la surface à être liés par un vecteur donné,
- obliger la surface à respecter un opérateur différenciel donné,
- obliger la surface à contenir une courbe 3D.

La méthode DSI permet, on l'a démontré, une fois un premier maillage obtenu, d'ajuster et de lisser une surface en fonction de la position des points dans l'espace. Des outils permettant de modifier la topologie des surfaces modélisées sont également développés; ainsi, on peut découper une surface suivant un plan correspondant à une faille par exemple ou à l'aide de ciseaux informatiques, fusionner deux surfaces ou calculer l'intersection de deux surfaces...

Il est possible d'utiliser la stéréophotolithographie pour étendre le savoir-faire et satisfaire la demande des domaines biologiques et médicaux, en vue d'obtenir un modèle solide 3D modélisé à l'aide de GOCAD.

Nous allons détailler dans le chapitre suivant la démarche que nous avons adoptée permettant, à partir de données (obtenues par TDM, RMN, coupes histologiques sériées, etc...), et qui a permit de reconstruire des surfaces associées à ces données, puis à partir de du modèle virtuel 3D, de commander la machine de stéréophotolithographie afin de créer un objet physique correspondant au modèle informatique.

# Quatrième Partie

# ETUDE EXPERIMENTALE

## Modèles stéréophotolithographiques

*"Toute science expérimentale ne peut donc faire de progrès qu'en avançant et en poursuivant son oeuvre dans l'avenir. Ce serait absurde de croire qu'on doit aller la chercher dans l'étude des livres que nous a légués le passé. On ne peut trouver là que l'histoire de l'esprit humain, ce qui est tout autre chose."*

**Claude Bernard**, 1813-1878,
*Ibid., §10*

# F.A.O. par Stéréophotolithographie LASER

Comme nous l'avons expliqué dans la seconde partie, c'est le procédé de stéréophotolithographie laser (SPL) qui a été décidé d'appliquer pour la fabrication des maquettes anatomiques 3D. Les modèles issus de cette technologie ont comme avantages essentiels:

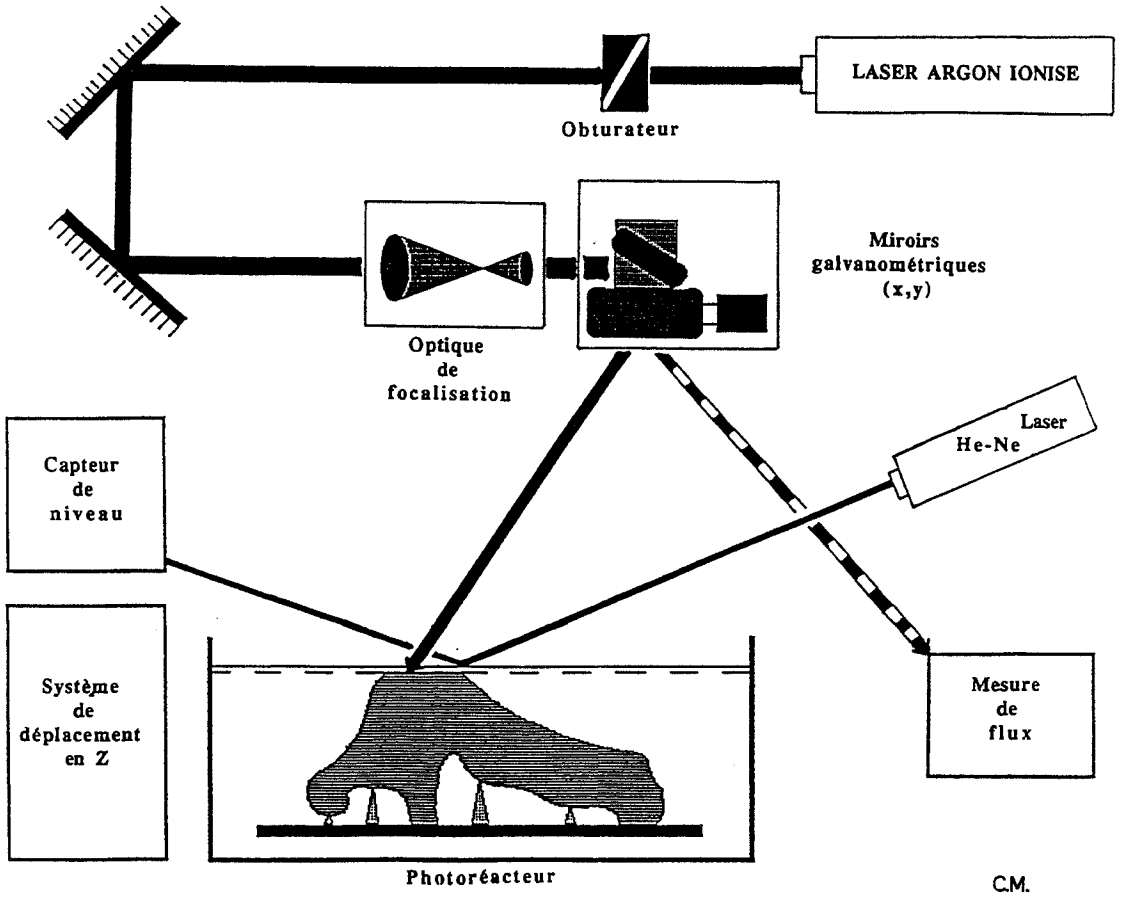
- être une réplique 3D réelle et conforme des données virtuelles 3D modélisées,
- n'avoir aucune limites dans les possibilités de reconstructions topographiquement complexes,
- être doté d' un état de surface parfaitement lissé,
- contenir des reconstructions d'éléments individualisés internes.

Toutes les reconstructions SPL ont été réalisées au laboratoire G.R.A.P.P. (E.N.S.I.C., I.N.P.L.) (CNRS, URA 328), dirigé par le Professeur Jean Claude ANDRE Directeur de recherches au C.N.R.S. , et avec la collaboration active de Serge CORBEL, Chargé de recherche C.N.R.S.

## 1) Matériel

ANDRE et Coll. en 1991 [2] définissent les bases de réalisation d'une machine de C.F.A.O. laser, et décomposent le procédé mono-photonique, du point de vue de l'ingénieur système, en plusieurs sous ensembles qui sont :

- un système informatique, qui comprend l'ordinateur recevant les informations provenant d'un autre ordinateur de C.A.O. Celui-ci adapte les données pour définir le déplacement optimal du faisceau laser, il comprend l'interface qui gère le procédé.
- un réacteur photochimique, contenant une résine monomère liquide photopolymérisable
- un laser UV de forte puissance
- un ensemble optomécanique motorisé à plusieurs degrés de liberté, qui déplace le faisceau dans le plan (cordonnées x,y) de la surface à polymériser du monomère.
- un ensemble motorisé qui commande la construction de l'objet suivant la dimension z.




C.M.

## CONTROLE DE LA MACHINE

- tracé des coubes de niveau
- contrôle : flux, laser, niveau
- gestion : - miroirs et obturateur
  - niveau du liquide
  - laser

selon système informatique

**INFORMATIQUE**

fourniture de courbe de niveau

**INFORMATIQUE**

C.A.O.

**INFORMATIQUE**

C.A.O.

+

fourniture de courbe de niveau

**Illustration schématique de l'application d'un procédé de 1ère génération de SPL à la réalisation de modèles solides tridimensionnels, dans le domaine médical.**

C.M.

### 1.1) L'infrastructure informatique

Au cours des années passées sur l'expérimentation, l'infrastructure informatique pour le décodage des données de gOcad, et pour la commande de la machine de SPL a considérablement évolué.

Le décodage et la conversion des données de la modélisation par gOcad, en informations pouvant être exploitées pour une F.A.O. par SPL., sera détaillée dans des paragraphes ultérieurs.

En ce qui concerne le pilotage de la machine de SPL, les programmes de configurations et de commande sont relativement simples. Aussi, pendant longtemps, un simple micro-ordinateur, relativement peu évolué (ATARI®), a suffi. Mais au fil du temps, les objets modélisés, de plus en plus sophistiqués, on pris un importance croissante en nécessité de place mémoire. La machine SPL a ainsi été re-configurée en fonction du pilotage par un micro-ordinateur plus évolué (type PC 486 travaillant sous DOS), puis par une station de travail sous UNIX, de même type que celles ayant servi à la modélisation.

Chaque passage d'une station de pilotage à une autre a demandé, on le comprend, un temps de réglage, de configuration et d'adaptation relativement long.

### 1.2) La machine de SPL

#### 1.2.1) Le réacteur photochimique

Afin d' améliorer les procédés de première génération de SPL, il est clair qu'il faut améliorer la qualité des matériaux, à savoir par ordre d'importance:

- le retrait volumique
- la viscosité
- les qualités mécaniques et thermiques
- la rapidité de la cinétique de réaction de prise.

Pour l'instant il n'est pas encore possible d'atteindre des retraits nuls à l'aide de substances peu visqueuses, aussi il est nécessaire de jouer sur l'art de l'ingénieur-système.

Il est nécessaire de disposer autant que faire se peut, d'une résine conduisant à un retrait aussi proche possible de zéro, pour éviter des déformations volumiques et des tensions dans les pièces réalisées par SPL.

Le tableau suivant présente quelques résines type utilisées commercialement en Europe. Elles correspondent à des retraits volumiques faibles, de l'ordre de 5 à 6%

| Résine | Densité 20°C | Viscosité (Pa.s) à T(°C) | Apparence | Allongement à la rupture* (%) | Module sécant à 1 %* (MPa) | Retrait % |
|---|---|---|---|---|---|---|
| XB 5081 | 1,14 | 1,8-3,6 (30) | transparente | 2-3 | 2500-3500 | 5,2 |
| XB 5134 | 1,12 | 1,6-2 (30) | légèrement opaque | 10 | 800-1100 | |
| SOMOS 3100 | 1,13 | 1,5 (25) | ambrée, transparente | 15 | 800-900 | 6,2 |
| SOMOS 2100 | 1,16 | 5,3 (25) | blanc laiteux, opaque | 12 | 30-40 | |
| diacryl 103 | 1,12 | 1,0-1,4 (25) | transparente | 1,2 | | 6,2 |
| XB 5170 | | 0,125 (35) | Transparente | 10-12 | 2500 | ~0 |

Principales résines commercialisées en Europe pour la stéréophotolithographie

*Propriétés déterminées pour des produits ayant subi un post durcissement

fig. 62

La résine utilisée dans le cadre de nos expérimentation est le DIACRIL 101(documentation technique en annexe). Il s'agit d'une résine monomère de type diméthacrylate.

En fait la solution contient le monomère et un oligomère, qui est une sorte de pré-polymère qui compense le retrait de polymérisation. Sans la présence de l'oligomère, le retrait atteindrait une valeur proche de 15%.

Le mélange extemporané aux manipulations est obtenu à partir d'Acticryl CL993 (monomère) et DIACRYL (oligomère).

La résine monomère contient de plus un amorceur photochimique. L'amorceur a différents rôles:

- un effet physique: il limite la pénétration du faisceau en profondeur, et agit donc comme un absorbant. C'est en fait par la mesure de cet effet que l'on en dose la concentration optimale.
- un effet chimique: il agit comme amorceur de polymérisation, en créant des especes très réactives.

L'amorceur photochimique utilisé dans les expérimentation est de type:

- 2,2 diméthoxy - 2 -phenylacétophènone, de nom commercial IRGACURE (Sté. CIBA-GEIGY)

Il se présente sous la forme d'un liquide (IRGACURE 500) et d'une poudre (IRGACURE 651). Dosé à 4% dans les manipulations, l' épaisseur correspond à 0,33mm.

1.2.2) Le Laser UV

Les composés carboxylés qui sont les amorceurs photochimiques les plus courants et les plus efficaces absorbent jusqu'à une longueur d'onde ($\lambda$) de 400nm, avec un maximum situé vers 350nm [28].

Les lasers impulsionnels disponibles dans l'U.V. sont actuellement:

- les lasers à excimères ($\lambda$ variable, autour de 350 nm),
- les lasers à azote($\lambda$ = 337nm),
- les lasers YAG triplés ($\lambda$ =353nm),
- les lasers à rubis déclenchés doublés ($\lambda$ =347nm).

Les lasers continus disponibles dans l'U.V. sont:

- les lasers à argon ionisé ($\lambda$ =360 ou 441 nm),
- les lasers hélium cadmium ($\lambda$ =325 nm),
- les lasers Krypton ($\lambda$ =351 nm).

Le principal problème réside dans la fiabilité du laser et sa stabilité dans le temps. Les lasers qui sont utilisés dans les procédés de photopolymérisation 3D doivent fonctionner durant des mois sans nécessiter d'intervention extérieure. De plus il faut savoir que les éléments optiques (miroirs, lentilles) ont une durée de vie limitée lorsqu'ils sont exposés à des flux impulsionnels intenses.

Les lasers continus soumettent les éléments optiques à un régime plus acceptable et peuvent être plus facilement focalisés sur des matériaux organiques.

Parmi ceux-ci, les lasers hélium cadmium ont une puissance de 10mW (prix 100 KF environ), et on une durée de vie encore trop limitée. Par contre les lasers à argon ionisé sont déjà utilisés à l'échelle industrielle et semblent constituer le meilleur choix. Les prix s'échelonnent selon la puissance de 150KF pour un 100 à 200mW à parfois 500KF pour une puissance allant jusqu'à 2 à 5W.

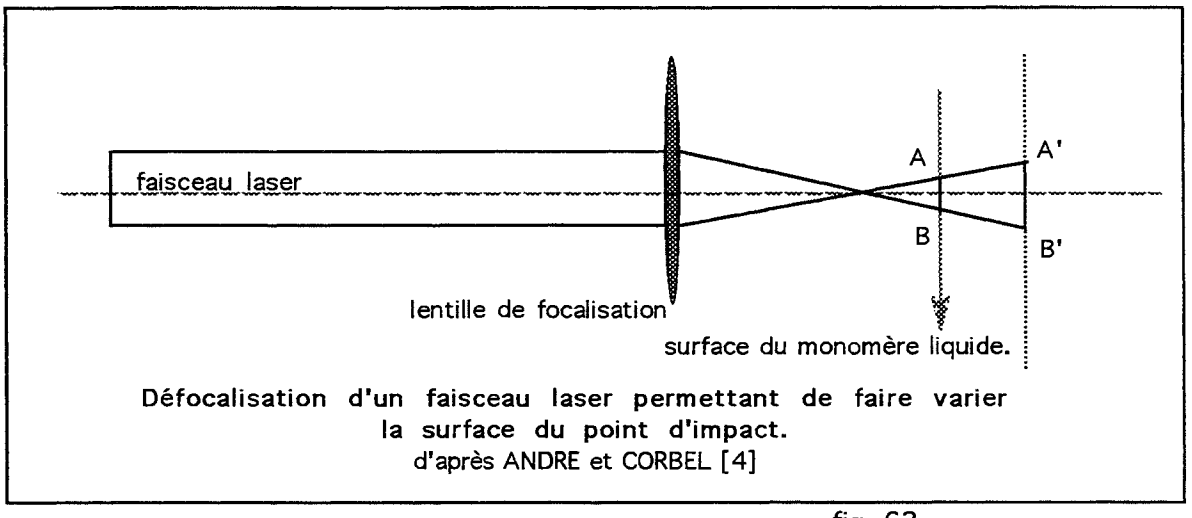
Le laser utilisé pendant les expérimentations est d'un modèle type Argon ionisé 2025 de la Société Spectra-physics

- puissance toutes raies: 10 W
- puissance de travail (en U.V.): 200 à 600 mW
- émission: $\lambda$: 363,8 nm (> 80%)
  $\lambda$: 351 nm (< 20%)

1.2.3) L'ensemble optomécanique motorisé

C'est cet ensemble qui permet la mise en forme et la déflexion du faisceau laser. Supposons qu'il s'agisse d'un laser continu, utilisé afin de polymériser des objets de taille de quelques dizaines de centimètres, avec une précision de 0,1mm. La polymérisation n'est faite qu'à la surface de l'objet sur une épaisseur faible, par exemple variant de 0,1 à 2mm. Pour minimiser le temps nécessaire pour créer le modèle, il faut polymériser chaque fois la plus grande surface possible.

Le système de mise en forme le plus simple comprend une seule lentille, qui défocalise plus ou moins le faisceau. Cette lentille doit être montée sur un axe de translation motorisé.




Défocalisation d'un faisceau laser permettant de faire varier la surface du point d'impact.
d'après ANDRE et CORBEL [4]

fig. 63

Par ailleurs, un système à deux degrés de liberté (x,y) est nécessaire pour défléchir le faisceau (cf. fig 64). Il s'agit d'un système de miroirs galvanométriques. La précision de leur pointage est de l'ordre de 50 µrad. Le temps de réponse de ces miroirs est extrêmement bref, de l'ordre de 1 ms, ce qui correspond à un vitesse moyenne de 2000 $cm.s^{-1}$. Les miroirs sont en relation avec un système électronique qui fait correspondre une tension à un angle de déflexion.

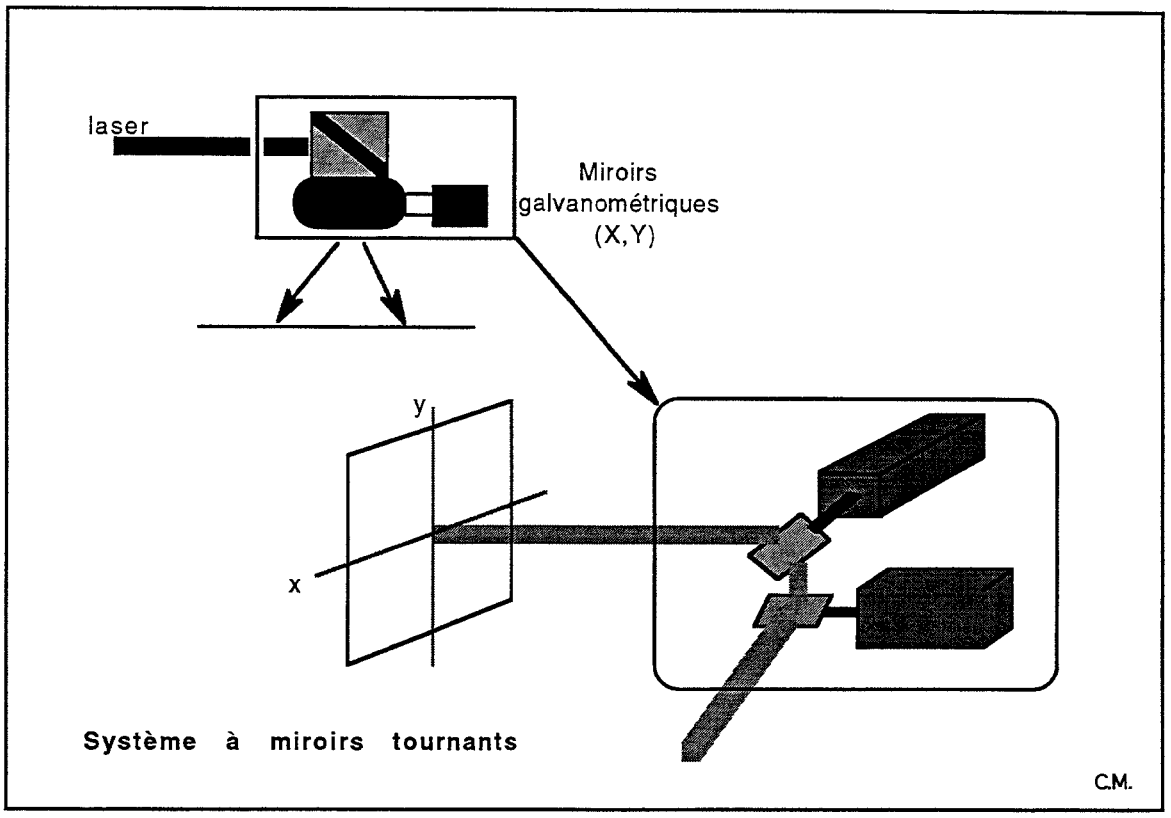



fig. 64

1.2.4) La commande motorisée pour l'axe z

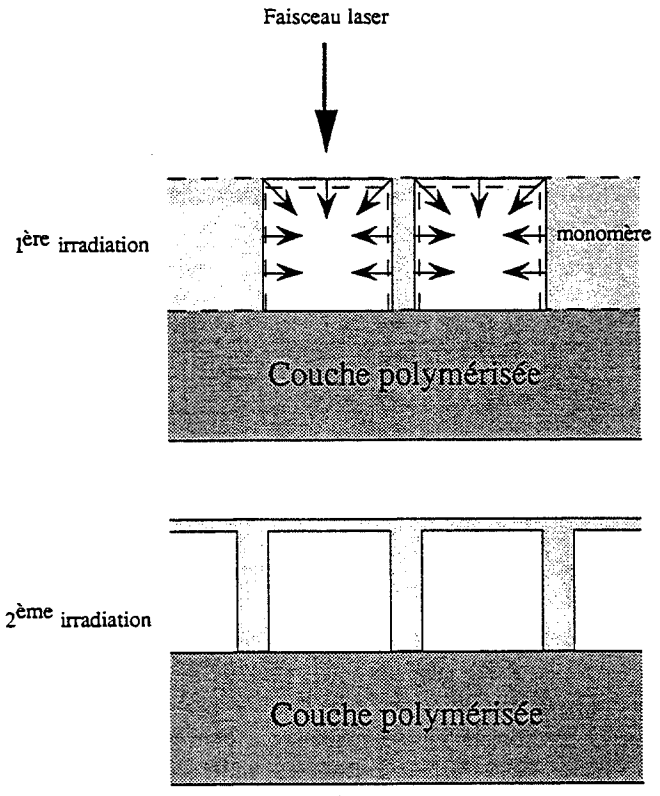
En fonction de la hauteur de la couche desirée, un moteur pas à pas, guidé par l'ordinateur actionne le déplacement d'un ancrage, selon un axe vertical. Le plateau support de fabrication des pièces SPL est relié à cet ancrage, et peut donc être actionné pour s'enfoncer ou au contraire émerger du monomère liquide contenu dans le bac photo-réactreur.

En début de manipulation, l'ancrage est déplacé manuellement ou automatiquement, de telle sorte que le bord supérieur horizontal du plateau affleure la surface du liquide monomère dans la cuve. Une fois la couche polymérisée, le plateau actionné uniquement par le moteur, sous le contrôle de l'ordinateur, s'enfoncera dans le liquide depuis la situation "z1, pour remonter à une nouvelle valeur "z2" immédiatement inférieure à "z1", et distante de "z1" de la valeur de l' épaisseur d'une couche.

1.2.5) Amélioration du procédé

Celle-ci est double, liée au procédé lui-même, et aux taux de polymérisation pour éviter le recours à une post-polymérisation.

Pendant le procédé de polymérisation, les voxels sont polymérisés indépendamment les uns des autres. Pour une couche, le retrait n'affecte ainsi que chaque voxel, individuellement, et sans effet d'ensemble. Puis la couche est irradiée une seconde fois, pour souder les voxels entre eux, de façon à créer le profil final de l'objet. En opérant ainsi, et comme le montre la figure suivante, la déformation globale provient du retrait limité aux faibles volumes lités entre les voxels déjà solidifiés.




**Principe d'irradiation résolue dans le temps et dans l'espace pour diminuer le retrait vomumique.**

CORBEL

fig. 66

Une deuxième amélioration a concerné la recherche de matériaux photopolymérisables avec un avancement élevé, évitant les post-polymérisations, qui sont très souvent sources de déformations globales.

## 2) Méthode: Réalisation des maquettes SPL

### 2.1) Recueil et Transfert des données modélisées

Tous les éléments surfaciques 3D modélisés avec gOcad, et à reconstruire par SPL, sont associés et sauvegardés, pour figurer sous une seule entité informatique, c'est à dire, sous un seul nom de fichier.

Si une réduction a été effectuée au niveau de l'échelle du modèle, à l'étape de l'enregistrement tomodensitométrique, ou lors de la digitalisation, ce facteur, soigneusement noté, est pris en compte. Afin de compenser un éventuel changement d'échelle, nous opérons alors un calcul mathématique, sur la matrice de coordonnées des points représentant l'objet, en intégrant le facteur de réduction qui avait été imposé, ceci pour obtenir un réajustement en échelle 1/1

Le fichier est alors copié et recueilli sur un bande magnétique, pour son transfert jusqu'au laboratoire où va être confectionnée la maquette 3D

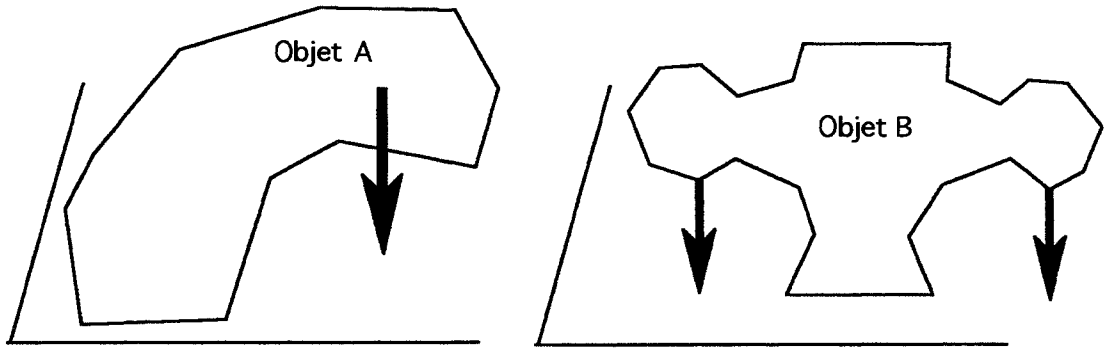
De nouveau, la bande est lue sur un lecteur de bande (streamer), et les fichiers informatiques sont recopiés, traités et et stockés dans l'ordinateur.

### 2.2) Modifications des données, préparation au format SPL, interface gOcad-SPL

Comme nous l'avons vu dans la seconde partie, la technologie de stéréophotolithographie (SPL) amène une contrainte importante: toute couche reconstruite doit s'appuyer soit sur le fond du support, soit sur une couche précédente.

#### 2.2.1)Analyse des contraintes, et définition d'un mode opératoire

Deux cas de figure représentés à la page suivante sont à considérer pour gérer la prise




définitions des contraintes liées aux principes de F.A.O.
par stéréophotolithographie Laser

C.M.

fig. 67

Dans la cas de l'objet A, à la fabrication, l'objet basculera en cours d'élaboration, car la projection sur le plan de référence de son centre d'inertie se situe en dehors du polygone de sustentation de l'objet.

Dans le cas de l'objet B, les parties non soutenues de l'objet s'affaisseront et tomberont au fond de la cuve quant elles seront reconstruites, car elles ne s'appuient sur aucun support particulier à ces endroits.

Pour ce traiter ce problème, il est donc nécessaire de:

- calculer l'orientation de l'objet à reconstruire, pour trouver sa position dans l'espace la plus stable,
- calculer les minima locaux pour savoir ou ajouter des piliers de soutènement, partout où la pièce pourrait s'affaisser ou se déformer pendant son élaboration.

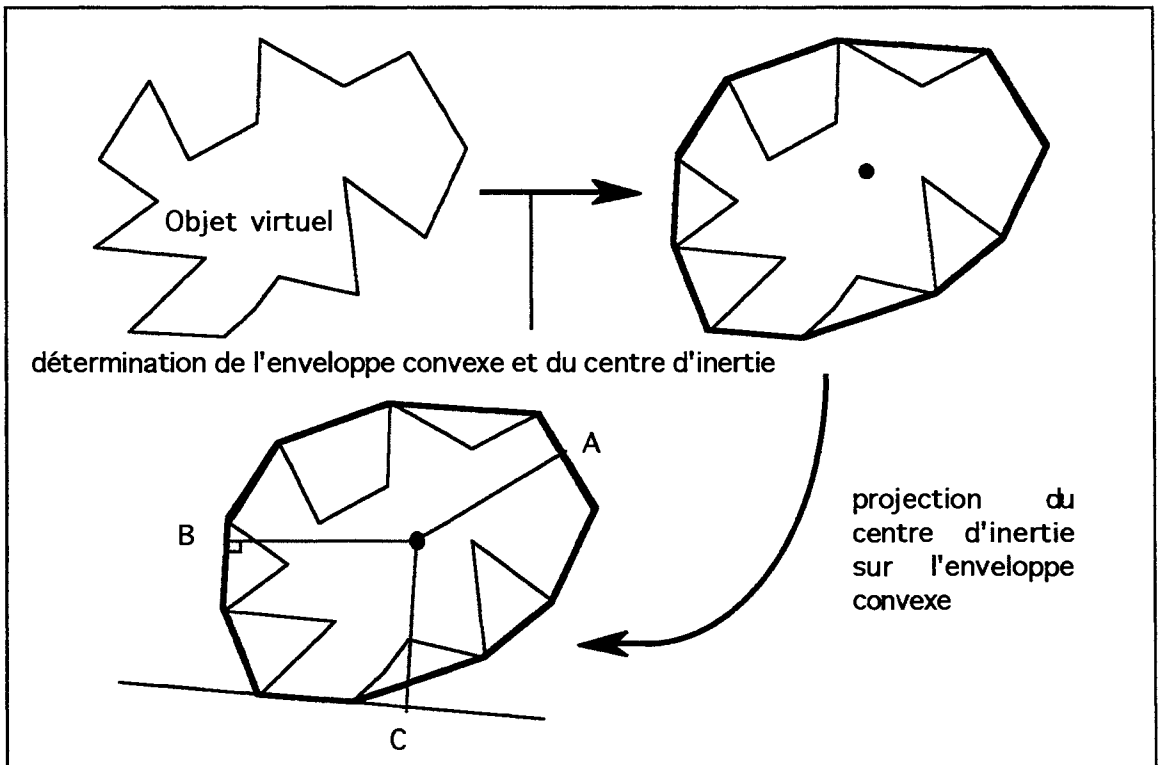
### 2.2.2) calcul de l'orientation de l'objet

Le modèle virtuel est tout d'abord affiché à l'écran par un programme de visualisation afin de vérifier la validité des données transférées.

On va rechercher la position pour laquelle l'objet sera le plus stable lors de la reconstruction. Pour trouver cette orientation, il faut tout d'abord calculer l'enveloppe convexe de l'objet (cf. chapitre 2.2.3.1.2). Celle-ci est constituée par un ensemble de facettes triangulaires (ou de polygones quelconques), disposées de telle sorte que chaque point de l'objet soit situé à l'intérieur du volume défini par ces facettes.

Parallèlement, le centre d'inertie de l'objet est calculé en fonction des centres d'inertie de chaque triangle définissant l'objet.

Une fois ces deux éléments calculés, le centre d'inertie de l'objet est projeté orthogonalement sur le plan associé à chaque facette de l'enveloppe convexe. Si la projection du centre d'inertie est extérieure à la facette, l'objet n'est pas considéré comme stable pour cette orientation et cette facette est rejetée.




**Détermination de la validité des facettes, pour le choix de l'orientation (exemple en 2D)**

C.M.

fig. 68

Dans l'exemple ci-dessus, en 2D, considérons les trois cas de figure lors de la projection orthogonale du centre d'inertie vers le plan d'une facette:

- en A: la projection se trouve, sur une facette de l'enveloppe convexe, sous-tendue par une facette de l'objet virtuel, cette facette peut être retenue.

- en B: la projection du centre d'inertie se retrouve sur une facette de l'enveloppe convexe, non soutenue par une facette de l'objet virtuel, cette facette peut tout de même être retenue, car l'objet pourra être stabilisé en équilibre sur les pointes.

- en C: la projection du centre d'inertie vers le plan de la facette de référence, tombe en dehors de la facette, celle-ci ne peut donc être retenue.

Ce principe est en fait appliqué en 3D. Le centre d'inertie est projeté sur chaque triangle ou polygone de l'enveloppe convexe tridimensionnelle. A partir du point de projeté, on détermine le plus grand rayon possible d'un cercle ayant comme centre le point projeté, et comme circonférence, le plus grand périmètre contenu entre les bords du polygone.

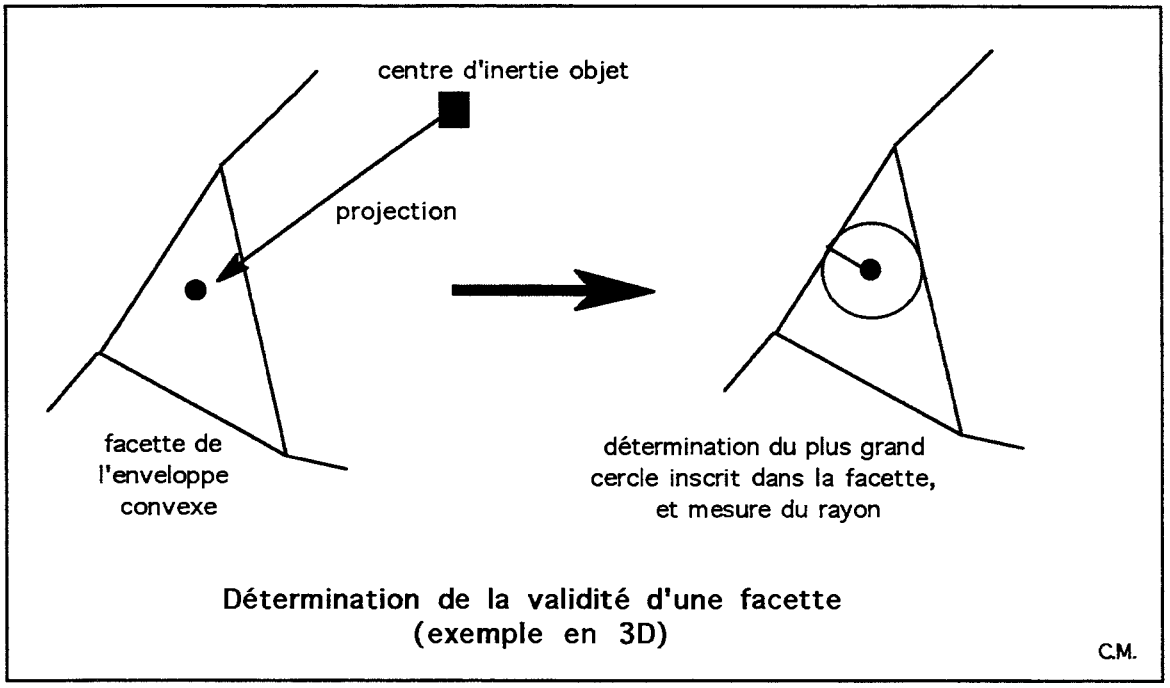



fig. 69

Les facettes non rejetées sont considérées comme valide, et parmi les facettes valides, on ne garde que celles pour lesquelles le rayon du cercle inscrit dans la facette ayant pour centre la projection du centre d'inertie dépasse un certain seuil.

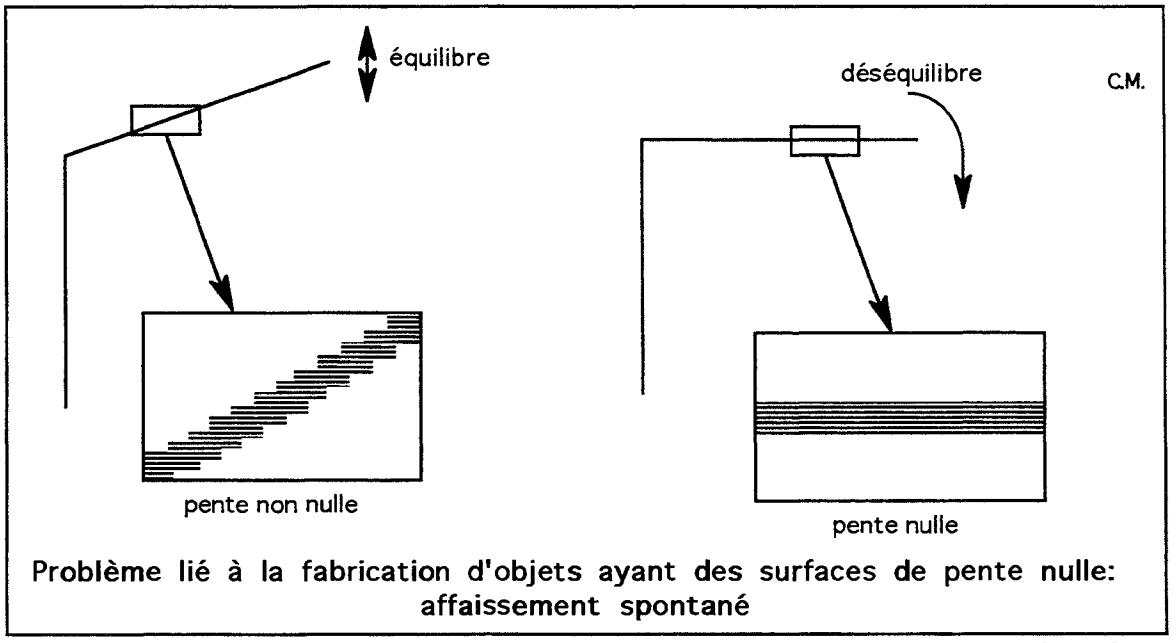
A la fin, on ne retient que six facettes parmi l'ensemble des facettes valides: celles pour lesquelles le rayon est le plus grand (P. BOUCHET, dans ANDRE, CORBEL [4]).

### 2.2.3) Calcul des piliers de support

Pour chacune des 6 facettes gardées à l'étape précédente, les coordonnées de l'objet sont tout d'abord calculées dans le repère, dont le plan xOy est parallèle à cette facette. Puis, en fonction de ces nouvelles coordonnées, on calcule le nombre de minima locaux. On appelle minimum local un point pour lequel l'ensemble de ses voisins se situe à un niveau supérieur à lui-même. Chaque minimum local entraîne la création d'un support pour le soutenir.

Finalement, on garde comme orientation définitive, la facette qui engendre le moins de piliers.

S'il existe plusieurs facettes nécessitant un même nombre de supports, on garde la facette qui entraîne la plus petite surface de pente nulle, car on sait que les surfaces de pente nulle entraînent des problèmes lors de la reconstruction.




**Problème lié à la fabrication d'objets ayant des surfaces de pente nulle: affaissement spontané**

fig. 70

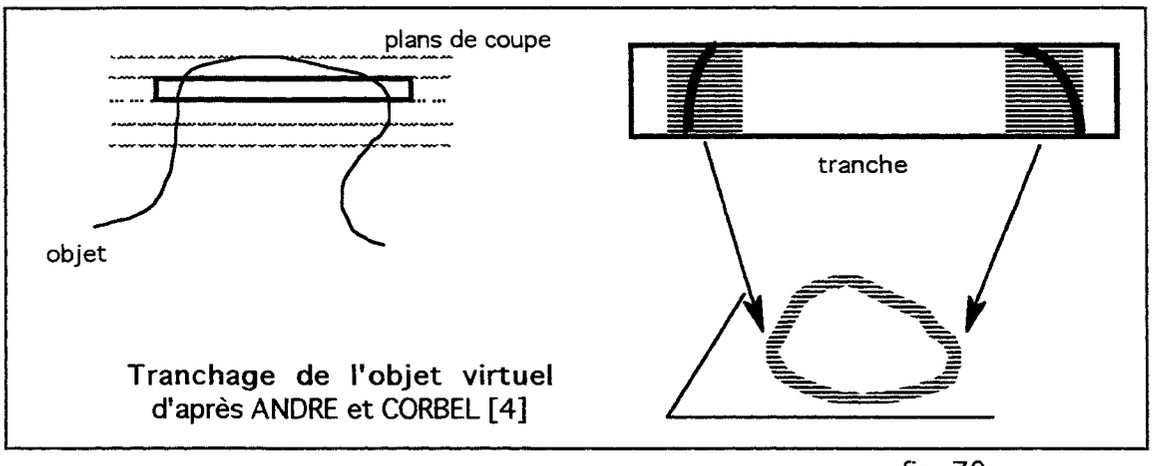
Une fois la bonne orientation trouvée, les coordonnées de l'objet et des supports ou piliers sont recalculées dans le repère défini par la facette retenue.

### 2.2.4)Découpage en tranches

La dernière étape dans le processus de reconstruction consiste à générer les données qui seront envoyées à la machine stéréophotolithographique, sachant que celle-ci accepte en entrée le descriptif des polygones à construire par niveau.

L'objet virtuel est pour cela mathématiquement découpé en tranches. L'épaisseur d'une tranche est définie selon la profondeur d'attaque du rayon laser, c'est à dire selon la distance correspondant à l'absorption de la lumière LASER UV, nécessaire pour déclencher le mécanisme chimique de photopolymérisation du réactif monomère liquide.

Puis sont calculées les intersections de la surface reconstruite avec des plans fictifs correspondant à chaque bord de la tranche (cf. Fig. 71 page suivante).




Tranchage de l'objet virtuel
d'après ANDRE et CORBEL [4]

fig. 70

Ensuite, ces deux intersections sont fusionnées pour trouver les surfaces à reconstruire pour cette tranche. Enfin, il faut calculer la frontière de chaque surface et l'approximer par un polygone.

A chaque tranche est associé un fichier qui comporte l'ensemble des polygones à reconstruire.

2.3) réglages et configurations du programme pilote

Comme il a été vu dans les chapitres précédents, le pilotage de la machine se fait à partir de données spécifiant les surfaces à reconstruire niveau par niveau. Ces surfaces sont décrites par les polygones définissant leurs frontières.

Un fichier de configuration associé au programme de fabrication, dit fichier "Config.dat", contient tous le éléments et les valeurs spécifiques au procédé de fabrication.

Dans les paragraphes suivants, les valeurs données en italique sont celles qui ont été déterminées spécifiquement pour la fabrication du modèle d'application: maxillaire denté.

2.3.1) étalonnage en X,Y

Une distance, c'est à dire un nombre de pas de moteur galvanométrique, est défini par millimètres sur X, et sur Y.

La distance d'un vecteur élémentaire va varier suivant l'altitude en Z du niveau du réactif liquide par rapport à l'origine du faisceau dévié par les miroirs galvanométriques. Pour l'étalonnage, on reconstruit donc un carré d'une seule tranche, pour lequel on désire des dimensions précises, comme le montre la figure suivante.

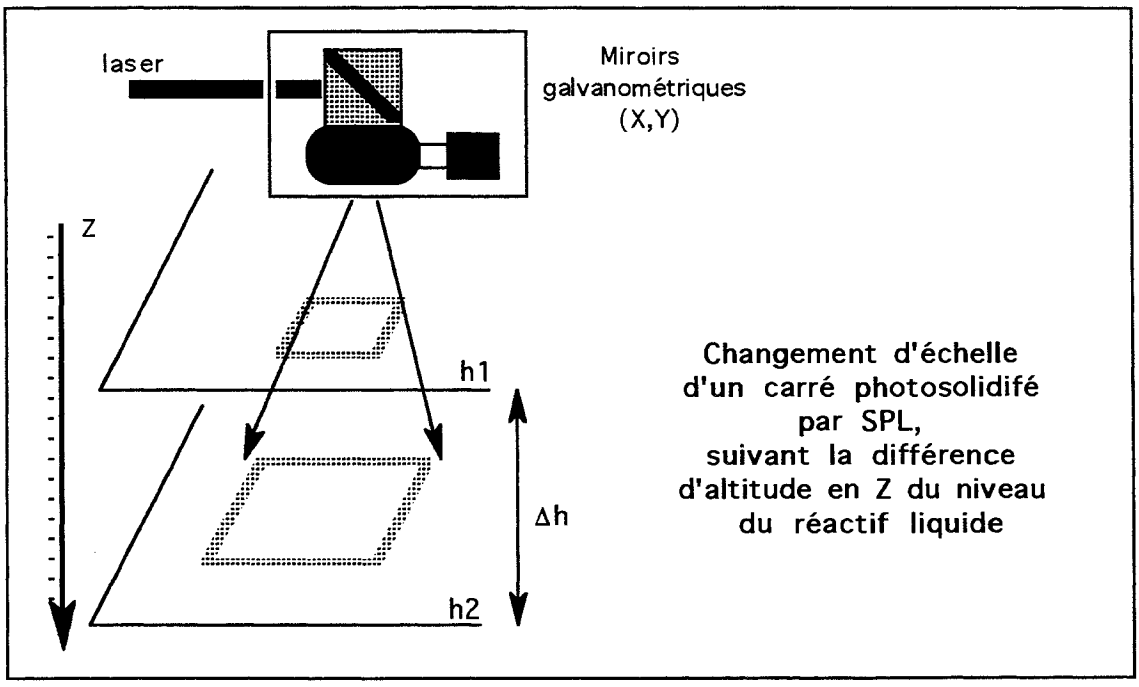



fig. 71

Après un seul passage du faisceau laser sur un papier thermique disposé sur le plateau-support de fabrication situé à l'altitude du liquide réactif, on mesure les distance réelles obtenues, et une règle de trois permet de rectifier les valeurs initiales des nombres de points par millimètre sur X et Y. Un deuxième test est lancé pour vérification du formatage.

2.3.2) étalonnage sur Z

Normalement ce nombre ne change pas, il désigne le nombre de pas de moteur actionnant le déplacement en Z du plateau-support de fabrication par millimètre

2.3.3) contrôle du moteur

Le déplacement du moteur tractant le plateau, est défini dynamiquement, avec un contrôle d'amplitude et de vitesse de déplacement, afin de ne pas générer de bulles ou de perturbation à la surface du réactif liquide.

Ainsi sont contrôlés:

- *la fréquence de descente:* *400 Hz*
- *la profondeur de descente:* *7,8 mm*
- *la fréquence de montée:* *400 Hz*
- *la fréquence d'arrivée en surface:* *75 Hz*
- *la course d'arrivée en surface:* *0,5 mm*

Quand une tranche vient d'être durcie par le faisceau laser, le plateau s'enfonce dans le liquide afin de permettre la re-formation d'un film superficiel liquide, pour la fabrication de la couche ultérieure. Au cours de la remontée, il y a un phénomène de ralentissement afin de ne pas perturber la surface.

2.3.4) temps de relaxation

Ce temps commence à partir du moment ou la remontée du plateau vient de se terminer, afin de laisser la surface visqueuse de la résine se relaxer.

- *temps d'attente entre les couches: 10 s*

2.3.5) paramètres de l'automate

L'automate contrôle le déplacement en X,Y de l'impact du faisceau laser sur la surface du réactif, à l'aide du jeu de miroirs galvanométriques. Sont spécifiés dans le fichier de configuration "Config. dat":

| | | |
|---|---|---|
| - *Step size :* | *3* | *(longueur de déplacement d'un vecteur élémentaire)* |
| - *Jump size:* | *5000* | *(longueur de saut entre des traits)* |
| - *Step period:* | *270* | *(durée d'un déplacement élémentaire)* |
| - *Laser On delay:* | *270* | *(contrôle de l'obturateur à l'ouverture* |
| - *Laser Off delay:* | *270* | *(contrôle de l'obturateur à l'exitation)* |

2.3.6) contrôle du tracé

La compensation modifie la trajectoire du faisceau lors des sauts pour éviter les "bavures", sans utiliser d'obturateur. La compensation ralentit certains sauts jusqu'à un vitesse indiquée par "jump size minimal", lorsque la taille du saut est supérieure à la "distance seuil des sauts grands".

Pour éviter que le faisceau ne s'arrête, tout à fait lors de changement de direction le long d'un même axe, on force le faisceau à effectuer un cercle de rayon non nul dans ces cas particuliers. L'angle élémentaire en radian indique la portion du cercle parcourue en un seul saut

2.4) Exemple de polymérisation d'un segment par SPL

On dispose de deux ordres pour faire passer le spot du faisceau laser d'un point A à un point B sur la surface du monomère liquide, suivant que l'on désire irradier le segment AB ou non. Ce sont respectivement les ordres "Next" ou "Jump". En abrégé pour les coordonnées du point suivant:

Nx Ny, ou Jx Jy selon la direction choisie.

Ces deux ordres font pivoter les mirroirs galvanométriques. "Next" active alors que '"Jump" désactive.

La polymérisation su segment AB se fait en immobilisant le spot laser

- tous les SS ("Step Size") points du maillage
- pendant le temps SP ("Step Period").

Ces deux paramètres, on la vu sont programmables, et permettent de calculer le nombre Ns de points irradiés du segment, à savoir:

$$Ns = L / SS$$

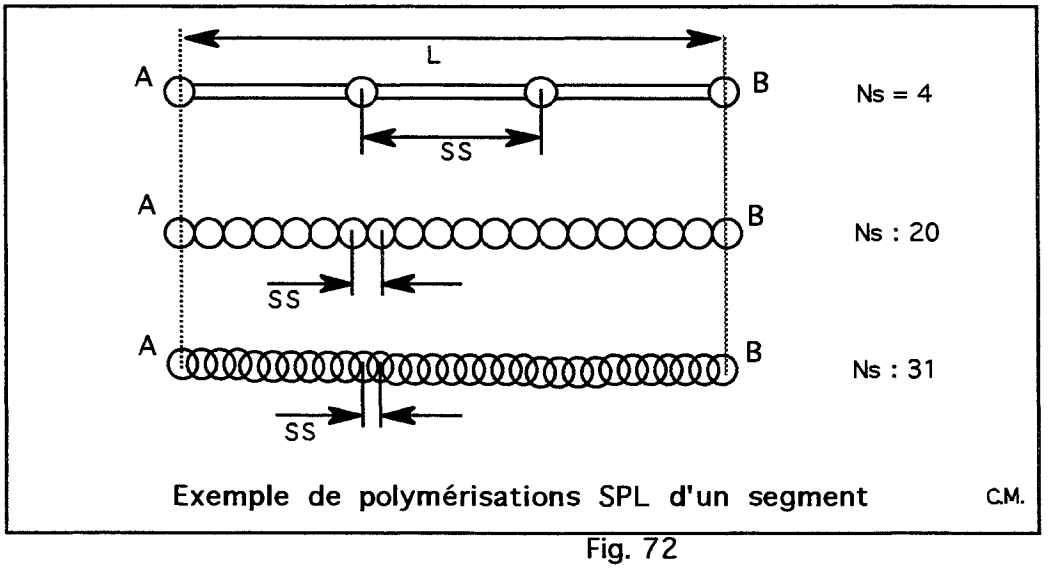
et d'en déduire le temps d'irradiation:

$$tv = Ns . SP$$

La vitesse moyenne de translation est le rapport:

$$V : 1/tv$$

La figure suivante illustre l'influence d'un paramètre SS sur la forme du segment polymérisé AB.




Exemple de polymérisations SPL d'un segment C.M.

Fig. 72

## 2.5) F.A.O. globale d'une maquette par SPL

### Description du procédé de stéréolithographie.

A partir des données de C.A.O., un premier processeur transforme les coordonnées globales de l'objet, en données correspondant aux tranches successives qui vont être durcies localement par le laser U.V.. Ces données sont ensuite utilisées par un second processeur. Son rôle est de coordonner le fonctionnement de l'ensemble de l'appareil et en particulier son réacteur photochimique.

Le réacteur de photopolymérisation est constitué d'une cuve de monomère liquide, dont le niveau est maintenu constant. L'objet à réaliser est construit par tranches successives à partir de celle du bas sur un plateau support. Celui-ci va ensuite s'enfoncer par pas successifs après polymérisation de chacune des couches.

Le faisceau laser est défléchi en X,Y sur la surface horizontale du monomère à l'aide de deux miroirs galvanométriques commandés par l'automate. Il peut ainsi durcir avec précision l'ensemble de la tranche en cours selon un algorithme de balayage étudié pour minimiser les distorsions liées à la contraction de la résine pendant la polymérisation.

L'absorption d'une quantité suffisante de photons par unité de volume entraîne la création d'espèces instables qui permettent la polymérisation des monomères liquides en un polymère solide, en général réticulé, insoluble dans le monomère.

## 2.6) Eviction de la pièce de son support

Après la réalisation de la dernière couche de la pièce SPL, le plateau soutient la maquette au fond du bac photoréacteur, et la pièce est totalement immergée. Le moteur actionnant la commande de l'axe z permet de dégager totalement la pièce du milieu liquide.

Il s'agit là de l'instant privilégié, ou le créateur de la maquette la découvre enfin, matérialisée et clairement visible, orientée selon le calcul du programme de tranchage, et sous-tendue par la grille et les piliers de support.

L'ensemble est rigide, mais pas encore totalement durci, si bien qu'il peut être déformé par un manipulation intempestive. Aussi, c'est avec une grande précaution que le plateau support est dégagé du bras relié à l'axe z, et transporté jusqu'à la cuve de rinçage. La grille photopolymérisée est décollée progressivement du plateau métallique. Un ensemble individualisé comporte alors uniquement les éléments polymérisés par SPL.

La grille est détachée de la maquette et des piliers, et ces derniers sont à leur tour retirés un à un. La connexion de la maquette avec les piliers se fait par un point très fin, ce qui facilite en général cette opération, sans aucun risque de la détériorer

2.7) Rinçage et finitions

La pièce stéréophotolithographique est toujours imbibée de résine liquide monomère, qui est visqueuse et collante. A l'aide de gants, la maquette est rincée sous le jet d'une burette garnie d'alcool. Parfois le rinçage est effectué à l'acetone, pour une attaque en surface plus énergique.

Si la maquette comporte des volumes totalement fermés avec des cavités internes, celles-ci contiennent bien entendu de la résine liquide emprisonnée, non polymérisée par le passage du laser. Il est alors nécessaire de créer deux petits orifices, de telle sorte que la résine visqueuse puisse s'échapper de son contenant, avec un passage d'air compensant la dépression interne.

Le rinçage de la maquette a comme conséquence de provoquer un changement de teinte et d'opacité de celle ci: de couleur jaune et bien translucide avant rinçage, celle ci passe ensuite à une couleur plus blanchâtre, et un peu moins transparente.

2.8) Durcissement final

A la fin de la reconstruction, la polymérisation de la résine est souvent incomplète. Elle est alors placée quelques heures dans une enceinte opaque exposée à un rayonnement ultra-violet (lampe UV), afin de terminer sa polymérisation et de lui donner une structure plus rigide, qui va permettre une manipulation plus aisée.

## 2.9) Amélioration de l'état de surface des objets SPL

Pendant le tracé d'une ligne discontinue à l'intérieur de l'objet il y a une accélération très rapide du déplacement du spot lumineux. Toutefois cette accélération n'est pas instantanée, et elle est la cause de matérialisation de petites bavures entre les différents éléments dicontinus de la couche.

Aussi il a été décidé d'interposer sur le chemin du faisceau, un mécanisme permettant d'interrompre très rapidement sa propagation pendant les sauts entre vecteurs (jump) du faisceau. Ceci a pu être obtenu grâce à un obturateur électronique acousto-optique ayant un temps de réponse de l'ordre de la nano-seconde.

Il est nécessaire travailler sur un faisceau diffracté en plusieurs taches, principales et secondaires.

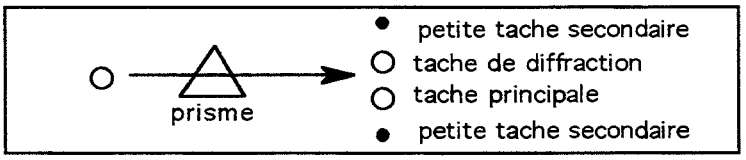
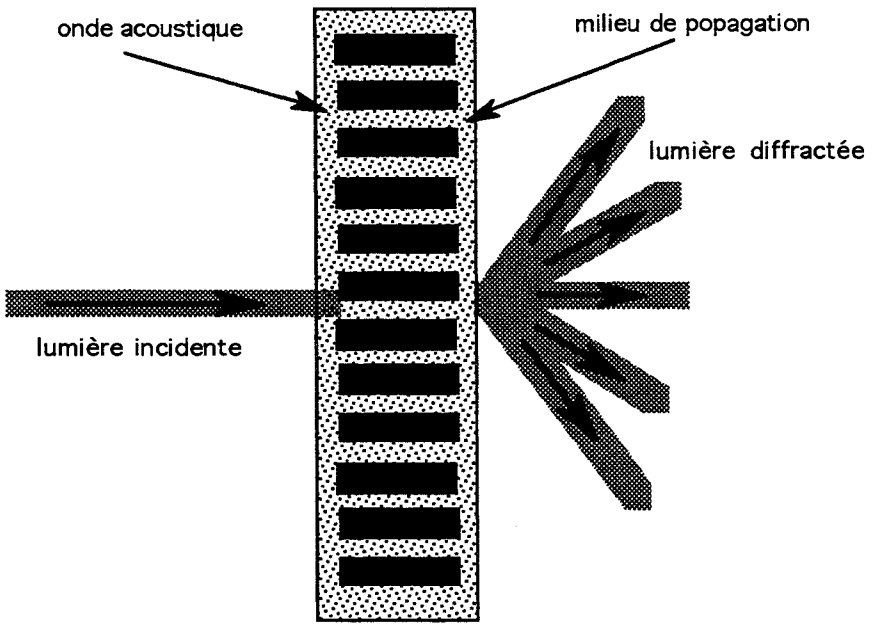



fig. 73

### 2.9.1) Le modulateur acousto-optique, principe

Le fonctionnement d'un modulateur acousto-optique est très récemment (1995) bien décrit par Zissi [158]. Il repose sur l'interaction deux types d'ondes: des ondes acoustiques, d'origine mécanique, dues aux propiétés élastiques de la matière et des ondes lumineuses de nature électromagnétique. Le phénomène d'interaction peut se schématiser de la manière suivante: le passage d'une onde acoustique dans un milieu matériel induit la vibration de molécules autour de leurs position d'équilibre, ce qui change la polarisabilité optique et par conséquent l'indice de réfraction. Ce dispositif influe bien sur la propagation de l'onde lumineuse.

Le modulateur est constitué par un milieu transparent dans lequel on fait propager des ultrasons.Les ondes acoustiques peuvent être progressives ou stationnaires, planes ou focalisées dan la région d'interaction du faisceau lumineux. Ells sont engendrées dans un transducteur piézo-électrique constitué d'un mono-cristal, d'une céramique ou de couches minces déposées par évaporation. Dans le modulateur acousto-optique une certaine proportion de lumière incidente d'une source laser est déviée dans une ou plusieurs directions (cf fig. 73) en raison de variations périodiques de l'indic produites par le passage des ultrasons qui provoquent des compressions et des raréfactions. (élongations).




Principe de fonctionnement d'une modulateur acousto-optique
(d'après Zissi [158])

Fig. 74

L'intensité de la lumière déviée varie avec la puissance électrique appliquée au transducteur. Il suffit de donner une des directions déviées au faisceau principal pour pouvoir l'éliminer entre chaque couche: le faisceau ne passera au centre du diaphragme à iris que si le le modulateur acousto-optique est activé. Il est ainsi possible de moduler la puissance de sortie de ce faisceau, ce qui peut être utile pour l'expérimentation.

Le milieu d'interaction du modulateur acousto-optique dont nous disposons est en silice fondue afin qu'il soit transparent aux rayons U.V.. Le transducteur piézo-électrique est en Niobate de Lithium.

Il fonctionne dans les conditions de diffractionde BRAGG suivant lesquelles:

- La longueur L d'interaction entre la lumière et la fréquence ultra-sonore est telle que

  $L < \Lambda^2/\lambda$ où $\lambda$ est la longueur d'onde de la lumière.

- l'angle d'incidence du faisceau laser au champ acoustique coïncide avec la'angle de Bragg

  $\theta_B = \lambda/2\Lambda$ .

2.9.2) Le modulateur acousto-optique, application

Les taches de diffraction sont projetées sur le pourtour de la lentille à iris, et le réglage est établi de telle sorte que le maximum d'intensité soit obtenu sur une tache diffractée. Le spot de la tache de diffraction choisie est calibré sur le centre de l'obturateur final.

La tache est mesurée en intensité au dessus de la cuve avec un wattmètre (13mW)

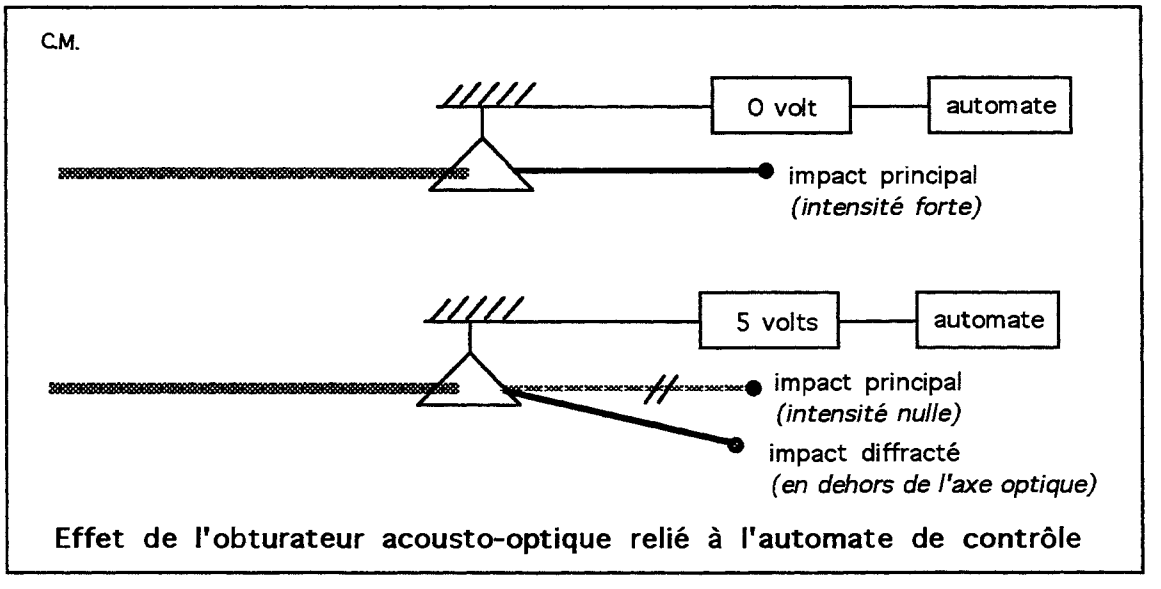



fig. 75

L'automate envoie un signal TTL au contrôle de l'obturateur à chaque saut du spot.

-jump = 0 volt

- next = 5 volts

Ainsi pendant le "jump", coupé, il n'y a alors aucun passage du faisceau.

L'intérêt est donc d'obtenir un effet du polymérisation strictement limité aux voxels à polymériser, san débordement aucun. Les états de surface des modèles SPL obtenus après mise en place de l'obturateur ont eu une très nette amélioration en précision et finesse.

Pour en comprendre la raison, prenons l'exemple de la matérialisation par SPL du départ d'une grille de support. Sur la figure suivante, on voit que chaque départ du spot pour une nouvelle bande verticale, se fait avec une petite imprécision sans l'interposition d'un obturateur acousto-optique.

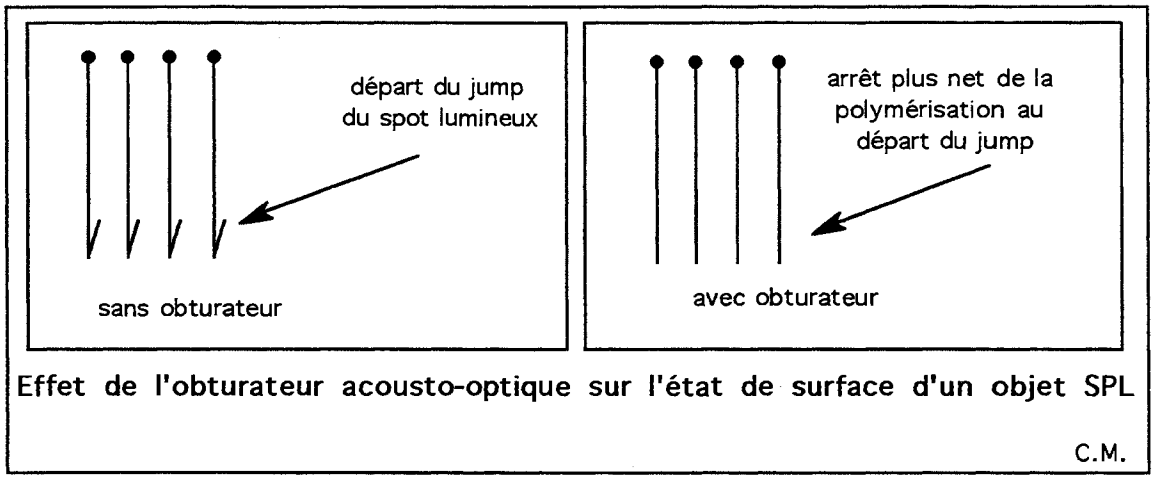



fig. 76

## 3) Résultats - Maquettes anatomiques obtenues par reconstruction SPL.

Dans les pages suivantes, sont présentées successivement des vues de maquettes SPL obtenues à partir de reconstructions du modèle de validation (mandibule humaine édentée disséquée sur cadavre) et du modèle d'application (maxillaire denté partiellement d'un patient).

Nous présentons également quelques vues de pièces non valides, à partir desquelles le procédé a pu être corrigé et petit à petit affiné.

## 3.1) Modèles non conformes. Corrections et évolutions

Parmi les nombreuses heures de recherches et de mises au point du protocole, la plus grande partie a été consacrée à effectuer des réglages et des mises au point spécifiques à notre étude. En effet, la machine de F.A.O. par stéréophotolithographie LASER a été définie pour des applications non médicales. Les problèmes rencontrés ont été les suivant:

-mise à l'échelle 1 des pièces SPL,
- calcul de l'orientation spatiale de l'objet virtuel,
- réglages du spot LASER et de son déplacement en cours de procédé SPL,
- choix des matériaux photopolymérisables.

### 3.1.1.) Mise à l'échelle "1" des pièces SPL

Les résultats obtenus lors de l'étude in vitro, menée pour le D.E.A., évoquaient la possibilité d'obtenir des pièces conformes du point de vue dimensionnel et spatial, mais sans avoir eu la possibilité de réaliser des maquettes rigoureusement à l'échelle 1.
Les objets virtuels sur lesquels travaillent d'habitude les chercheurs du laboratoire GRAPP, sont soit des modèles provenant du domaine de l'infiniment petit, comme des molécules chimiques ou des organes embryologiques, soit des objets modélisés de très grande taille, comme des mines géologiques ou des monuments pour les travaux publics, suivant la provenance des sources de données.

Aucune exigence n'avait donc jusqu'alors été requise pour l'obtention de modèles rigoureusement reconstruit sans changement d'échelle. La perspective d'exploitation chirurgicale des maquette a engagé un travail actif dans cette intention

Un calcul automatisé par le programme de récupération de données externes de modèles virtuels, était alors employé, de telle sorte que la dimension de l'objet analysé soit ramenée à la plus grande taille possible en fonction des dimensions du bac photoréacteur.

Notre travail, avec la complicité et la compétence de Mr. Pierre BOUCHET (Centre de Recherches et d'Informatique de Nancy), a donc consisté en la reconversion de ce programme informatique, de telle sorte que les coordonnées de l'objet restent inchangées lors de cette première étape, dans les trois directions de l'espace.
Quelques essais infructueux, ont permit de faire progresser les recherches jusqu'à l'obtention d'un modèle conforme du point de vue de l'échelle.

La photo A, de la page [Cor 169-4] illustre une difficulté rencontrée, où les coordonnées en x et y ont pu être ramenées à conformité, tandis que les coordonnées en z (hauteur) font état d'une distorsion majeure de la pièce SPL reconstruite.

### 3.1.2) Calcul de l'orientation spatiale de l'objet virtuel

Le programme initial de récupération et analyse des données modélisées, comporte une phase très importante pour la reconstruction couche par couche du procédé SPL.
L'objet, au cours de son élaboration est solidifié dans le milieu du matériau photoréacteur liquide. Il perd donc les critères de fluidité et de viscosité, et est le siège de forces de frottement et de déplacement lors de la remontée et redescente du plateau de support, à la fin de la polymérisation de chaque couche.

Un calcul de l'orientation spatiale de l'objet est donc nécessaire avant élaboration, de telle sorte que l'objet à reconstruire puisse être équilibré pendant les mouvements de descente et remontée du plateau de support. Afin de garantir cette stabilité, on a vu que le programme d'analyse du modèle virtuel modélisé, prévoyait l'adjonction interactive d'une grille polymérisable et d'un certain nombre de piliers de soutènement, internes et externes.

Les remaniements apportés au programme, dans l'intention d'obtenir des maquettes à l'échelle, ont quelquefois contrarié cet algorithme de réorientation spatiale, donnant de ce fait un affaissement de l'objet en cours d'élaboration, comme c'est le cas sur la photo B.

Des corrections ont pu être apportées pour palier ces artéfacts.

### 3.1.3) Réglages du spot LASER et de son déplacement en cours de procédé SPL

Afin de pouvoir concentrer toute la puissance générée par le faisceau laser sur l'impact du spot de lumière défléchi à la surface de la résine liquide, et pour pouvoir obtenir une polymérisation de bonne qualité, il a été entrepris diverses manipulations.

L'interposition sur le trajet du faisceau lumineux d'un obturateur acousto-optique va dans ce sens, on l'a démontré, en ne laissant passer le faisceau lumineux qu'au moment où l'orientation des miroirs galvanométriques est correcte permettant la position du spot lumineux sur un pixel à polymériser, et en l'interrompant pendant le mouvement des miroirs, destinés à faire passer le spot d'un pixel à un pixel éloigné.

L'adjonction d'un modulateur acousto-optique au dispositif opto-mécanique est est donc réalisé dans le but d'amélioré la polymérisation et l'état de surface des maquettes SPL.

Quelques problèmes de réglages de l'obturateur ont du être surmontés afin d'obtenir des modèles ayant une définition de surface suffisante. Un de ces problèmes est illustré sur la Photo C. Sur cette photo on peut voir que la pièce SPL est en quelque sorte hérissée d'épines. Dans ce cas, l'obturateur reste trop longtemps ouvert lors du déplacement du spot lumineux entre deux points non adjacents (jump). A ce moment, la traînée du spot va être "enregistrée" et matérialisée par une épine polymérisée jusqu'au moment de la fermeture complète de l'obturateur.

### 3.1.4) Choix des matériaux photopolymérisables

L'élaboration des résines photosensibles fait l'objet d'une recherche poussée de nombreux laboratoires de production industrielle. Parmi de nombreuses caractéristiques, la viscosité, le module d'élasticité, le retrait de polymérisation et la transparence jouent un rôle prépondérant.

En choisissant et testant des résines différentes, nous avons pu en sélectionner donnant des résultats satisfaisants sur les paramètres dernièrement cités. Par contre l'emploi d'une résine non adaptée, peut conduire à la réalisation de modèles non conformes. La photo D représente une maquette qui a conservé un aspect gélatineux, et dont le durcissement après photopolymérisation SPL n'est pas conforme. En conséquence, elle a tendance à s'affaisser sous son propre poids, avant même son durcissement final en enceinte exposée à un fort rayonnement ultra-violet.

La page suivante présente donc des exemples de pièces stéréophotolithographiques non confromes avec des défauts inhérents aux problèmes spécifiques rencontrés.

Les pages 170 à 172 montrent les résultats obtenus après les différentes corrections du protocole expérimental, avec l'obtention de maquettes conformes.

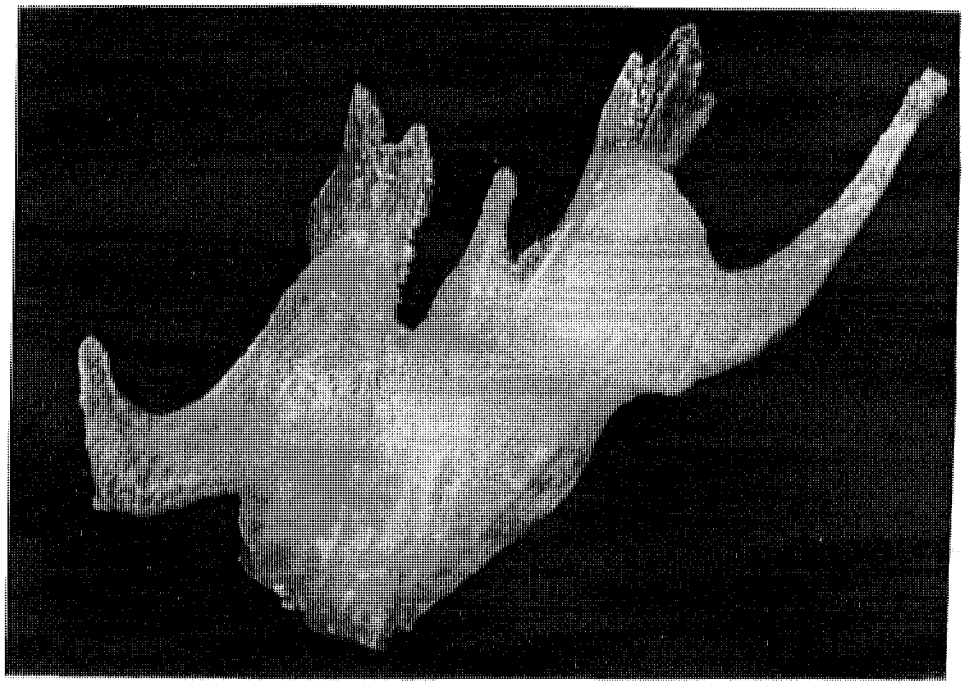


Photo A

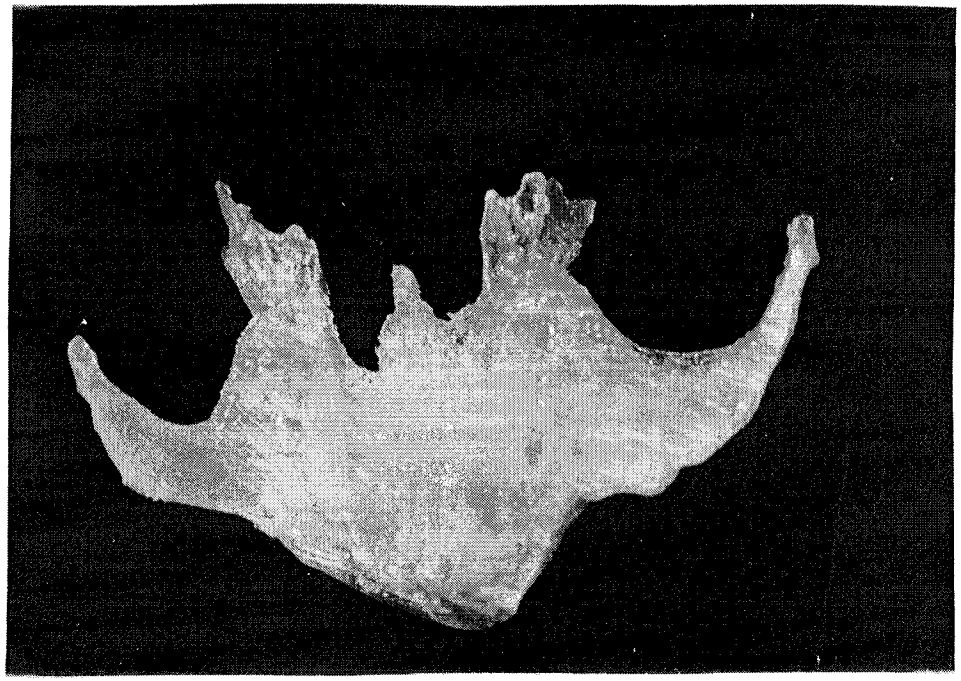


Photo B

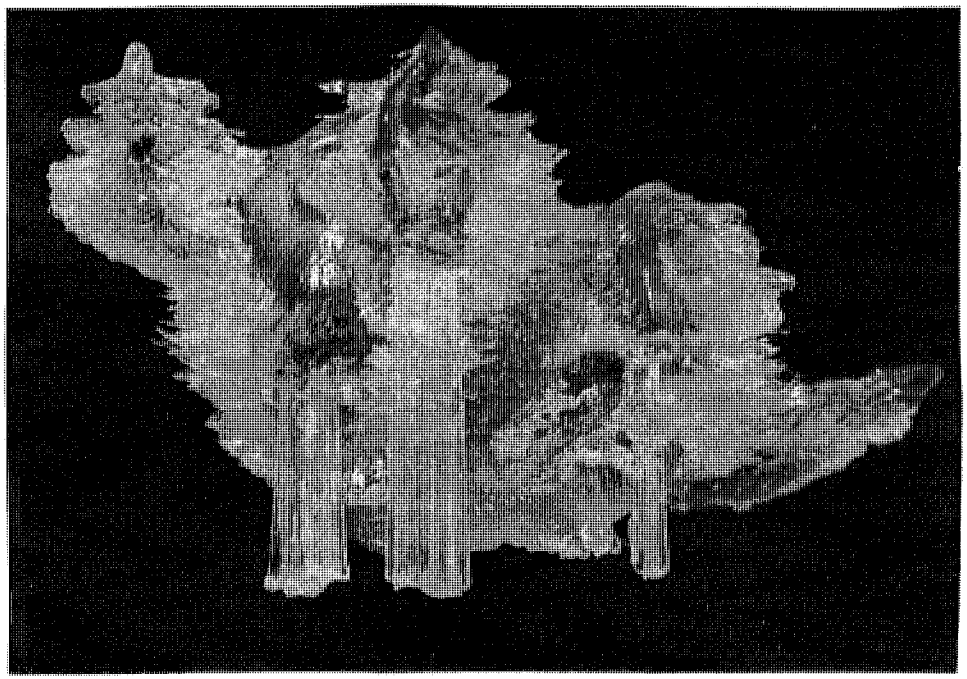


Photo C

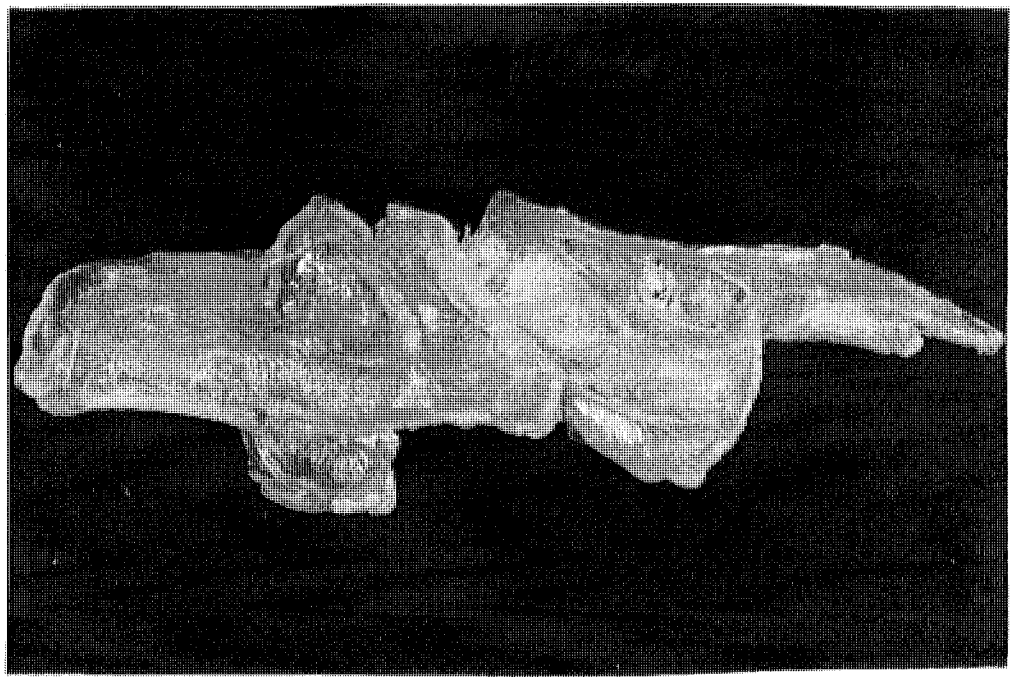


Photo D

**Photo 17** : vue d'écran

Les données de C.A.O., modélisées par gOcad, sont récupérées et reformatées, pour leur exploitation en F.A.O. par stéréophotolithographie laser.

Le modèle de validation (mandibule humaine disséquée) modélisé, est analysé par une programme informatique qui détermine la ré-orientation de l'objet virtuel, ainsi que l'adjonction d'éléments de support de fabrication: une grille de base et des piliers de support.

L'ensemble est visualisable sous toutes les incidences par le pilatge à la souris des fenêtres disposées sur la droite de l'écran.

**Photo 18** : pièce stéréphotolithographique

La pièce apparaît en fin de procédé SPL., positionnée sur le plateau support de fabrication.

L'orientation est respectée, et on peut discerner les piliers de soutien aux endroits représentant des minima locaux.

L'affaissement de la pièce en cours de fabrication est ainsi évité

La pièce SPL. va ensuite être désolidarisée du plateau support, la grille et les pilliers vont être soigneusement détachés, puis elle sera déposée dans une enceinte exposée à un intense rayonnement u.v., pour obtenir le durcissement final.



**Photo 19** : pièce osseuse sèche de départ

Le modèle de validation consiste en une mandibule humaine édentée totalement, disséquée sur cadavre.

Vue de Face

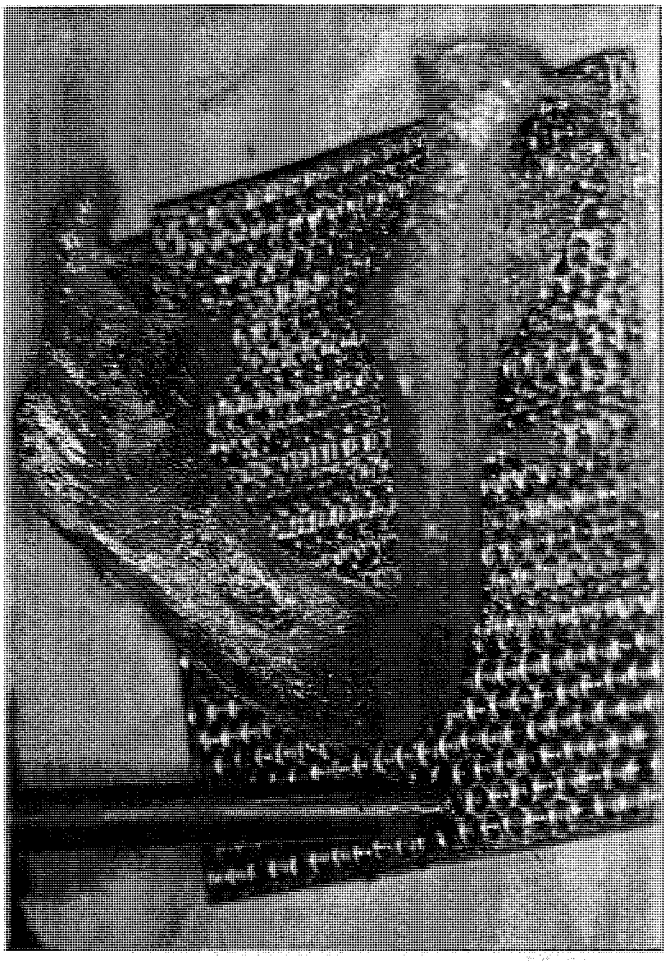
**Photo 20** : maquette SPL finale

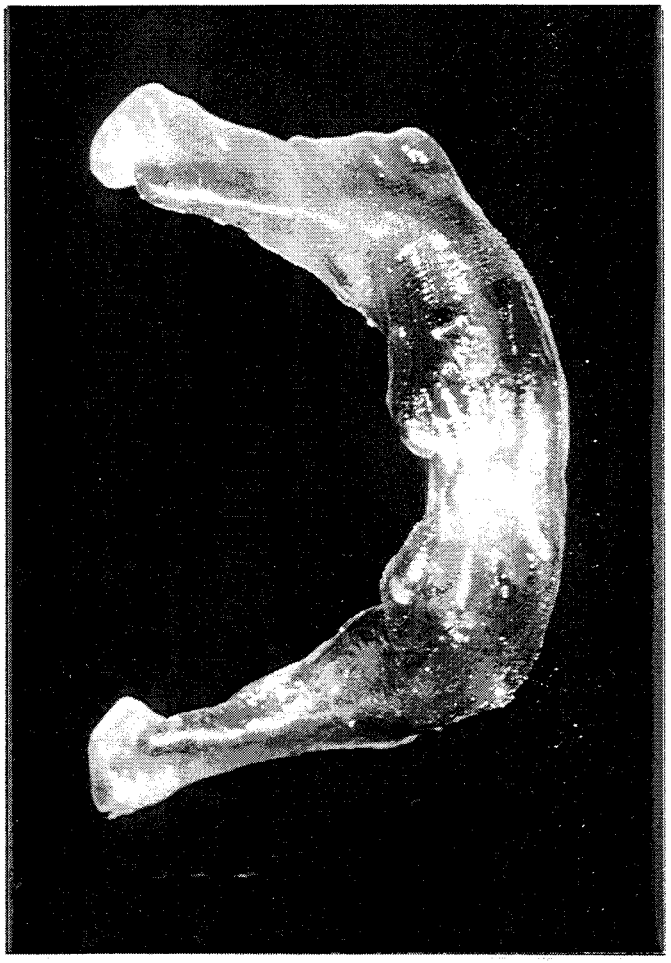
En comparaison avec tous les autres modèles reconstruit par des procédés classiques de fabrication, celui-ci est d'une ressemblance étonnement proche avec la pièce osseuse de départ.

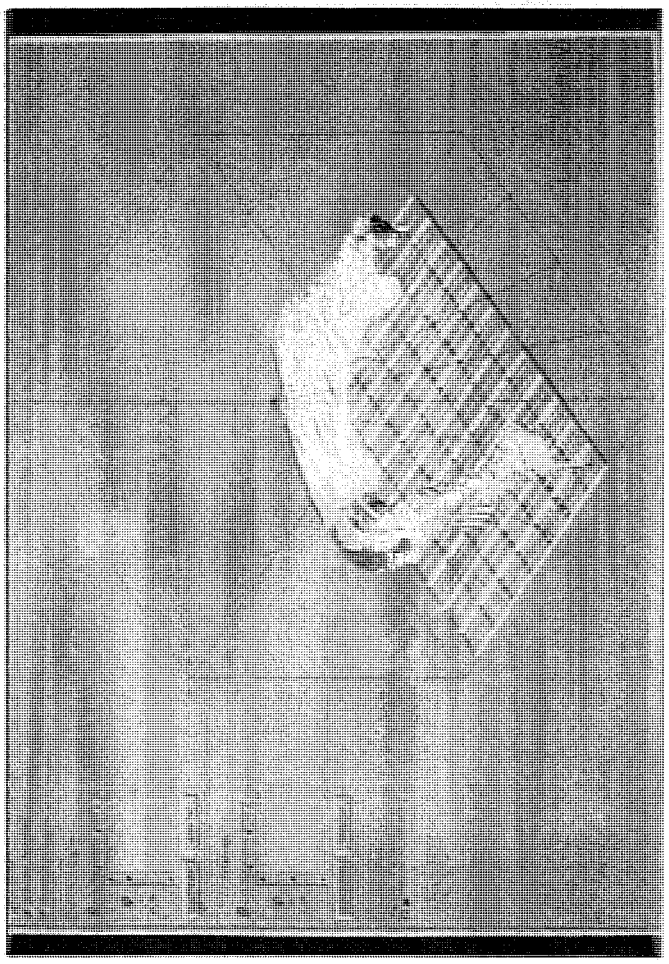
l'aspect lissé externe, est du à la combinaison des deux facteurs suivants:

- lissage 3D par l'algorithme D.S.I., pendant la modélisation par gOcad.

- fabrication SPL avec un grand nombre de couches fines.







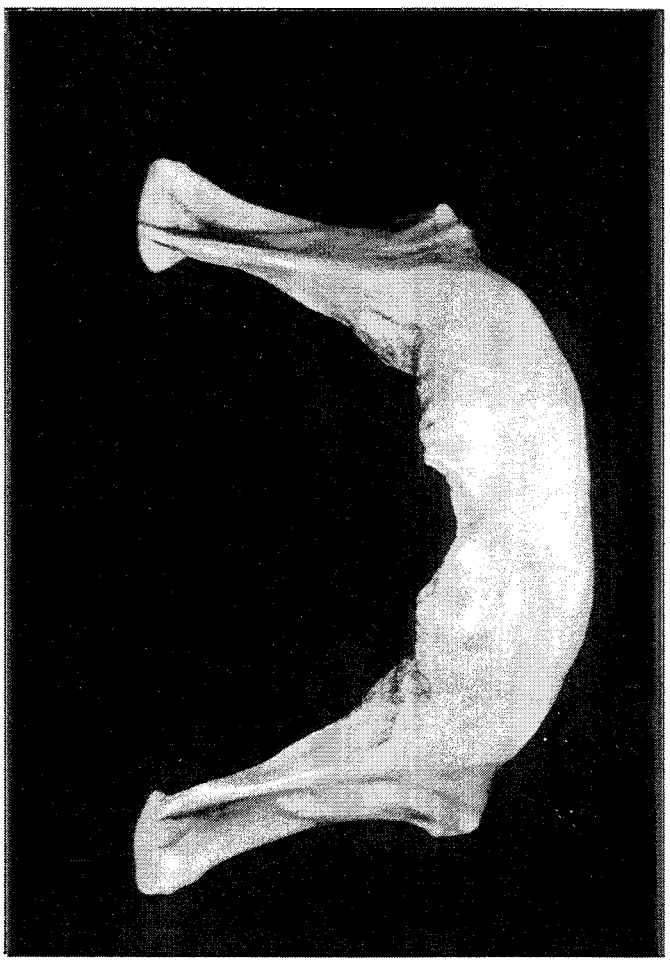


**Photo 21** : pièce osseuse sèche de départ

Modèle de validation: mandibule humaine édentée totalement, disséquée sur cadavre.

Vue postérieure

**Photo 22** : maquette SPL finale

Apprécier la similitude avec la pièce de départ.

Seuls les sommets des apophyses coronoïdes n'ont pas étés reconstruits. En effet, quand la mandibule est positionée à plat horizontalement, seuls ces sommets apparaisent lors des dernières coupes horizontales sur les images scanographiques.

Les dernières coupes n'ont pas été stockées en mémoire par le radiologiste, qui a stoppé l'examen, après le franchissement du denier niveau d'enregistrement des condyles.

Les sommets des apohyses coronoïdes n'ont donc été ni modélisés, ni reconstruits.



**Photo 23** : pièce osseuse sèche de départ

Modèle de validation: mandibule humaine édentée totalement, disséquée sur cadavre.

Vue supérieure

**Photo 24** : maquette SPL finale

Selon tous les angles de vue, les dimensions semblent tout à fait respectées par rapport à la pièce osseuse.

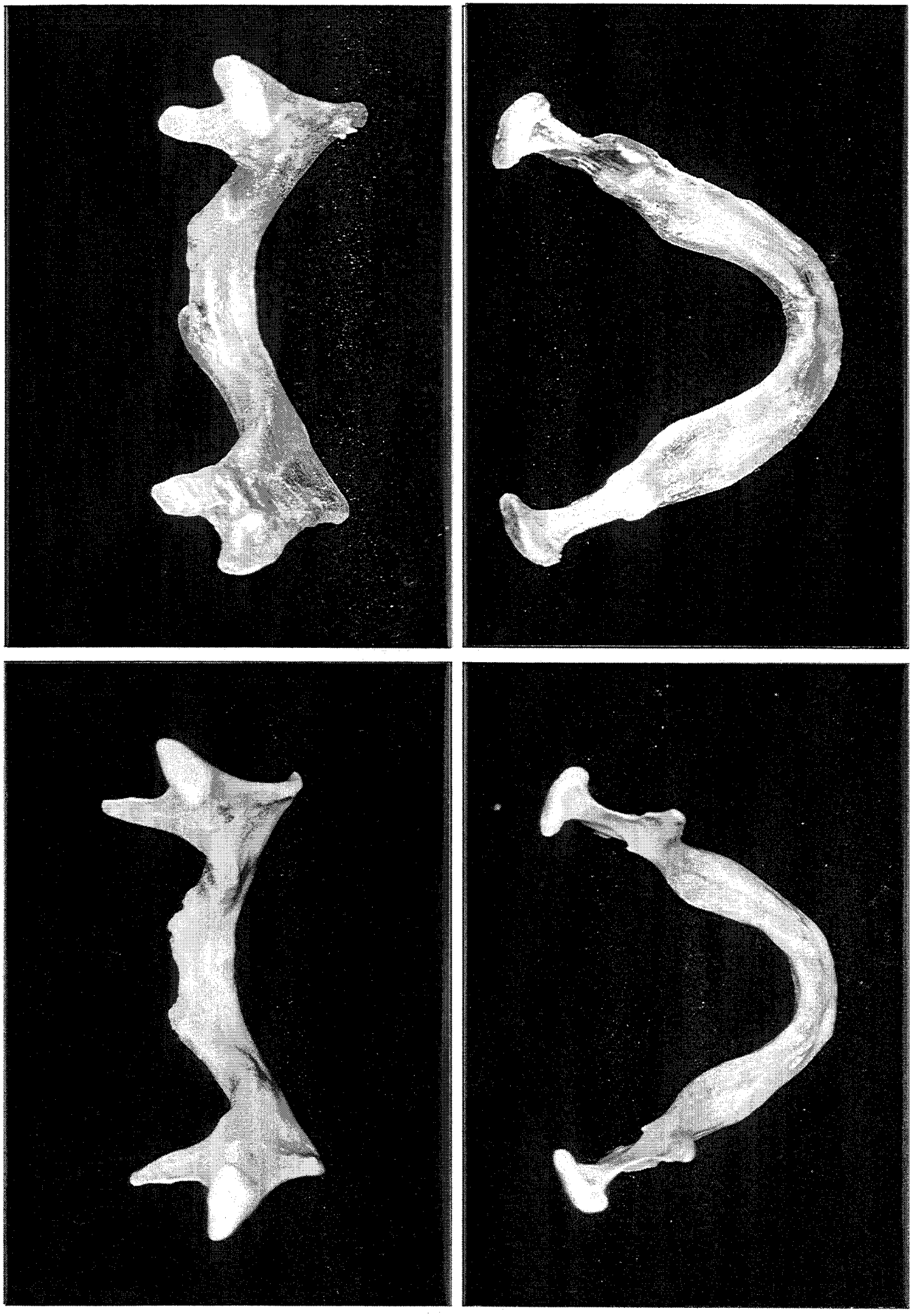


**Photo 25** : modélisation surfacique

Modèle de validation modélisé avec gOcad.

La modélisation surfacique permet d'obtenir la visualisation de la corticale externe de la mandibule, et des cannaux mandibulaires.

Le découpage d'une partie de la corticale, colorisée et maillée, donne accès aux éléments internes.

**Photo 26** : maquette SPL finale

Vue de profil.

La résine photoplymérisable par laser u.v. utilisée possède des qualités optiques de transparence.

Ainsi, il est possible de deviner la présence des éléments internes.

**Photo 27** : maquette SPL finale

Une effraction volontaire de l'enveloppe externe a été pratiquée, comme si était décidée chirurgicalement, l'éxerèse d'un frangment de la corticale.

Les cannaux mandibulaires sont alors directement visualisables, parfaitrement reconstruits.

Aucun autre procédé conventionnel de F.A.O. ou C.F.A.O. que la SPL, n'aurait permi de reconstruire des éléments internes individualisés au sein d'une enveloppe externe fermée.

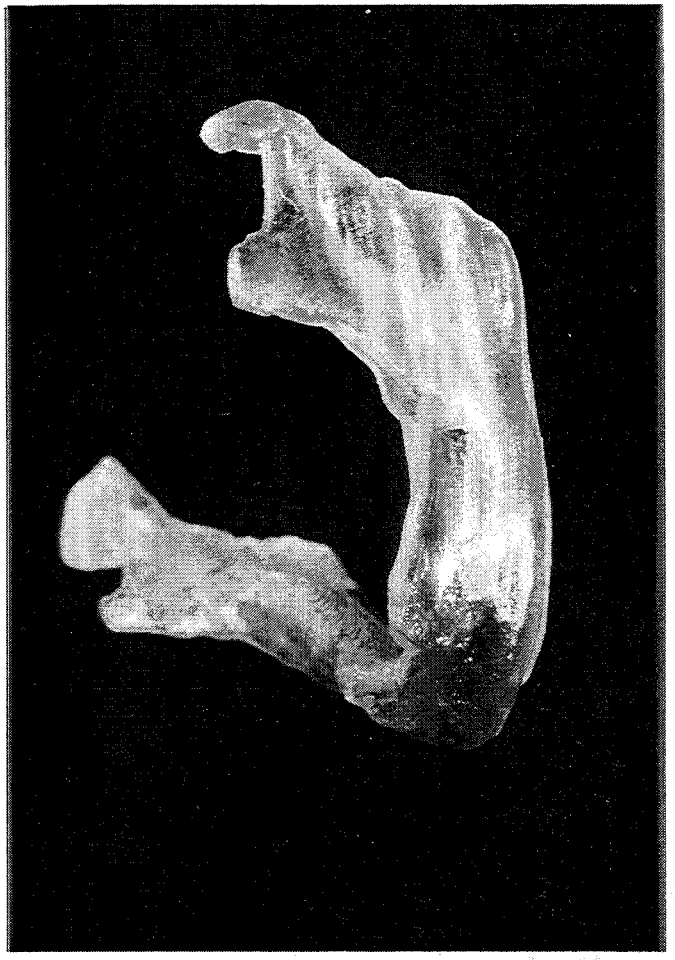
**Photo 28** : maquette SPL finale

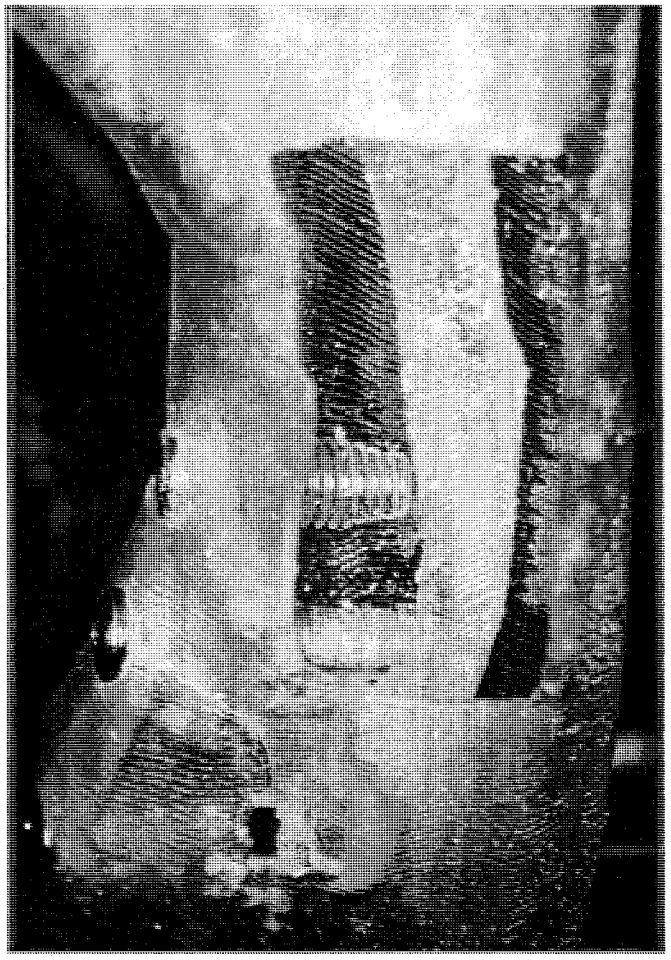
Gros plan

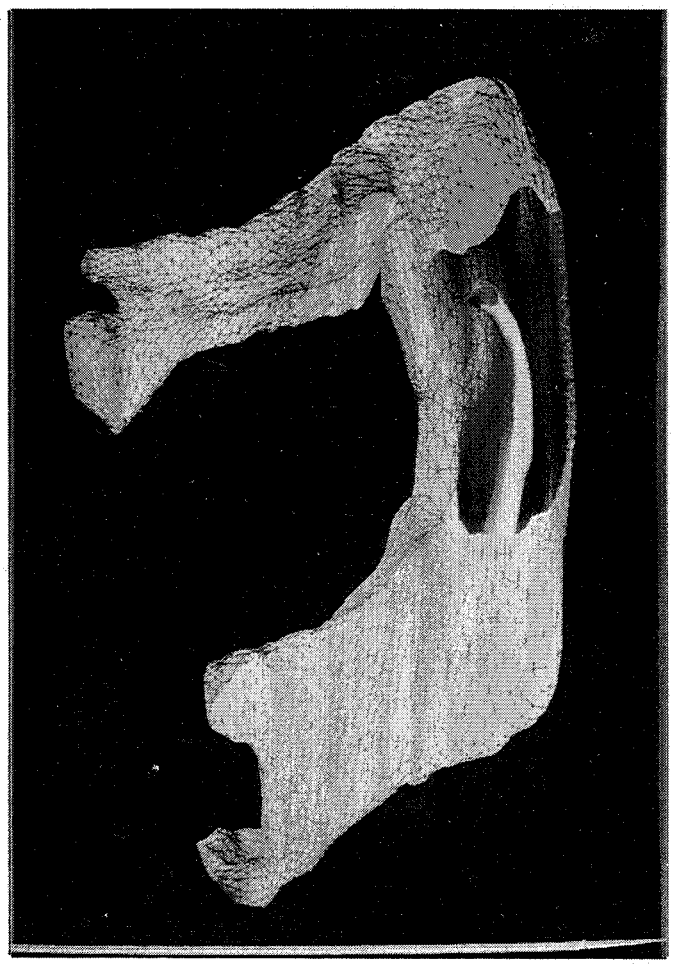
En implantologie, les rapports anatomiques avec le cannal mandibulaire sont à connaître et apprécier quantitativement au mieux pour éviter le traumatisme de ce passage vasculo-nerveux de première importance clinique et chirugicale.

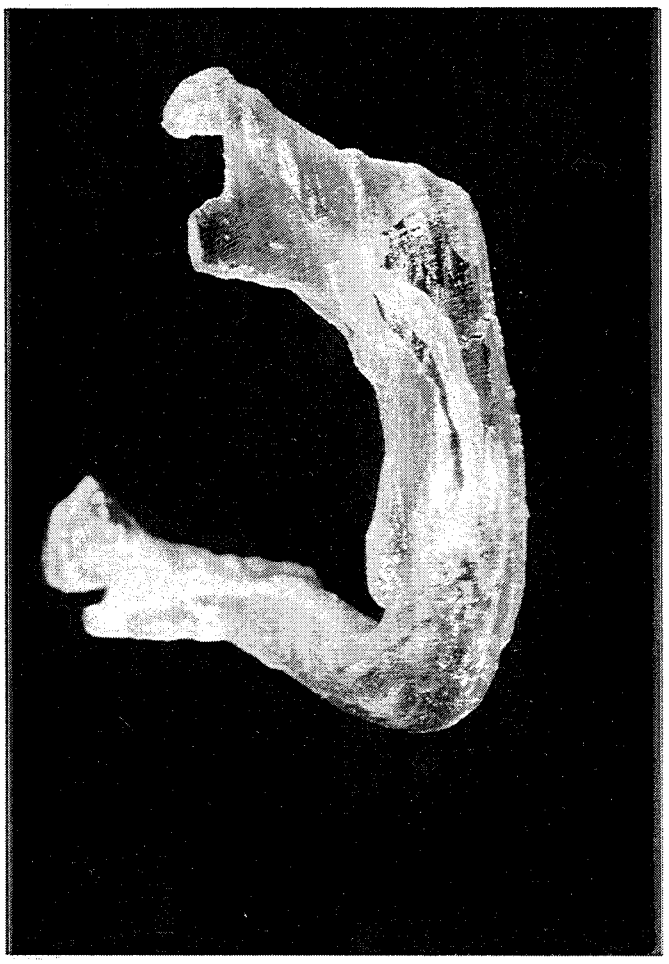
La mise à disposition d'une telle maquette pré-opératoire, peut permettre au chirurgien d'indiquer la pose de fixtures implantaires venant fleurter avec le canal, en toute sécurité opératoire.

Le choix des implants est possible sur la maquette, à partir de laquelle peut être confectionné un guide chirurgical spécifique









3.2) Modèles conformes. Analyse métrologique des déformations

Les travaux se sont donc longuement portés sur l'étude des différents problèmes précédement évoqués avant de pouvoir standardiser le protocole et d'obtenir en routine des modèles conformes.

Dès lors, Il parait judicieux de pouvoir replacer les observations dans un contexte quantitatif. Diverses mesures sont donc effectuées et analysées, sur les modèles de départ et sur les modèles reconstruits par SPL.

3.2.1) Analyse du modèle de validation

• A l'analyse tomodensitométrique (TDM)

La mandibule édentée disséquée a été analysée par TDM grâce au scanner du service de Neurochirurgie de l'Hôpital Central de Nancy, et avec l'aimable autorisation du Professeur Jacques ROLAND. Le besoin d'obtenir un bilan complet en coupes axiales millimétriques jointives (54 coupes) a contraint à obtenir des images avec un facteur de réduction calculé à: 32,5%

Calcul: Image originale, repère 20 mm
Image imprimée, repère 20 mm représenté par 13,5mm
Facteur de réduction : $Fr. = 1 - (13,5/20) = 32,5\%$

• A l'étape de modélisation

Ce facteur ne s'appliquant sur les images qu'en fonction des axes x et y, nous avons introduit dans le programme discrétisation mis au point par P. BOUCHET, une correction de la distance inter-coupes, en lui appliquant le même facteur de réduction *Fr.* de 32,5%. Ainsi, il est alors possible d'obtenir une modélisation et une visualisation équilibrée dans les trois axes de l'espace de visualisation.

Dans un troisième temps, en fin de modélisation, ce facteur de réduction a été appliqué inversement en facteur d'agrandissement, sur les coordonnées globales de chaque point de la mandibule modélisée, et selon les trois axes de référence. Les données pouvant ainsi être exploitées pour la reconstruction tridimensionnelle par stéréophotolithographie laser.

A ce moment, l'objet virtuel représenté à l'écran, a été analysé quantitativement grâce aux outils de mesure inclus dans gOcad.
Quatre mesures tests sont enregistrées et comparées aux mêmes mesures répercutées sur la pièce osseuse sèche, dans les trois dimension de l'espace:
- selon X: d1= distance intercondylienne entre les deux bords médiaux des condyles:
- selon Y: d2= distance entre les plans passant par le point le plus antérieur de la mandibule à la symphyse mentonnière, et le point le plus postérieur du rebord basilaire.
- selon Z: d3= hauteur la plus importante de la bosse canine droite

Les valeurs sont regroupées dans le tableau ci dessous.

| Axe de ref. | mesure | pièce osseuse (mm) | modélisation (mm) | distortion (%) |
|---|---|---|---|---|
| X | d1 | 90 | 90,79 | 0,8 |
| Y | d2 | 75 | 74,25 | 1,01 |
| Z | d3 | 27 | 27,41 | 1,40 |

tab. 1

Les distortions sont jugées très faibles à la modélisation

• A l'étape de reconstruction plastique

Un facteur n'a pas été pris en compte durant la dernière étape de réalisation des maquettes SPL: la distance séparant les miroirs galvanométriques et le niveau de la résine liquide contenue dans le bac photoréacteur.

Cette distance influe ainsi qu'on l'a démontré, sur la taille finale de l'objet, et aurait du être rigoureusement contrôlée. Ne tenant pas compte de ce facteur, nous avons obtenu des modèles sur-dimensionnés si la distance est trop grande, ou sous-dimensionnés si elle est trop petite.

Des mesures sont prises au pied à coulisse, sur la pièce osseuse dissequée de départ, et sur les modèles obtenus. Pour être répétitives, ces mesures partent toutes de repères anatomiques simples, et selon les trois axes (x,y,z):

Y: - bords médiaux et latéraux de chaque condyle,

Y: - hauteur de la branche horizontale en situation du foramen mentonnier,

Y: - largeur de la branche horizontale en situation du foramen mentonnier,

Z: - distance entre le rebord basilaire et le point le plus bas de l'échancrure sigmoïde,

Z: - hauteur minimale de la corniche mentonnière entre les deux bosses canines,

X: - distance entre le plan rétro-condylien et le point le plus antérieur de la mandibule,

X: - largeur de la branche horizontal à la symphyse mentonnière,

X: - longueur entre les bords ant. et post. de la branche montante.

Cs mesures: o, a, b, sont prises respectivement pour l'os, un modèle "A" sur-dimensionné, et un modèle "B" sous-dimensionné.
Le facteur d'échelle, ou écart propre à chaque mesure est calculé comme suit:

- pour le modèle A: $\Omega a = \frac{o-a}{a}$

- pour le modèle B: $\Omega b = \frac{o-b}{b}$

Nous établissons un coefficient global, moyen, d'agrandissement ou de réduction, calculé ainsi:

- $\Omega a$ moy. $= \sum \frac{o-a}{a} \times 1/n$ = 17,50 % d'agrandissement pour A

- $\Omega b$ moy. $= \sum \frac{o-b}{b} \times 1/n$ = 10,46 % de réduction pour B

(où n représente le nombre de mesures appréciées).

Les valeurs a et b sont alors correlées par les facteurs $\Omega a$ moy., et $\Omega b$ moy, pour obtenir les grandeurs comparables corrigées:

- a cor. = a - [ $\Omega a$ moy. x a ] (agrandissement)

- b cor. = b + [ $\Omega b$ moy. x b ] (réduction)

Les différentes valeurs des mesures et calculs sont regroupées dans le tableau de la page suivante.

**Données**

**Métrologiques**

| mesures / repères anatomiques | o<br>os disséqué | a<br>modèle A sur-dimension. | Ωa<br>variation Ωa ( % ) | a cor.<br>modèle A corrigé Ω1moy. | da<br>distors. A | b<br>modèle B sous-dimension. | Ωb<br>variation Ωb ( % ) | b cor.<br>modèle B corrigé Ω2moy. | db<br>distors. B | axe de repère |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| largeur du condyle droit | 21 | 25 | 19,05 | 20,62 | 1,81 | 19 | 9,52 | 20,98 | 1,00 | Y |
| distance inter-condylienne | 90 | 102 | 13,33 | 84,15 | 6,50 | 81 | 10,0 | 89,47 | 0,05 | Y |
| largeur de la Br H., au foramen mentonnier | 19 | 22 | 15,79 | 18,15 | 4,47 | 17 | 10,53 | 18,77 | 1,21 | Y |
| dist. entre le rebord basil-laire, et l' échancrure sigmoïde | 52 | 62 | 19,23 | 51,15 | 1,63 | 46 | 11,54 | 50,81 | 2,29 | Z |
| hauteur de la Br H., au foramen mentonnier | 31 | 37 | 19,35 | 30,52 | 1,52 | 29 | 6,45 | 32,03 | 3,32 | Z |
| hauteur de la corniche mentonnière au point le plus bas | 26 | 31 | 19,23 | 25,57 | 1,65 | 23 | 11,54 | 25,40 | 2,31 | Z |
| dist. entre le plan rétro-condylien, et le point le plus ant. de la corniche mentonnière | 108 | 125 | 15,74 | 103,12 | 4,52 | 88 | 18,32 | 97,20 | 10,0 | X |
| largeur de la Br.H. à la symphise mentonnière | 19 | 22 | 15,79 | 18,15 | 4,47 | 18 | 10,53 | 19,88 | 4,63 | X |
| dist. entre bord post. et ant. de la Br. montante | 35 | 42 | 20,0 | 34,65 | 1,00 | 33 | 5,71 | 36,45 | 4,14 | X |
| | | | Ωa moy. = 17,50 | | Δa = 3,06 | | Ωb moy. = 10,46 | | Δb = 3,2 | |

Les données obtenues, permettent à présent de pouvoir comparer des objets de tailles différentes, ramenés à une même échelle. Les deux pièces affectées par le changement d'échelle, restent identiques à elles-memes dans leurs proportions.

La variation, ou distorsion, entre les mêmes mesures sur les trois pièces rendues comparables, est calculée comme suit:

| | |
|---|---|
| distorsion: | da = [ 1 - ( a cor. / o )] x 100 |
| ou bien, | db = [ 1 - ( b cor. / o )] x 100 |

La moyenne des distorsions est calculée pour les trois axes du référentiel:

| | |
|---|---|
| $\Delta a(x) = 4,26\ \%$ | $\Delta b(x) = 0,74\ \%$ |
| $\Delta a(y) = 1,60\ \%$ | $\Delta b(y) = 2,64\ \%$ |
| $\Delta a(z) = 3,33\ \%$ | $\Delta b(z) = 6,25\ \%$ |

la moyenne globale volumique de distorsion de distorsion des pieces est donc de:

| |
|---|
| $\Delta a \ \ (x,y,z) = 3,06\ \%$ |
| $\Delta b \ \ (x,y,z) = 3,21\ \%$ |

## REMARQUES

- Les différences de distorsions par axes de référentiel, obtenues d'un modèle à l'autre d'une part, et entre les axes d'un même modèle d'autre part, seraient plus certainement dues à la sommation des erreurs ponctuelles des différentes étapes de reconstruction (taille des voxels, tracé manuel...).

- La distorsion globale des deux modèles peut être considérée comme sensiblement égale, et reste relativement faible, bien inférieure à 5%, et justifie donc que la méthodologie employée ne génère que peu de déformation de la pièce de départ.

- Devant la qualité des résultats, sur le plan qualitatif et quantitatif, nous avons décidé de la reconstruction d'une maquette anatomique à partir de données réelles d'un cas clinique, qui pourra être l'objet d'une application chirurgicale.

3.2.2) Analyse du modèle d'application.

• A l'analyse TDM

L'analyse scanographique du maxillaire partiellement denté du patient a pu être obtenue sur un matériel nous donnant accès à des images dites "en agrandissement 1", c'est à dire sans agrandissement ou réduction.

• A l'étape de modélisation

Très simplement, aucun facteur n'est pris en compte pour des corrections éventuelles de coordonnées, tant pour la discrétisation, ou la valeur intercoupe est donnée à "1", puisque les coupes TDM sont millimétriques jointives, que pour la sélection des données à exploiter pour la F.A.O.

• A l'étape de reconstruction plastique.

En début de réception des données, une visualisation de la pièce est possible après conversion des données de gOcad par le programme de tranchage. Mais il intervient, on l'a vu un phénomène de réorientation de la pièce à polymériser. Les seules données chiffrées fournies ne sont alors que les dimensions maximales selon x y ou z, dans la nouvelle orientation.

La maquette est donc réalisée, et pour sa validation, les mesures sont réalisés a près confection par SPL

Le tableau suivant regroupe des valeurs selon les trois axes, qui ont pu être enregistrées à la fois:

- sur le modèle en plâtre issus d'une empreinte buccale du patient
- pendant la modélisation par gOcad
- sur les maquettes SPL

Les mesures concernent les distances suivantes:

- selon Y, d1: entre les points les plus médiaux des dents 15 et 25, à la hauteur de la jonction dento-gingivale
- selon Y, d2: entre les points les plus médiaux des dents 16 et 26, à la hauteur de la jonction dento-gingivale
- selon X, d3: entre le point le plus mésial de la dent 15 et le point le plus distal de la dent 17, à la hauteur de la jonction dento-gingivale
- selon Z, d4: entre le point le plus profond du palais, et un axe rejoignant les dents 16 et 26 (cette mesure étant très imparfaite car tenant compte de points "gingivaux" sur le modèle en plâtre issus de l'empreinte, et de points "osseux", sur la maquette SPL)

| Axe | mesure | modèle plâtre (mm) | modélisation (mm) | distorsion Δa (%) | pièce SPL (mm) | distorsion Δb(%) |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Y | d1 | 30 | 31,66 | 1,05 | 33,5 | 1,11 |
| Y | d2 | 33 | 33,57 | 1,01 | 35 | 1,06 |
| X | d3 | 28 | 29,25 | 1,04 | 32,5 | 1,16 |
| Z | d4 | 12 | | | 14,5 | 1,20 |

tab. 3

Là aussi, les valeurs des distorsions sont appréciées comme négligeables et la pièce SPL du maxillaire du patient est jugée apte pour servir de maquette préopératoire, en vue d'applications cliniques et chirurgicales.

# CONCLUSION

# Cas clinique

## en chirurgie implantaire

*"C'est par la force des images que, par la suite des temps, pourraient bien s'accomplir les "vraies" révolutions."*

**André Breton,** 1896-1966,
*Les nouvelles littéraires, Hommage à St Paul Roux, 1925*

# CONCLUSION

**Implémentation comparée des technologies de C.A.O. par modélisation surfacique et de F.A.O. par stéréophotolithographie laser, en chirurgie expérimentale.**

## 1) Discussion

Comme nous l'avons vu dans la première partie, des techniques de visualisation 3D très performantes existent déjà depuis une bientôt un vingtaine d'années. Elles sont obtenues et développées de façon plus automatisée, car fondées sur des empilement de voxels.

La méthode choisie pour nos expérimentations reste en l'état actuel plus longue et moins automatisée, puisque faisant appel à une reconstruction à partir de contours. Cependant, le procédé de modélisation 3D employé ne doit pas être compris, dans notre démarche, comme un procédé concurrentiel aux technologies d'imagerie existantes, mais comme une étape préliminaire indispensable à celle de reconstruction plastique 3D.

### 1.1) Imagerie 3D par voxels.

Une reconstruction par voxel a été demandée avec un logiciel 3D présent sur le scanner médical SIEMENS Somatom H.Q. (High Quality), à partir de l'étude du modèle de validation. La représentation apparait sur les photos 2 et 3 de la troisième partie de ce document.

Les images 3D de la mandibule disséquée, sont de bonne qualité, avec une précision de détail très acceptable pour une exploitation clinique. Toutefois, après lissage, on note une persistance des irrégularités de surface, en forme de marches d'escalier. Ceci est du à la taille des voxels, visibles aux limites externes de reconstruction, (cf. Photo 3, troisième partie).

La visualisation de la pièce anatomique, n'est visible que sous certains angles pré-programmés : vues antérieure, postérieure, supérieure, inférieure, et profils. Le temps de calcul nécessaire à un changement d'angle de vue est assez long, allant parfois jusqu'à une minute, ce qui pour un procédé interactif est extrêmement long.

De même, a titre comparatif, une reconstruction 3D par voxel a pu être obtenue pour le maxillaire partiellement édenté du patient à implanter. La finnese et la "beauté" de ces images n'apporte cendant aucune information quant au diagnostic morphologique, ou à la pose des indications opératoires.

Les reconstructions sont surfaciques mais externes seulement, il n'y a donc aucune possibilité d'accéder simplement aux éléments internes, tels que les canaux mandibulaires, les sinus maxillaires ou les racines dentaires.

De plus, on l'a vu, les utilisateurs d'imagerie 3D s'accordent à dire que les mesures entre différents points ou angles en 3D sont souvent difficiles et imprécises. Les reconstructions 3D par voxels sont donc communément admises comme inefficaces pour un diagnostic en implantologie orale, et par conséquent non nécessaires à l'arsenal thérapeutique en vue de l'acte chirurgical d'implantation.

Enfin, les données numériques de l'image ne peuvent être facilement recueillies ou exploitées. La compétition internationale sur ces technologies obligeant les concepteurs à un degré majeur de protection de leurs données.

### 1.2) Imagerie 3D par modélisation surfacique

Si l'inconvénient essentiel de cette méthode reste pour le moment le manque d'automatisation, la modélisation terminale d'une structure de départ réelle, en un objet virtuel offre néanmoins de nombreux avantages.

L'étape de segmentation des clichés 2-D du scanogramme, permet de choisir dès le départ, quels seront les éléments anatomiques, internes ou externes, qui seront représentés sur la visualisation 3D finale.

L'imprécision ponctuelle de lecture des coupes tomodensitométriques, exige cependant que l'étape d'extraction des contours, qu'elle qu'en soit la technique, soit confiée à un expert de la spécialité médicale concernée.

Nous avons choisi pour notre part, de reconstruire tous les éléments intervenant dans la prise de décision diagnostique, ou dans la démarche chirurgicale implantaire [117-120], soit: les corticales externes, les canaux mandibulaires, sièges d'un passage vasculo-nerveux intra-osseux de première importance clinique et chirurgicale, les dents, les sinus maxillaires ou les cavités pneumatisées intra-osseuses, les structures ossifiées périphériques (os palatins, apophyses ptérygoïdes, cloison nasale...).

Une fois le modèle reconstruit et lissé, toutes les manipulations de l'image sont interactives et instantanées, donc beaucoup plus attractives pour l'opérateur, que les manipulations à partir de voxels qui restent en l'état actuel beaucoup plus longues.

Toutes les opérations sont pilotables très simplement avec une souris, d'une façon très conviviale par le système de fenêtrage propre au logiciel gOcad.

L'utilisation des outils de C.A.O., permet on l'a vu, une exploitation totale de l'image 3D, avec notamment:

- l'orientation multi-axiale de l'objet,
- le zoom,
- le maillage, pour visualiser la répartition et l'homogénéité de la triangulation,
- les mesures possibles entre deux points, de façon très précise en 3D,
- la colorisation des surfaces,
- la transparence, pour accéder aux éléments internes,
- les ciseaux, pour le découpage sectoriel des surfaces,
- le "front- ou back-space", qui permettent de masquer certaines parties de l'objet,
- la reconstruction sélective par tranches,
- les reconstructions multiplanaires avec la cage, dans laquelle l'intersection de l'objet virtuel avec un plan d'une orientation déterminée par l'opérateur, permet d'obtenir des reconstructions 2D, ou mélangées 2D et 3D.
- la possibilité de visualisation stéréoscopique directe des images, qui donne toute sa valeur à la visualisation 3D

<u>Intérêt de la méthode développée</u>

Elle permet en outre de travailler à partir de sources de données de départ multiples. Ainsi, les travaux de GERARD [61-64] sur les reconstructions de structures embryologiques sont basées sur des données histologiques.

Toutes les sources d'imagerie médicale sériée sont donc exploitables par ce procédé de modélisation.

- histologie
- tomodensitométrie
- imagerie en résonnance magnétique
- échographie
- ...

A partir de ce raisonnement, on conçoit qu'il devient possible de reconstruire des organes formés de tissus durs aussi bien que de tissus mous, tout comme d'obtenir des images combinant avec la même qualité, des fragments anatomiques complets, combinant l'affichage de différents tissus, provenant de multiples sources d'imagerie d'acquisition.

Pour des applications dentaires et maxillo-faciales par exemple, il paraît intéressant de pouvoir reconstruire ainsi des A.T.M. (articulations temporo-mandibulaires) avec leurs composants osseux, cartilagineux (ménisques), et musculaires.

Avec la création d'implants, ou de matériel juxta- ou intra-osseux (ostéosynthèse) modélisés, c'est l'aspect simulation préchirurgicale qui peut être développé sur ordinateur.

Enfin, intérêt essentiel, nous avons bien sûr accès à l'information numérique dans des fichiers informatiques, données exploitées par F.A.O. pour la confection des maquettes stéréophotolithographiques.

L'imagination ne cessant de galopper dans l'esprit des concepteurs, de nombreux projets sont à l'étude dans les laboratoires, pour l'optimisation de la méthode, et le développement de nouvelles procédures. Ainsi, un projet "4D" est envisagé, qui sur un plan didactique et peut-être clinique, permettra de décrire d'une façon encore inégalée, le perception de l'évolution de structures 3D au cours du temps.

Des perspectives de recherches ne cessent ainsi de s'entrouvrir, dans de nombreux domaines médicaux. L'association des travaux de différentes disciplines médicales, dans ce même axe de recherche est d'ailleurs à la base de la demande et de l'obtention dès 1992 à Nancy, d'un très important crédit national de recherche hospitalière.

## 1.3) Reconstruction de modèles 3D par F.A.O.

L'aspect conception-fabrication de maquettes 3-D plastiques, trouve son application dans l'apport logistique. La mise à disposition de maquettes avant une intervention chirurgicale, peut permettre au chirurgien d'optimiser son geste opératoire, et ainsi garantir un meilleur pronostic. Mais, nous avons décrit dans la revue bibliographique les limites technologiques des procédés classiques de modelage 3D.

A titre d'exemple comparatif dans le domaine de l'implantation chirurgicale, nous rappelons les travaux de F. RENOUARD [91],[92], en 1988-1991, avec des maquettes obtenues par le procédé SCANLAM®. Ces modèles, obtenus par empilement de tranches de plastique d'une hauteur égale à l'épaisseur des coupes scanographiques offrent une inexactitude des bords internes et externes de ces maquettes, qui rend leur exploitation clinique ou chirurgicale quasi-impossible.

En effet, le décalage d'une coupe à l'autre est trop important (plusieurs millimètres) pour permettre de poser une indication chirurgicale en implantologie, où la proximité des corticales avec l'implant est un facteur de choix de la fixture. De plus les dents n'étant pas représentées sur les maquettes, aucune transposition sérieuse ne peut être proposée pour mettre au point un guide chirurgical qui devra être replacé en bouche avec une nécessité de points d'appui pour son utilisation en cours de chirurgie.

D'autres procédés, et notamment ceux de BAUMANN et HERON [14], en 1988, par fraisage d'un bloc de polystyrène, permettent d'obtenir un résultat de surface meilleur, quoique toujours non lissé, mais ne permettent pas la reconstructions d'éléments internes.

Ces technologies conventionnelles, malgré leurs incessants progrès, ne justifient pas actuellement de leur emploi clinique rationnnel en biologie, en médecine ou en chirurgie.

## 1.4) Apport des reconstructions 3D stéréophotolithographiques

L'intérêt de cette technologie de F.A.O. est de pouvoir obtenir une reconstruction intégrale d'un objet modélisé par C.A.O..

La maquette 3D est conforme en tout point à la représentation du modèle virtuel modélisé. Tous les éléments du modèle, externes comme internes, peuvent être exploités et reconstruits par stéréolithographie laser.

De plus l'aspect final lissé de la maquette, n'est que la conséquence du lissage préalable (D.S.I.), propre au logiciel de C.A.O.: gOcad.

Il est intéressant pour le modèle de validation, dans la quatrième partie, de comparer les similitudes des clichés représentant la pièce osseuse disséquée de départ, et la maquette plastique 3D terminale reconstruite.

Les maquettes obtenues par SPL, ont donc un aspect beaucoup plus proche des réalités anatomiques, et en permettent donc une exploitation diagnostique, clinique et chirurgicale réelle, en implantologie maxillo-mandibulaire.

D'autre part, la modélisation permettant de réaliser des reconstructions d'organes de tissus durs comme de tissus mous, d'autres applications médicales sont alors envisageables.

En chirurgie maxillo-faciale, les ostéotomies maxillaires, mandibulaires, ou maxillo-mandibulaires combinées, pourraient être prévues avec plus de facilité et peut-etre de fiabilité, en mettant au point sur modèle préchirurgical, des dispositifs particuliers tels que des plaques d'ostéosynthèses particulières, ou des guides de repositionnement chirurgical. Des applications semblent également possible pour la correction des pertes de substances, qui semblent toujours difficiles à apprécier et a modeler dans un espace tridimensionnel, ou enfin pour la chirurgie des articulations temporo-mandibulaires

Ainsi, la chirurgie orthopédique, la chirurgie abdominale, la chirurgie neurologique, ou vasculaire, pourrait également voir des applications intéressantes dans l'aboutissement de ce procédé.

## 1.5) Applications cliniques et temps de reconstruction

A partir de l'instant où les protocoles ont étés mis au point, et où les aménagements, modifications ou améliorations des possibilités de reconstruction ont été réalisés, tant au niveau de la C.A.O. par modélisation, qu'à celui de la F.A.O. par stéréolithographie laser, on peut définir les temps nécessaires aujourd'hui à chaque étape.

- scanogramme de départ : environ 30 minutes
- digitalisation des contours: environ 1 heure 30 minutes
  pour environ 20 contours, et avec segmentation
- discrétisation: environ 1heure

- modélisation avec gOcad : environ 10 heures
- recueil des données : environ 10 minutes
- transfert et préparation des données pour F.A.O. : environ 1 heure

- réalisation stéréolithographique de la maquette: environ 4 à 5 heures
- rinçage, séchage, durcissement aux u.v. : environ 4 heures
- finitions de la maquette: environ 30 minutes

---

TOTAL: environ 25 heures

REMARQUES:

Il est à noter que depuis les premières réalisations, les performances n'ont cessé de progresser, aux plans du temps de travail, comme de la qualité des résultats. Mais, si chaque étape a pu être optimisée, jusqu'à pouvoir définir un temps donné dans l'exemple cité ci-dessus, il ne faut pas perdre de vue que dans l'optique de l'amélioration des résultats, d'innombrables heures de laboratoire ont été nécessaire.

En conséquence, un total théorique de 25 heures de travail machine, ne peut supposé être réellement concevable que dans le cas d'un enchaînement parfait et d'une symbiose totale entre les différents support de la fabrication: mise à disposition des données, C.A.O., et F.A.O.).

Or, chaque équipe de recherche travaillant ou intervenant à un niveau différent de la chaîne d'élaboration définie dans notre protocole, travaille en permanence activement pour développer ses objectifs propres. Ainsi, si chaque amélioration est satisfaisante sur la prédiction des futurs objectifs à atteindre, elle est en revanche souvent une source de complications sur l'enchaînement des différentes étapes, et donc source de retards cumulés

sur le temps global nécessaire pour la mise à disposition d'une maquette préopératoire.

Il semble que l'on pourrait raisonnablement extrapoler les résultats, jusqu'à définir, qu'à partir du moment où un opérateur parfaitement informé sur la globalité du protocole de conception et de fabrication de modèles SPL, serait entièrement dévolu à cette tâche, une durée minimale de 8 à 10 jours complets successifs serait nécessaire à l'obtention d'une maquette préopératoire.

Contrairement aux conclusions tirées du protocole expérimental décrit dans le mémoire de recherche du D.E.A [117], à condition de disposer de moyens humains et matériels adaptés, et en définissant une standardisation opérationnelle des procédures et une plus grande automatisation, on peut dire qu'il serait donc de plus en plus concevable de définir une utilisation courante de cette technique.

La combinaison de ces différents paramètres, si utopique qu'elle soit, reste un formidable atout pour une motivation dans cet axe de recherche.

Tout nous laisse donc à croire que le gain de temps possible ne pourra que tendre à diminuer, et à rendre possible l'utilisation de telles technologies pour des protocoles cliniques ou chirurgicaux dans l'avenir.

### 1.6) Perspectives d'exploitations chirurgicales

L'implantologie, on l'a vu est une discipline pour prime l'abord morphologique sur les plans diagnostic et pronostic. La mise à disposition de maquettes préopératoires constitue donc un élément particulièrement intéressant, et notamment dans l'abord des cas complexes.

En chirurgie maxillo-faciale, la correction des pertes de substance est un élément nécessitant une approche morphologique minutieuse.

La reconstruction osseuse dans la région cranio-faciale est relativement difficile en raison de la complexité de la conformation des pièces à reconstruire. Elle est cependant nécessaire car les os de la région cranio-faciale peuvent être détruits par un traumatisme ou enlevés chirurgicalement pour des raisons tumorales. Cette reconstruction qui s'effectue généralement dans le même temps chirurgical au l'ablation, peut être différée pour des

raisons médicales.

La reconstruction osseuse doit être la plus fidèle possible: les pièces osseuses sont les lieux d'amarrages des muscles qui permettent les fonctions groupées à ce niveau (mastication, déglutition, phonation...), et les pièces osseuses constituent un élément primordial de la morphologie externe de l'individu.

Selon les propos du Professeur J.F. CHASSAGNE (Service de Chirurgie Maxillo-faciale du C.H.U. de Nancy), la reconstruction osseuse est aujourd'hui relativement empirique, et l'appréciation du volumes et des courbures à reconstruire se fait soit en fonction de la pièce d'exérèse, soit par comparaison avec le côté opposé. Lorsque que l'on dispose de l'os que l'on est amené à sacrifier, son utilisation est parfois rendue délicate par le fait que celui ci peut être partiellement détruit par une tumeur ou que cet os a été fragmenté pour des nécessités de techniques chirurgicales.

Il serait donc appréciable de pouvoir disposer d'un modèle le plus exact possible de la pièce osseuse sacrifiée ou à sacrifier. Et il serait intéressant que ce modèle soit manipulable à volonté par le chirurgien, en milieu stérile ou non.

Dans le cadre de reconstruction immédiate ou différée par des procédés biologiques (lambeaux libres micro-anastomosés osseux) une maquette stéréolithographique pourrait servir de modèle à la reconstruction.

Dans le cadre de reconstruction immédiate ou différée par des procédés prothétiques, cette maquette pourrait servir de modèle à la confection d'une prothèse parfaitement adaptée.

La maquette pourrait être définie en préopératoire par le chirurgien, en fonction de la perte de substance osseuse qu'il sait devoir obligé de pratiquer à partir de données fournies par l'examen tomodensitométrique.

Pour les cas de pertes de substance anciennes, la maquette pourrait être confectionnée à partir du coté sain, une manipulation informatique permettant très facilement de retourner l'image miroir.

D'autres domaines médico-chirurgicaux tels que l'orthopédie, la chirurgie thoracique ou abdominale, la chirurgie vasculaire pourraient également pouvoir être intéressés par des progrès dans la mise à disposition de maquettes préopératoires.

# 2) Réalisation d'un cas clinique: modèle d'application

## 2.1) historique

Un jeune garçon, né le 7 janvier 1973, est suivi dans le cadre du centre de soins de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, de 1984 à 1995. Il a été traité en équipe conjointement par les départements de Parodontologie, Pathologie et thérapeutique dentaire, et Orthopédie dento-faciale et Prothèse dentaire.

Le patient est porteur d'une pathologie générale congénitale au plan dermique, à type d'ichtyose, dont les manifestations se traduisent par un aspect poïkilodermique des extrémités des membres inférieurs, des ulcérations distales des pieds, des engelures et des ulcérations des pavillons des oreilles. Ces phénomènes sont pendant l'enfance, renforcés pendant les périodes froides. Les conclusions médicales mettent en évidence une anomalie chromosomique de départ. Une analogie partielle est évoquée par rapport au syndrome de TOURAINE (onycho-ostéodysplasie).

Au cours de la croissance, un retard osseux général de 18 à 24 mois est noté.
Le patient fait l'objet d'un suivi médical constant par un Dermatologue et par une équipe hospitalière. Il est opéré pendant l'enfance pour une luxation de l'astragale bilatérale, sur un pied plat varus.

Sur le plan buccal, un retard de croissance très important est noté depuis le début du suivi, avec une anarchie de développement des germes dentaires, et des phénomènes de dysmorphose dento-radiculaires. Les dents lactéales ne tombent pas spontanément, et en mars 1987, elles doivent être extraites. Seules sont présentes sur les arcades les dents:

| | |
|---|---|
| - - 16 - - - 12 - | 21 22 - - - 26 - - |
| - 47 46 - - - 42 41 | 31 32 - - - 36 37 - |

Les dents définitives semblent bloquées dans leur évolution par l'épaississement de l'os sus-jacent. Le syndrome de Touraine traduit un épaississement du périoste et de l'os: pachydermie plicaturée et pachy-périoste de la face et des extrémités.

L'examen et le diagnostic pratiqué dans le Département d'Orthopédie Dento-Faciale en 1987 met en évidence des rapports antéro- postérieurs de classe I, avec absence de chevauchement et d'encombrements, et une symétrie des arcades.

L'orthopantomogramme de 1987 confirme la présence des dents suivantes

| | |
|---|---|
| 18 17 15 14 13 11<br>- - 16 - - - 12 - | 23 24 25 27 28<br>21 22 - - - 26 - - |
| - 47 46 - - - 42 41<br>48 45 44 43 | 31 32 - - - 36 37 -<br>33 34 35 38 |

Les racines des dents monoradiculées sont très courtes et toutes ces dents présentent de fortes mobilités, les troncs radiculaires des dents pluri-radiculées sont allongés.

Un diagnostic d'orthopédie dento-faciale met en évidence les éléments suivants:

typologie générale brachyfaciale
Bilan esthétique et fonctionnel:
face: symétrie faciale
profil: concavité faciale
écrasement de la lèvre supérieure
rétrochélie inférieure
position du menton en avant
ATM pas de craquements ou dysfonctions
Respiration Normale
Deglutition normale
Arcades Classe I Molaire à droite et à gauche
Téléradiographie de Profil et Analyse de RICKETS
Synthèse faciale: type brachyfacial,
rotation antérieure
Prognatisme mandibulaire
Classe III Squelettique
Synthèse alvéolo-dentaire: Importante supraclusion,
type Deep bite
Rétroversion des incisives inf.

Un redressement des axes des dents antérieures est pratiqué en traitement d'attente de l'évolution des prémolaires, pour une stabilisation occlusale (Dr. L. Bajolet, Dr. L. DEBLOCK.

Une surveillance et maintenance parodontale régulière est instaurée (Dr. C. Molé).

Deux premières prothèses adjointes partielles provisoires sont réalisées, qui compensent l'absence des dents définitives sur l'arcade. Elles sont régulièrement règlées et modifiées par meulages et rebasées au cours de la croissance jusqu'à 1991.

En Mars 1991, une décision thérapeutique est décidée en vue de la conservation à long terme des seules dents présentant un pronostic suffisant. Les avulsions multiples sont réalisées par le département de Pathologie et thérapeutique dentaire (Pr. S. DURIVAUX) sous anesthésie générale en secteur hospitalier (bloc opératoire du service de Chirurgie maxillo-faciale du C.H.U de Nancy). Seules sont ainsi conservées:

| | |
|---|---|
| 17 16 15 | 25 26 |
| 47 46 44 | 34 36 37 |

Deux nouvelles prothèses adjointes partielles sont réalisées dans le Département de Prothèse (Pr. J.P. LOUIS), compensant les dents antagonistes et recréant des surélévations molaires pour stabiliser l'occlusion incomplète au niveau des prémolaires.

le plan de traitement évolue ensuite en fin de croissance, et en concertation entre les différents services hospitaliers concernés, vers un appel à l'implantologie pour recréer des possibilités de restauration prothétique d'usage en prothèse conjointe si possible, ou en stabilisation des prothèses adjointes à défaut.

Les bases osseuses présentent une dysmorphose sur le profil des arcades. Deux interventions de chirurgie parodontale sont réalisées en 1991 (Dr. C Molé) pour le dégagement des dents maxillaires qui ont une émergence supra-crestale trop faible.

Les interventions consistent en un accès par lambeaux muco-périostés, réclinés au delà de la ligne muco-gingivale pour permettre leur déplacement. Les lambeaux sont désépaissis et régularisés, et une ostéoplastie homothétique est réalisée autour des organes dentaires. La cicatrisation est uniforme et laisse un aspect jugé satisfaisant lors d'un contrôle postopératoire en 1992.

## 2.2) Préparation préopératoire

### 2.2.1) Analyse Tomodensitométrique

Les clichés radiographiques orientent vers la pose d'indications implantaires. Le patient est adressé le 24 Mars 1992 au Scanner de d'ESSEY les Nancy pour une examen TDM en coupes axiales et coronales du maxillaire (cf. Photo 33). Le matériel utilisé (General Electric CT 9800 Quick) est performant, il fournit des images de grande qualité, et donne la possibilité d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle par voxel (cf. Photo 34). La complexité des bases osseuses dysmorphiques nous oriente vers une possibilité de construction d'une maquette stéréolithographique du maxillaire partiellement denté.

### 2.2.2) Modélisation 3D surfacique

Une modélisation 3D surfacique est effectuée grâce au logiciel gOcad, et un lissage terminal des structures est opéré par application de l'algorithme D.S.I. (J.L. MALLET). Quelques possibilités d'utilisation des outils de C.A.O. propres à gOcad sont testés à nouveau. (cf. Photos 35 à 38).

### 2.2.3) Reconstruction stéréophotolithographique

La reconstruction plastique stéréophotolithographique du modèle virtuel procure une maquette préopératoire. Celle-ci contient la présence de tous les éléments modélisés: corticales des os maxillaires, palatins, malaires, et apophyses ptérygoïdes du sphénoïde, ainsi que les dents, et la représentation des parois inférieures des sinus maxillaires et des fosses nasales (cf. Photos 39 à 42)

### 2.2.4) Exploitations de la maquette préopératoire.

Avant son utilisation, un contrôle dimensionnel rigoureux de la maquette est opéré. Des mesures répétitives entre des points anatomiques facilement identifiables sont effectuées sur la maquette, mais aussi sur le bilan TDM en échelle 1, sur l'objet virtuel modélisé (en échelle 1), et sur les empreintes d'études (cf. Photos 43 et 44). Comme pour le modèle de validation, les distorsions sont jugées minimes et l'utilisation de la maquette est confirmée pour la confection d'un guide chirurgical.

L'observation de la maquette est intéressante et parfois surprenante. Le bilan TDM ne permettait que très difficilement d'aprécier les dysmophoses osseuses dans le secteur maxillaire antérieur. La maquette met en évidence la présence d'un trou palatin antérieur volumineux, à présent décalé au sommet de la crête osseuse par la résorbtion de type centripète qui s'est établie en post-extractionel. De plus on note la présence d'un très important thaurus centro-palatin, qui pourrait être la source de difficultés de dissection si l'on ignorait son relief.

La largeur du canal est tellement imporante sur la maquette que nous nous interrogeons sur la possibilité d'un possible artéfact à ce niveau.

Le guide chirurgical est réalisé en résine acrylique auto-polymérisable, à partir d'un montage prothétique prospectif sur articulateur (cf . Photos 45 et 46).

Une simulation chirurgicale est réalisée à l'aide de la maquette et d'implants factices (cf. Photos 47 à 50). Elle établit et confirme les possibilités implantaires, permet le choix des fixtures les mieux adaptées, et leur meilleur compromis d'intégration anatomique et prothétique.

Le guide chirurgical est dupliqué en métal, pour stérilisation et usage opératoire. Le guide en résine est confié au laboratoire de prothèse C. LOUIS, pour une duplication en titane coulé (cf. Photo 51). Le choix du titane n'était pas obligatoire, mais au travers des différentes publications sur l'établissement de guides chirurgicaux, plusieurs auteurs ont regretté la mise en contact per-opératoire de matériaux métalliques différents. Le matériel ancillaire a utiliser est en titane et carbure de titane. La possibilité d'obtenir très facilement une coulée de titane par la laboratoire qui possède cette technologie nous a séduit très tôt. Le duplicata est conforme, décontaminé et stérilisé à chaud sous sachet hermétique jusqu'à son utilisation opératoire.

## Simulation chirurgicale

Des implants factices peuvent être fournis par des firmes fabriquant et commercialisant les implants dentaires (photo 48). L'implantation est décidée avec des fixtures impactées vissées de large diamètre, type Micro-vent 4,25 x 13 mm (commercialisation laboratoire CLAL), et ceci en raison de la meilleure exploitation possible du volume osseux, selon les axes prothétiques définis par le montage prospectif

pré-opératoire. Ces implants sont recouverts d'une couche d'hydroxy-apatite de surface, censée optimiser la rapidité ou la qualité de l'ostéo-intégration.

La simulation chirurgicale consiste à réaliser les forages de la maquette de la même façon qu'ils pourront être exécutés pendant le temps chirurgical réel. Le choix des modèles d'implants est confirmé lors de cette étape, mais les implants factices que nous avons pu obtenir du fabriquant sont de type et de longueur adéquate, mais d'une largeur inférieure (3,75 mm), car non disponibles dans le modèle choisi. Il est donc vraissemblable que la position de chaque implant pourra être quelque peu modifiée au stade opératoire. Pour les deux implants latéraux, qui ne seront pas inserrés vis à vis d'obstacles anatomiques proches, cela n'a pas d'importance. Par contre il est à prévoir que pour les deux implants en position de 11 et 21, le bord du foramen palatin antérieur oblige à décaller distalement la position de chaque fixture.

2.3) Première intervention: Implantologie chirurgicale.

Début Avril 1994, l'intervention commence par la réclinaison de deux lambeaux, vestibulaire et palatin de 16 à 26. La Crête osseuse est bien dégagée. Le massif osseux entourant le volumineux foramen palatin antérieur et l'important thaurus palatin sont exposés. Aucune surprise n'est apportée par rapport aux données de la maquette, qui laissait prédire une dissection plus difficile à ce niveau.

Le guide chirurgical est positionné sur les cuspides des dents postérieures présentes. Nous regrettons alors de ne pas avoir établi un point de support direct osseux antérieur, qui aurait peut-être facilité son maintien.

Le forage est initié par les prmiers forets, dits "forets pilotes" au travers du guide. Ils déterminent les points d'émergences crestale et les axes des futurs implants. De part et d'autre du volumineux trou palatin antérieur, la position de chaque forage doit être légèrement distalée afin que le bord mésial de chaque implant incisif soit intra-osseux et non pas en rapport avec le bord de la lumière canalaire.

Ensuite, les forets d'élargissement et de mise en forme du conduit osseux sont passés sans la présence du guide. En effet les points d'emmergence et axes des forages ne peuvent plus être modifiés.

Quatre implants de type Micro-went (C.L.A.L.), de taille 4,25 x 13 mm sont impactés et vissés dans les alvéoles créées chirurgicalement. les dispositifs porte-implant sont retirés. Quatre vis d'obturation sont placées sur les orifices des implants. Les lambeaux sont rabattus et suturés hermétiquement. (cf Photos 52 à 56).

2.4) Contrôles postopératoires

Les suites opératoires sont simples, sans complications. L'oedème postopératoire est limité, et il n'y a que très peu de douleurs, qui cédent très facilement avec des antalgiques. Les contrôles cliniques et radiographiques apportent une confirmation de la validité de l'acte chirurgical, et montre les implants dans un contexte ostéo-muqueux favorable. (cf Photos 57 et 58).

2.5) Deuxième chirurgie: mise en fonction des implants.

De nouveaux examens cliniques et radiographiques confirment le bon déroulement de la cicatrisation (cf. Photos 59 et 60).

Un intérêt supplémentaire du guide est qu'il permet à posteriori de localiser très précisément les positions des fixtures, si l'on souhaite un accès chirurgical limité. Nous optons pour un accès large qui permettent un contrôle de l'ostéointégration de chaque implant.

Début décembre 1994, soit à neuf mois après la chirurgie de mise en place des implants, deux nouveaux lambeaux muco-périostés sont réclinés. Des test cliques sont réalisés afin de juger de l'effet d'ostéointégration des implants (absence d'ostéolyse péri-implantaire, percussion avec son mat, absence de fibrose, absence de douleurs, absence de mobilité, résistance au dévissage,...). Les vis d'obturation sont retirées et quatre vis trans-gingivales hautes (THC5), dites "de cicatrisation gingivale" sont placées. Les lambeaux sont rabatus et suturés hermétiquement normalement sans déplacement car la présence en gencive attachée kératinisée est jugée suffisante. La prothèse adjointe partielle maxillaire est évidée et rebasée extemporanément avec une résine à prise retardée (cf Photos 61 et 62).

les suites opératoires sont à nouveau sans aucune complication.

2.6) Restauration prothétique transitoire.

Six semaines après la chirurgie de mise en fonction, la muqueuse est dans un état de cicatrisation compatible avec la réalisation d'empreintes prothétiques. Les coiffes de cicatrisation sont donc dévissées, des transferts d'empreintes sont vissés dans les implants, et une sur-empreinte aux élastomères est enregistrée à l'arcade maxillaire. Quand l'empreinte est désinserrée, des piliers prothétiques correspondant à la taille de chaque implant sont vissés dans les transferts emprisonnés dans l'empreinte, et du plâtre y est coulé. Un modèle de laboratoire est ainsi obtenu, reconstituant les dents et la muqueuse buccale, et matérialisant très clairement la position de chaque implant, et son émergence crestale.

Le technicien de laboratoire peut donc à présent réaliser son montage prothétique sur le modèle, remonté avec l'arcade antagoniste et une cire d'occlusion sur articualteur. La prothèse transitoire est choisie selon un type d'adaptation trans-vissé. Devant être envisagée portée à long terme en fonction de l'importance du plan de traitement et de la possibilité d'une implantation mandibulaire ultérieure, le technicien réalise une prothèse amovo-inamovible transvissée, avec infra-structure métallique.

Comme cela avait été pressenti, la position assez écartée des deux implants centraux indique de réaliser un diastème entre les deux incisives centrales. Pour une plus grande souplesse de contrôle post-opératoire, le bridge aurait de toute façon été réalisé en deux parties, de 14 à 11, et de 21 à 24.

Du point de vue occlusal, il a été possible reconstruire un guidage antérieur efficace en propulsion, et préservant des interférences postérieures. Deux protections latérales travaillantes sont équilibrées sur les cannines et premières prémolaires, évitant tout contact non travaillant postérieur.

A l'étape clinique d'essayage, les vis de cicatrisation sont retirées, et l'armature métalique est juxtaposée aux émergences implantaires. L'adaptation est très bonne et les petites vis de trans-vissage sont mises en place jusqu'à un degré de friction suffisant. L'extrémité de la tête de chaque vis est fraisée et polie de telle sorte à épouser la coubure de des faces palatines des dents.

Un essayage phonétique est également réalisé, les mouvements labiaux et linguaux devant ne pas être perturbés par la morphologie de la nouvelle restauration prothétique.

Du point de vue esthétique, la totale adéquation semble obtenue.

## Photo 29 : Cas clinique

Vue endo-buccale, à l'age de 12 ans

Seules quelques dents définitives ont fait leur émergence sur l'arcade.

Toutes les dents de lait ont du être avulsée sous anesthésie locale.

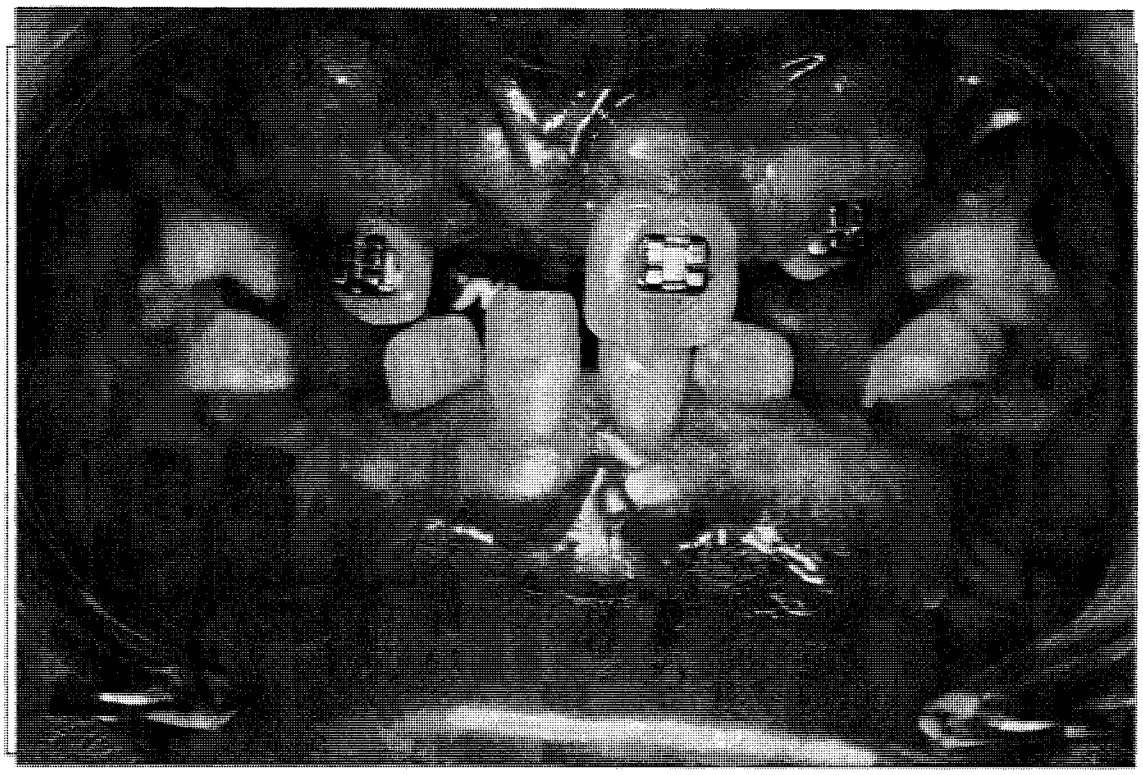
Les autres dents définitves semblent retenues dans le milieu osseux.

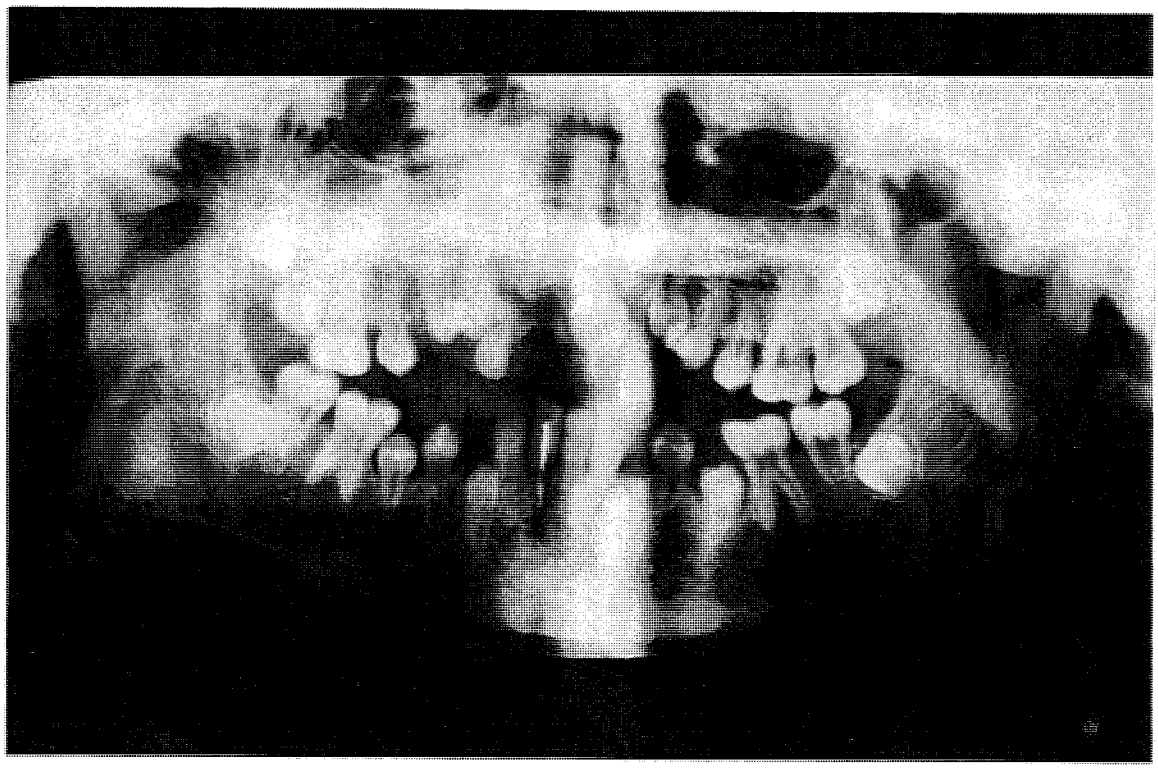
## Photo 30 : Cas clinique

Orthopantomogramme, à l'age de 15 ans

Vue en cours de croissance. Il existe une anarchie anatomique dans le développement des bases osseuses et des organes dentaires.
Les morphologies radiculaires sont incomplètes et diformes, certaines dents sont bloquées dans leur croissance.
Toutes les dents présentant une édification radiculaire incomplète sont mobiles.

Une évaluation pronostique et un plan de traitement sont entrepris en concertation avec les départements de Parodontologie, Pathologie et prothèses, à la Faculté de Chirurgie Dentaire.





## Photo 31 : Cas clinique

Vue endo-buccale, à l'age de 16 ans

Seules quelques dents définitives offrant unpronostic suffisant de conservation à long terme ont été conservées. Les autres dents, parfois incluses et intra-osseuses ont été avulsées sous anesthésie générale.

Deux prothèses adjointes partielles sont confectionnées, afin de remplacer les dents manquantes. Des surélévations molaires compensent l'occlusion incomplète des prémolaires.

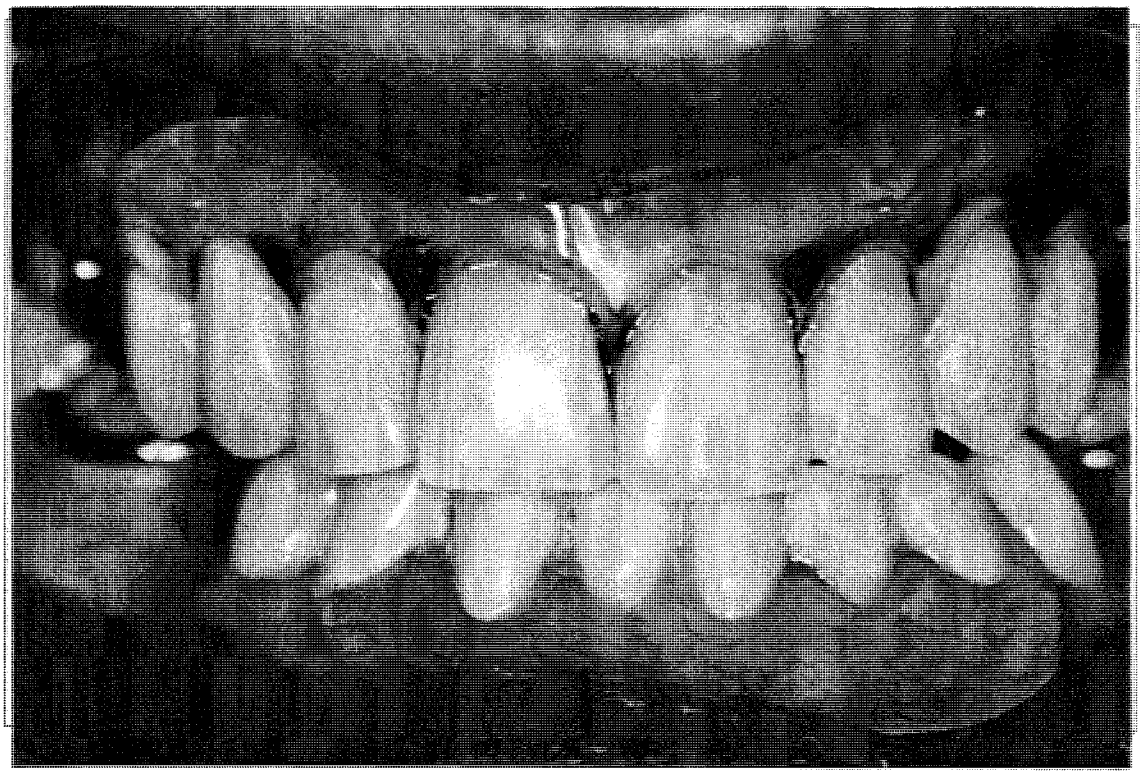
## Photo 32 : Cas clinique

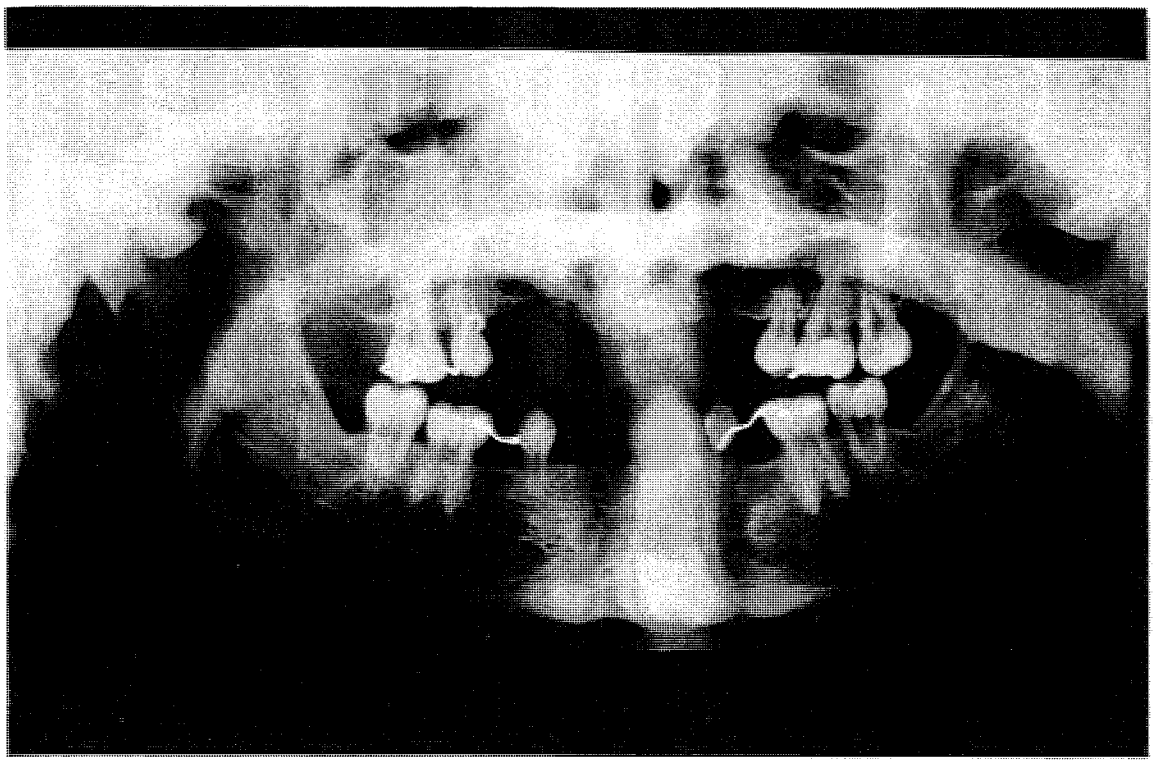
Orthopantomogramme, à l'age de 18 ans

Seules les dents offrant un pronostic de conservation à long terme ont été conservées. Toutes les autres dents ont été extraites sous anesthésie générale, et une régularisation de crête a été effectuée.

Deux prothèses adjointes partielles transitoires de longue durée ont été confectionnées, pour le remplacement des dents absentes.

A ce stade, la croissance et la cicatrisation du maxillaire et de la mandibule sont jugées terminées.





## Photo 33 : Cas clinique

Scannogramme: vue de coupes axiales réalisées au maxillaire. Les images sont réalisées avec une épaisseur de 1,5mm tous les 2mm, et en agrandissement 1.

Des mesures sur les largeurs intercorticales disponibles sont effecutées soit à la console de visualisation pendant l'examen, grâce à des pointeurs, soit directement sur les clichés 2D axiaux.

Les mesures sur la quantité osseuse disponible en hauteur, sont comparées entre

- la compilation des coupes axiales
- des coupes coronales, corelées selon le sinus de l'angle de coupe avec la normale au plan palatin.
- l'orthopantomogramme, rectifié d'une facteur 1,3
- des clichés retro-alvéolaires, enregistrés avec angulateurs de Rinn et technique des faisceaux parallèles.



## Photo 34 : Cas clinique

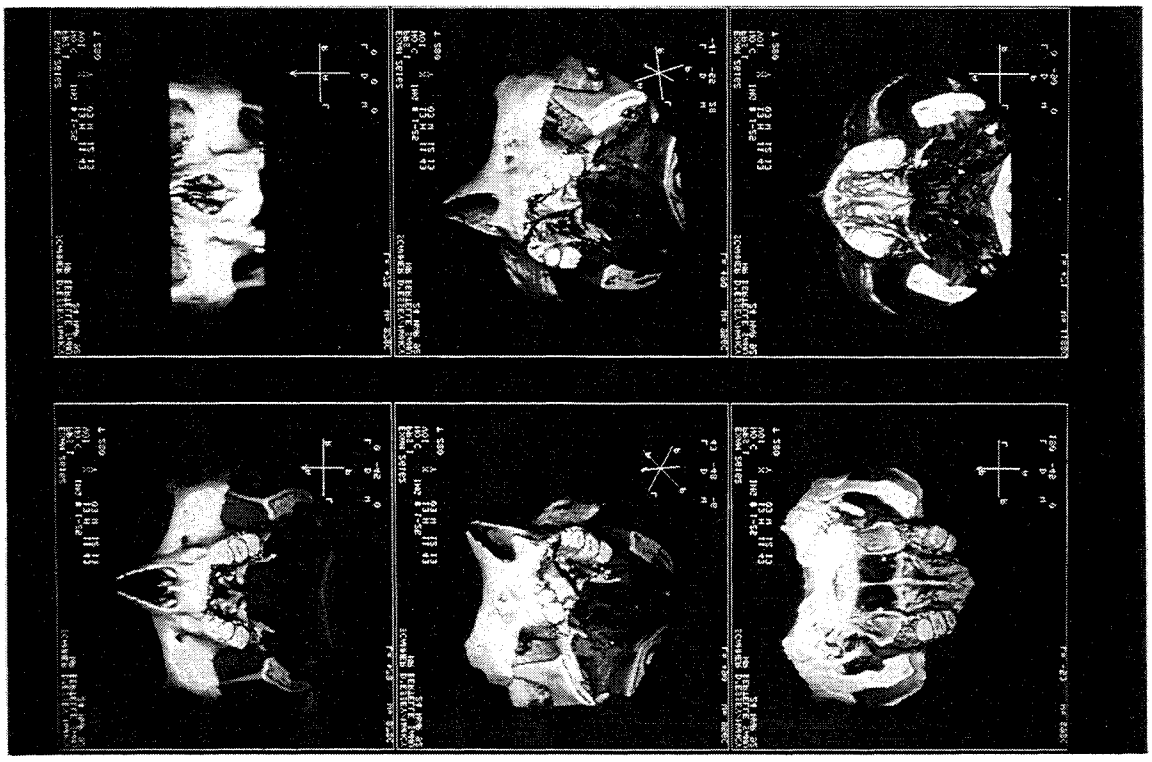
Scannogramme: reconstruction 3D par voxels obtenues à la console de visualisation du scanner médical.

Ces images sont obtenues par l'application d'un algorihtme particulier d'affichage des voxels seuillés les plus externes, en compilation sur l'esemble des coupes axiales enregistrées.

Les reconstructions 3D demeurent assez longues à obtenir en pratique interactive: plusieurs minutes.

La "beauté" de ces iamges est remarquable. Leur intérêt pour le clinicien et chirurgien en matière d'implantologie est par contre inexistant.

Aucun renseignement d'ordre qualitatif (notions de densité et de trabéculation osseuses) ou d'ordre quantitatif (mesures, distances entre les corticales et les éléments anatomiques à respecter) ne peut être apréhendé.



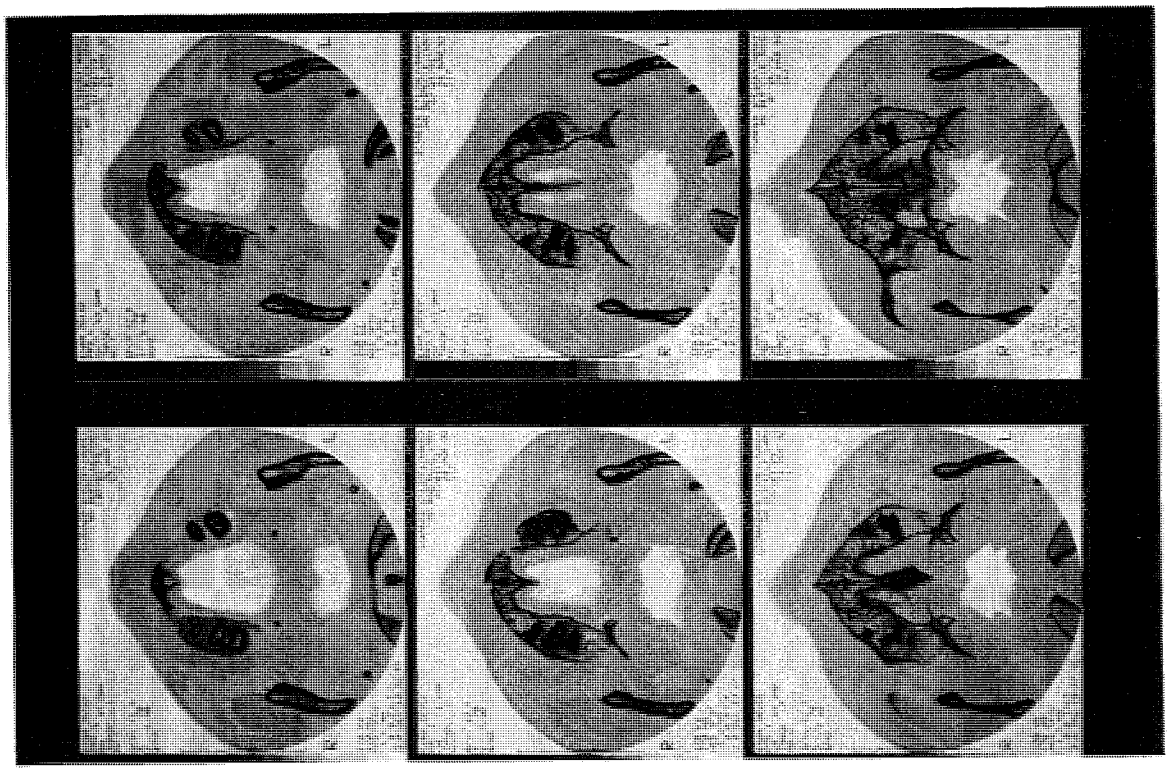


**Photo 35** : modélisation surfacique 3D avec gOcad

vue d'écran

Vue globale montant la reconstruction 3D des différents éléments anatomiques modélisés.

Le logiciel gOcad est présenté sous la forme de commandes par la souris en système de multi-fenètrage. L'accès à l'information et à la manimulation des images est donc très convivial.

**Photo 36** : modélisation surfacique 3D avec gOcad

vue d'écran

En cours de reconstruction: élaboration de différents éléments anatomiques entrant dans la reconstruction 3D globale, colorisations différentes demandées:
- dents en beige
- fond des sinus maxillaires en bleu
- apophyses ptérygoïdes du sphénoïde en jaune

Des surfaces ("*T-surf* ") sont générées entre les différents contours extraits du scannogramme, digitalisés et discrètisés ("*p-line* "). Les surfaces feront ultérieurement l'objet d'un lissage par application de l'algorithme D.S.I.

**Photo 37** : modélisation surfacique 3D avec gOcad

vue d'écran

En fin de reconstrruction, l'ensemble des éléments anatomiques sont représentés, après lissage 3D par D.S.I.: dents avec les pulpes dentaires, corticales du maxillaire du malaire et de l'os palatin, faces inférieures des sinus et des fosses nasales, apophyses ptérygoïdes.

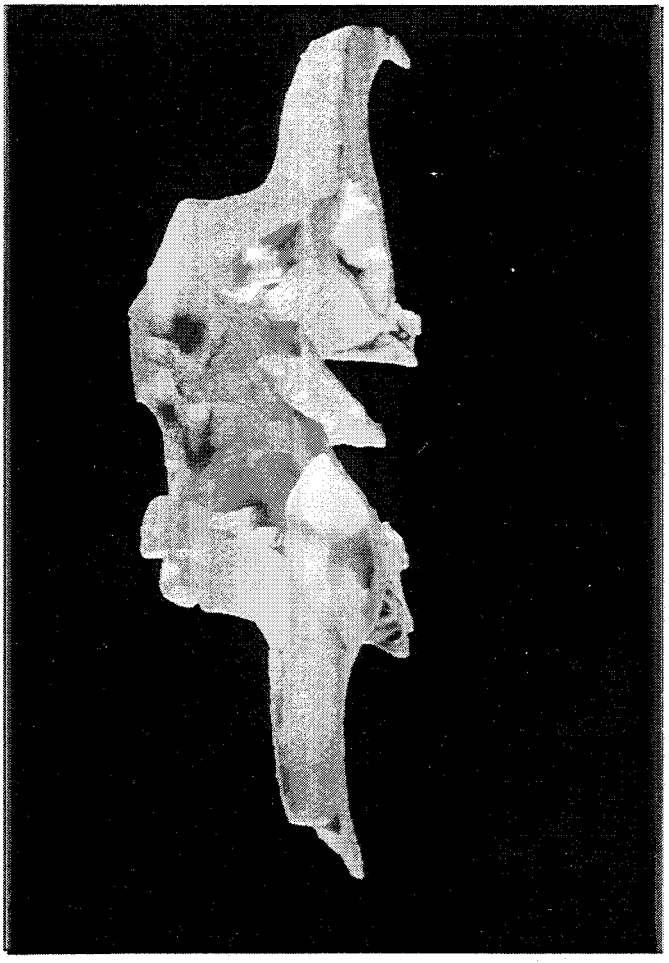
Manipulations et exploitations de l'images 3D surfacique:
- le maillage est représenté sur la surface de la corticale, pour vérification de l'homogénéité de la triangulation, et pour un accès quantitatif au besoin.
- un tronquage antérieur de l'image donne accès aux éléments internes.

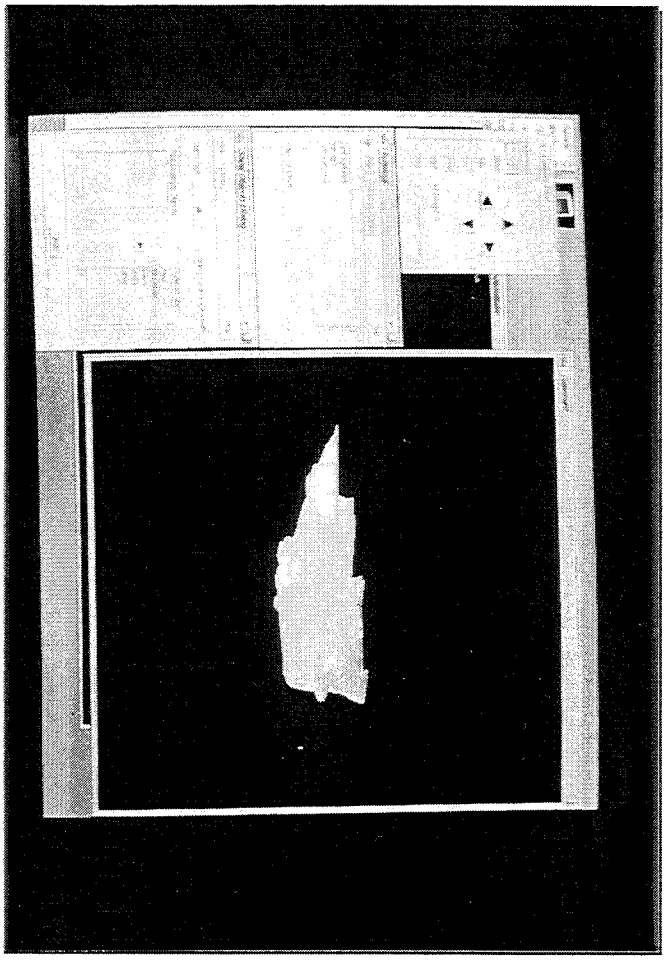
**Photo 38** : modélisation surfacique 3D avec gOcad

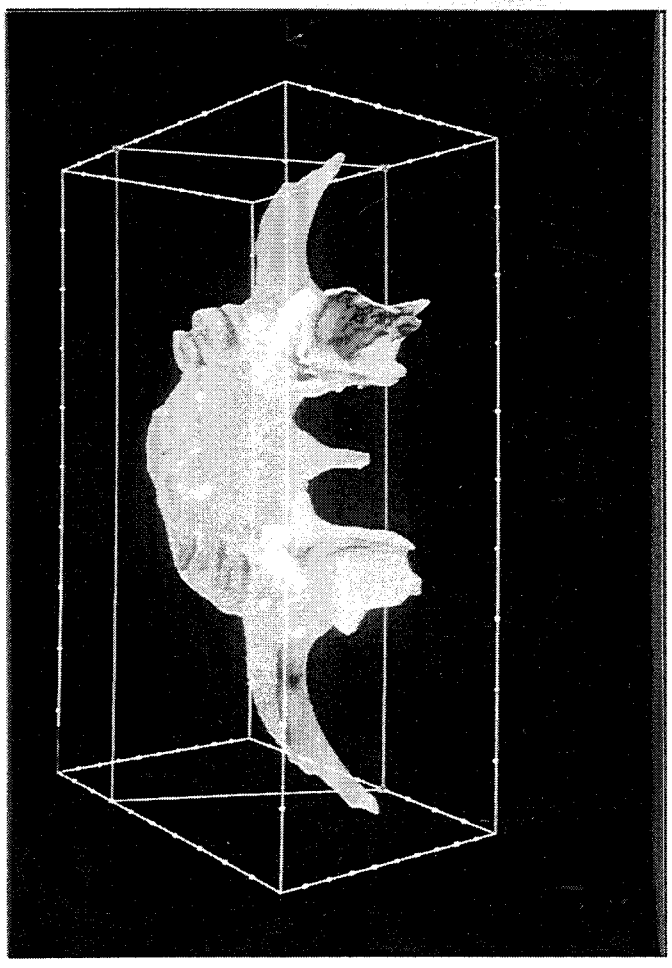
vue d'écran

L'ensemble des éléments modélisés peut être placé au sein d'une cage virtuelle. Un plan virtuel est manipulé par l'opérateur avec la souris dans la cage.
Une possibilité d'analyse par représentations multiplanaires est alors possible en demandant le calul de l'intersection entre le plan et les éléments surfaciques virtuels représentés dans la cage.

Un équivalent de l'analyse actuellement développée par les logiciels de type "Dentascan" ou "DentaCT" à partir de voxels est donc possible. De plus, la visualisation permet ici de combiner l'affichage d'éléments 2D et 3D en même temps.







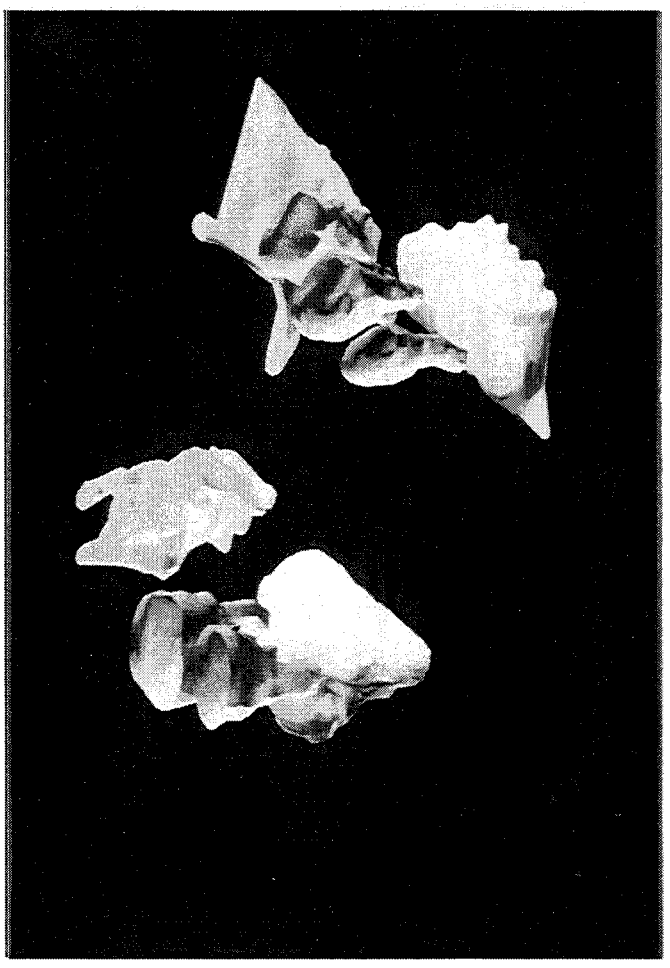


**Photo 39** : Reconstruction 3D intégrale par stéréophotolithographie laser.

Pièce SPL, vue antérieure.

En fin de procédé de reconstruction de la maquette, celle-ci émmerge du bac photo-réacteur.

Elle est ici recueillie directement, encore munie de la grille et des piliers de support, qui ont été spécifiquement élaborés par le programme informatique permettant la détermination de l'orientation de la pièce pendant son élaboration.

La résine est translucide, encore imprégnée de liquide monomère en surface et à l'intérieur, elle va être rincée avec un diluant chimique léger.

**Photo 40:** Reconstruction 3D intégrale par stéréophotolithographie laser.

Pièce SPL, vue postérieure.

On voit ici très nettement la finesse et la grande quantité de piliers qui ont été automatiquement générés pour le maintien et l'indéformabilité de la pièce SPL pendant son élaboration.

Chaque emplacement d'une sommet de piller correspond à un minima local de la surface et du volume à reconstruire.

**Photo 41**: Reconstruction 3D intégrale par stéréophotolithographie laser.

Maquette SPL, vue supérieure.

La reconstruction SPL montre une conformité totale avec l'objet virtuel surfacique modélisé avec gOcad.

Les os maxillaires et palatins, le fond des sinus maillaires et des fosses nasales, la base de la cloison nasale, les apohyses zygomatiques du malaire, les apohyses ptérygoïdes du spénoïde, sont parfaitement identifiables.

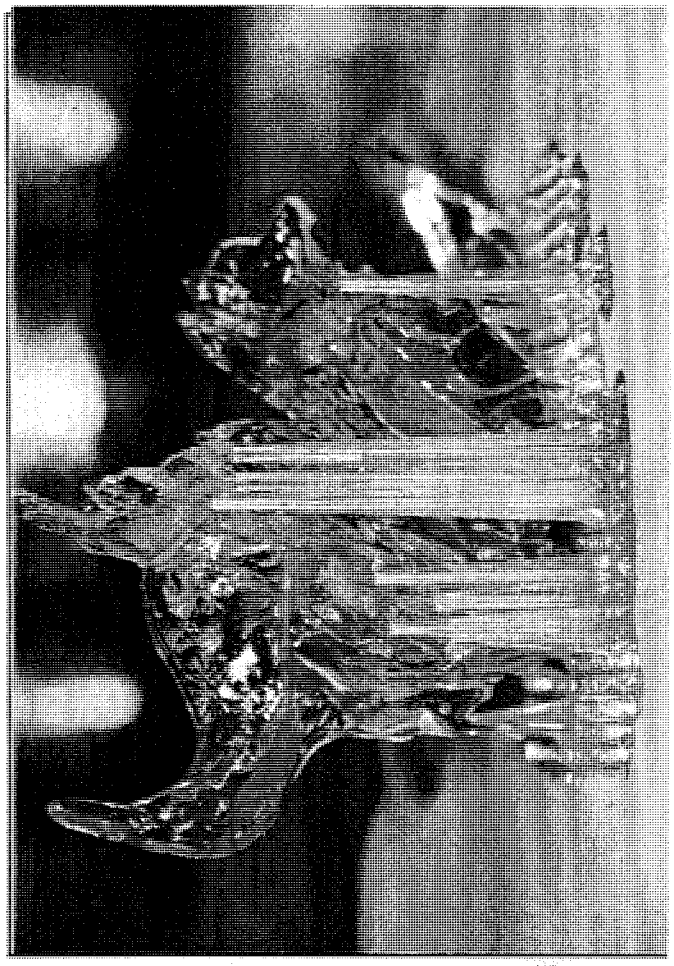
Les surfaces sont précises et lisses, donc très proches des réalités anatomiques.

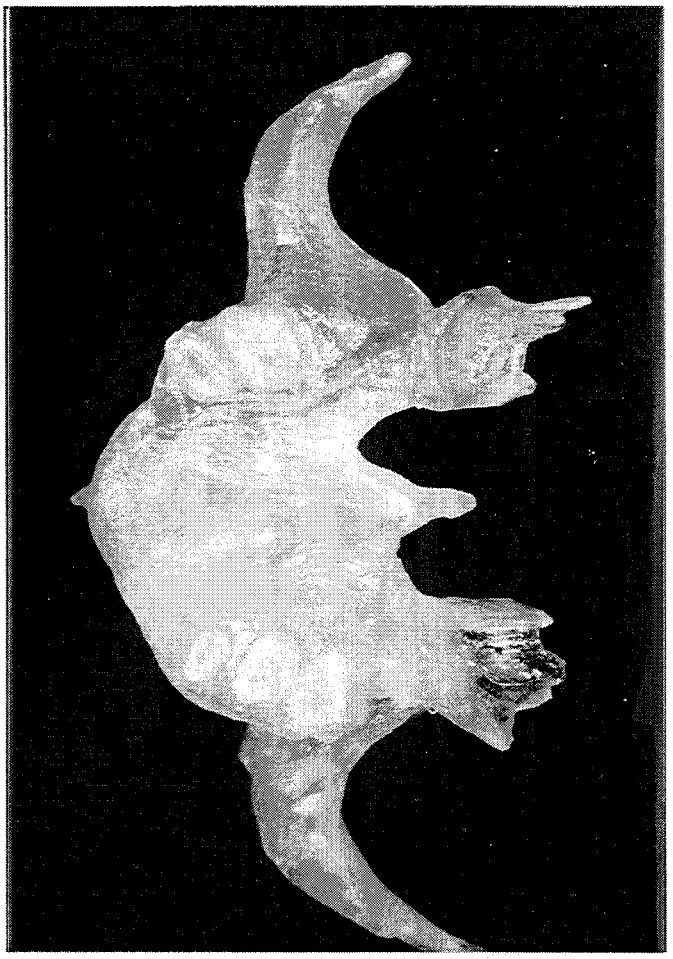
**Photo 42**: Reconstruction 3D intégrale par stéréophotolithographie laser.

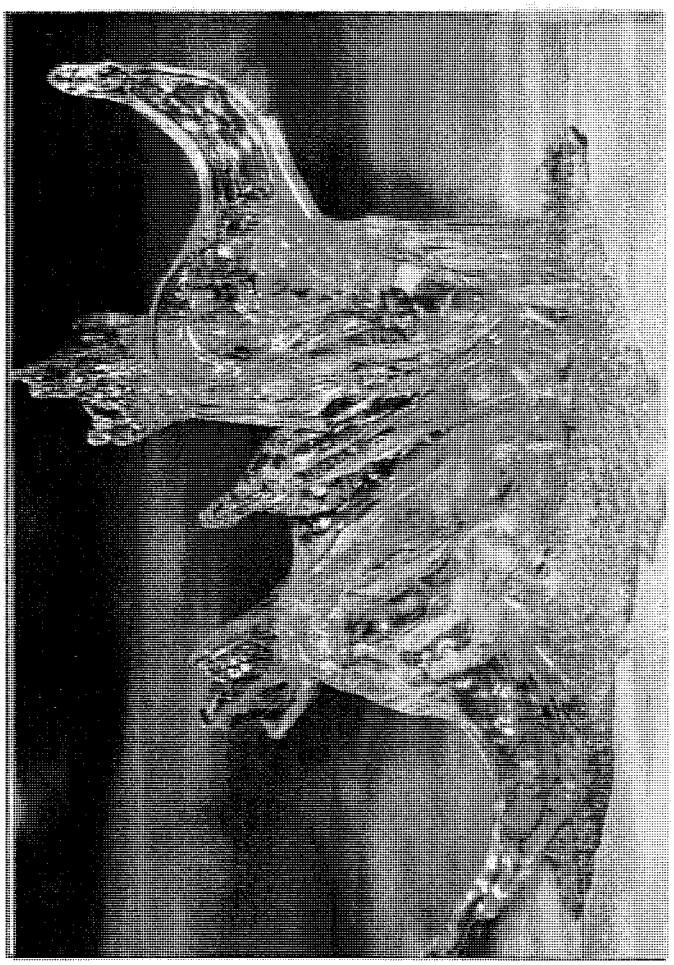
Maquete SPL, vue inférieure.

On voit ici nettement la reconstruction des dents présentes et on contrôle même la présence des pulpes et des canaux radiculaires.
La maquette met en évidence un massif osseux volumineux entourant le foramen palatin antérieur, et une thaurus palatin imporant. Ces renseignement sont précieusement notés car ils vont guider le chirurgien lors de la dissection et de la réclinaison des tissus mous pendant l'intervention chirurcale de mise en place des implants.

La maquette semble être véritable reflet de l'anatomie du patient.







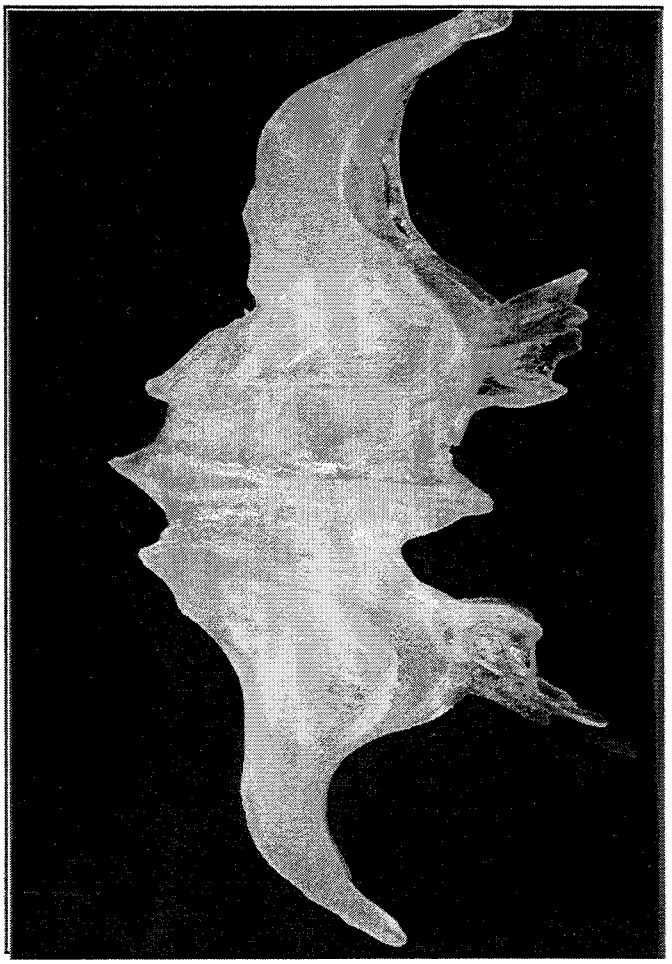


**Photo 43** : Contrôle dimensionnel de la maquette

Vue supérieure de la maquette SPL à côté du modèle coulé en plâtre issu de l'empreinte buccale.

Des mesures sont pratiquées entre des points facilement identifiables sur :
- la maquette SPL
- une empreinte d'étude
- les clichés radiographiques
- les clichés scannographiques
- le modèle vituel surfacique modélisé avec gOcad

**Photo 44** : Contrôle dimensionnel de la maquette

Vue antérieure de la maquette SPL à côté du modèle coulé en plâtre issu de l'empreinte buccale.

Une grande concordance est obtenue dans les différentes mesures réalisées.

La maquette SPL est donc décidée opérationnelle pour son exploitation pre-chirurgicale dans l'optique de l'intervention implantaire à réaliser sur le patient.

**Photo 45** : Montage prospectif sur articulateur

En vue de la confection d'un guide chirurgical, les modèles d'étude sont montés sur articulateur à l'aide d'un arc facial et d'une cire de relation centrée.

Sur chaque modèle est construit un montage diagnostique et prospectif des dents à remplacer.
C'est à partir de ce montage que le nombre, le type, les axes et les points d'emmergence muqueuse des implants devront être déterminé.

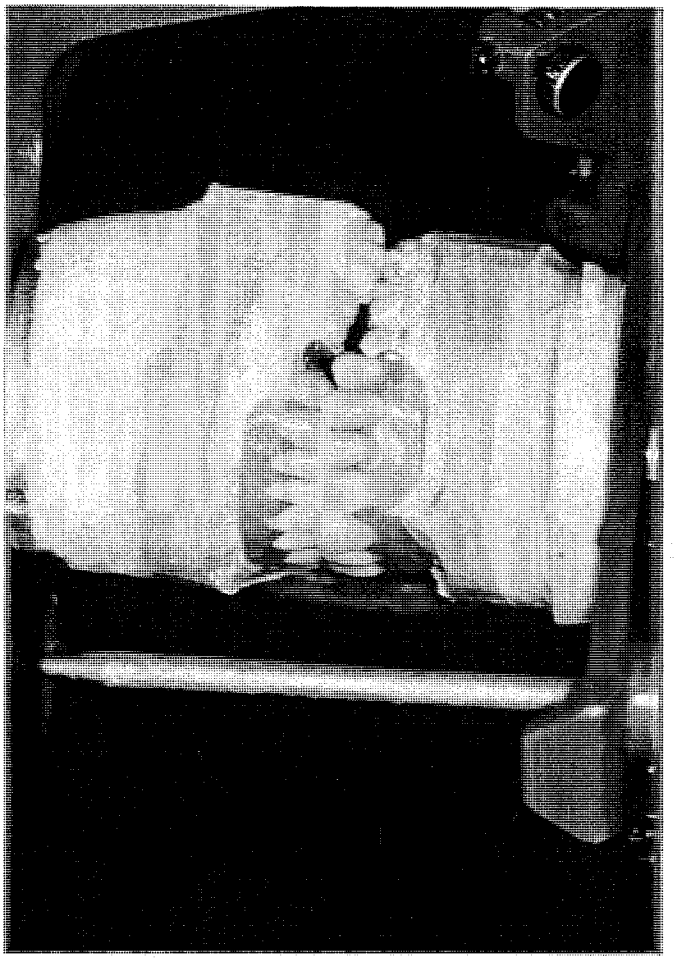
Les implants ne doivent en effet être envisagés que dans l'obtique de leur meilleure intégration prothétique ultérieure possible.

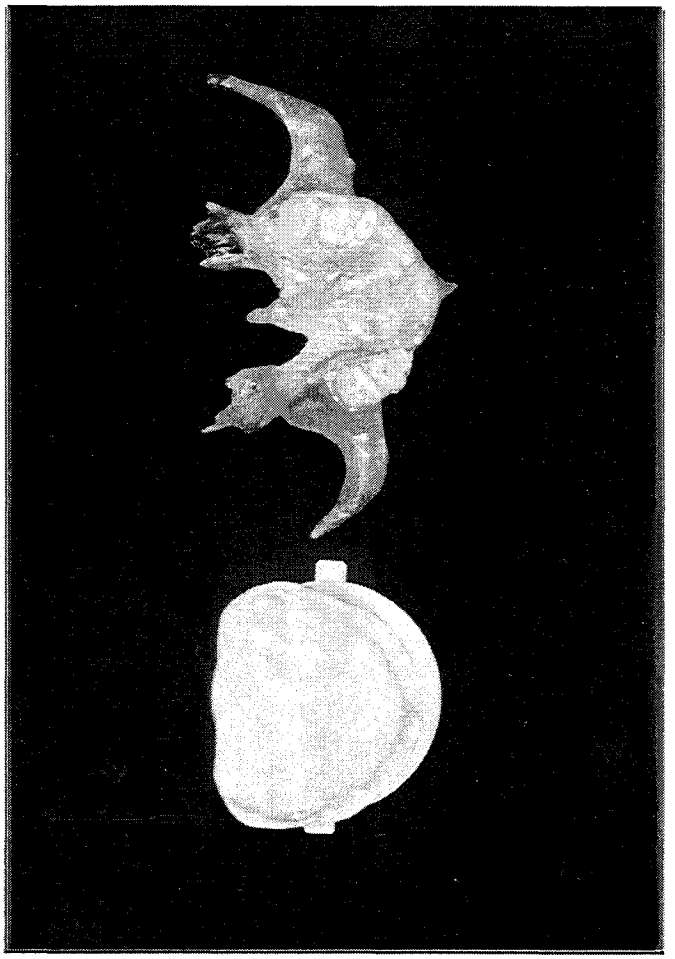
**Photo 46** : préparation du guide chirurgical

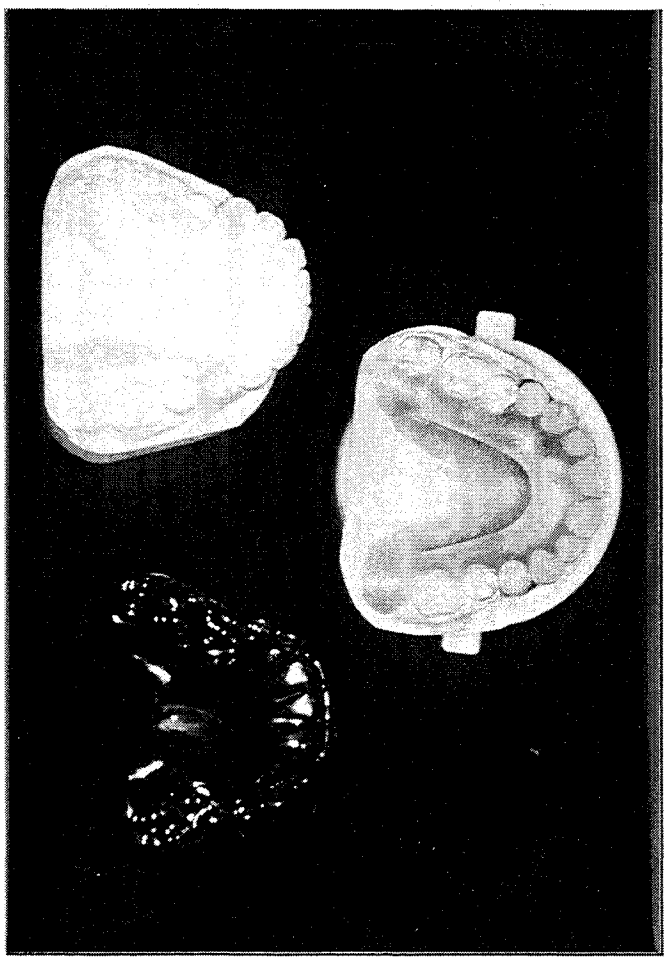
A partir du montage maxillaire précédent, on réalise par une sur-empreinte avec un alginate un duplicta en plâtre du modèle.

Le nouveau modèle en platre est alors le support de fabrication d'une gouttière thermoformée.

Le guide chirurgical pourra être confectionné en coullant une résine autopolymérisable dans la gouttière thermoformée.







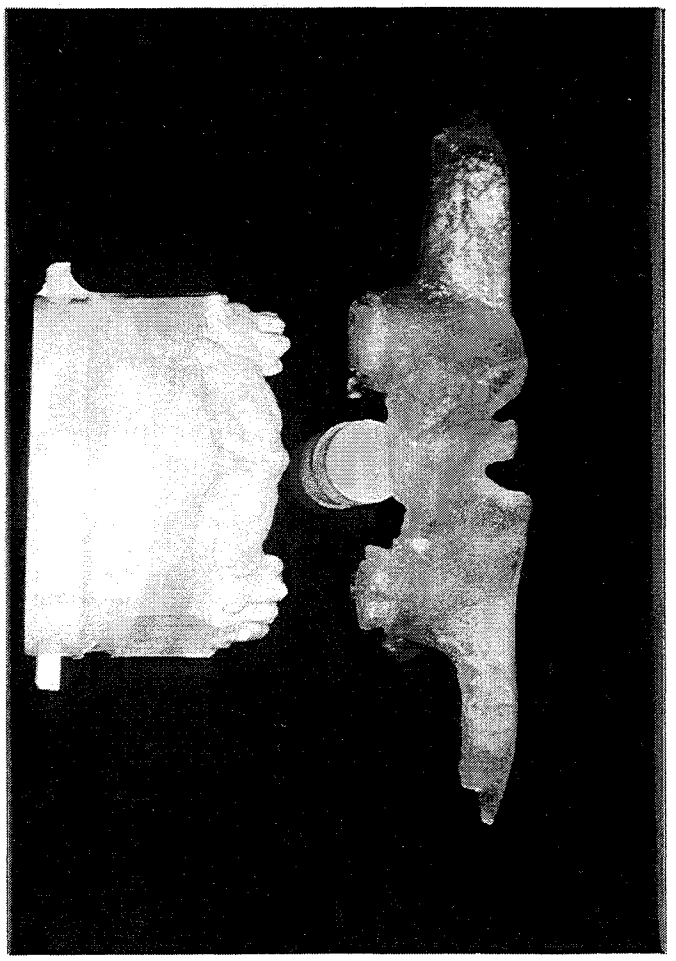


**Photo 51**:Modéle stéréophotolithographique pré-opératoire

Agrandissement

Une fenestration est pratiquée par fraisage et éviction d'une partie de la représentation de la corticale osseuse vestibulaire du maxillaire et du malaire.

Il est ainsi possible de mettre en évidence la reconstruction des éléments internes: les racines des dents présentes reconstruites.
Les rapports de ces racines avec le placher du sinus maxillaire sont clairement visualisés.

Le choix des fixtures implantaires peut être décidé au mieux en fonction des impératifs prothétiques (axe, point d'emmergence), et des impératifs anatomiques (espace osseux disponible, rapports avec les organes anatomiques à respecter).

**Photo 47** : Guide chirurgical sur la maquette

Le guide chirugical est réalisé en résine autopolymérisable. Les formes des dents localisées aux endroits ou devront être insérés les implants sont évidées en conservant leur contour.

Ainsi il est possible d'avoir un accès et un contrôle visuel per-opératoire dans toutes les directions de l'espace, par l'opérateur et par l'aide oipératoire.

Une cire compensatrice est placée entre la maquette et le guide, pour rattraper l'espace entre la première coupe scannographique reconstruite par SPL, et passant par le niveau gingival, et les sommets des cuspides dentaires, supports physiques de l'appui du guide.

**Photo 48** : implants factices

Le choix des implants est réalisé en fonction de différents paramètres:

- le type d'os: os maxillaire faiblement trabéculé et assez fortement corticalisé (sur scannogramme)
- la hauteur et la largeur disponible, à partir des différents éléments diagnostiques: radiographies, bilan TDM, contrôle sur la maquette.

Ici le choix s'est porté sur quatre implants impactés-vissés de type micro-went (C.L.A.L.) de 4,25 x 13mm

**Photo 49** : Simultion chirurgicale pré-opératoire.

La détermination de l'axe et du point d'émmergence de chaque implant devient très facile, et avec une grande sécurité, ce qui n'est pas le cas quand les guides chirurgicaux sont reportés sur une empreinte buccale, c'est à dire sur une crête muqueuse, qui est un très mauvais reflet de la crête osseuse en général.

Le forage est réalisé par le guide chirurgical dans le rempart osseux crestal.

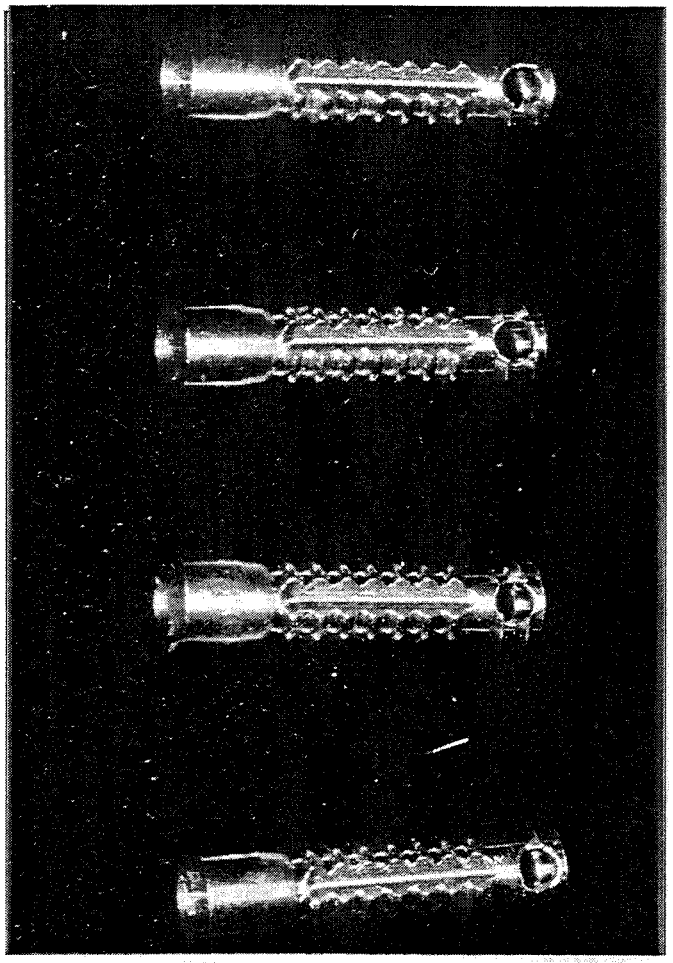
Une fenestration volontaire de la corticale a été pratiquée afin de disposer d'un accès visuel aux éléments internes.

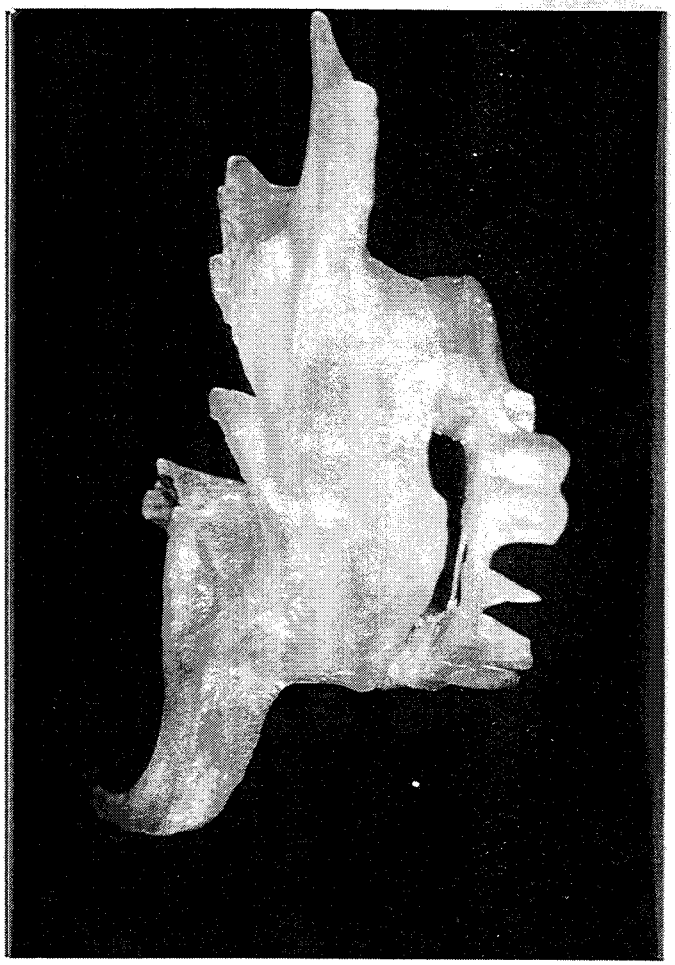
**Photo 50** : Simulation chirurgicale pré-opératoire

Les forages terminés, les quatre implants sont insérés dans la maquette, de la même manière qu'ils le seront dans la crête osseuse pendant l'intervention chirurgicale.

La simulation opératoire est très réaliste. Dde plus, elle a un aspect didactique certain.

Le geste chirurgical opératoire pourra ainsi être pratiqué avec beaucoup plus d'assurance, par une diagnostic plus précis, et dans le but d'un pronostic meilleur.





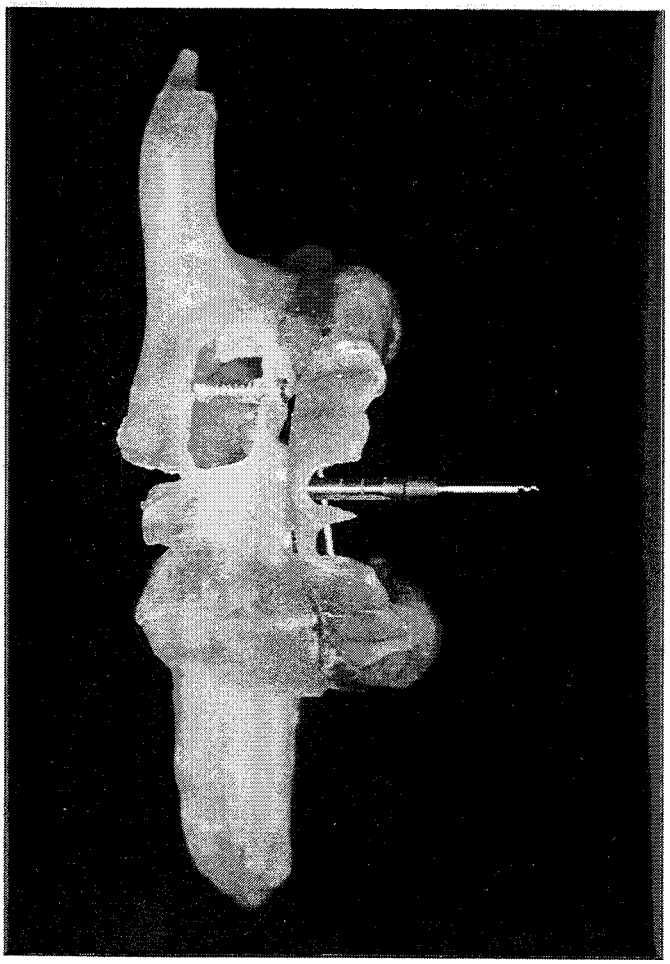


**Photo 52** : Duplicata du guide chirurgical

Afin de permettre une utilisation buccale du guide, une manipulation sans risque avec les instruments ancillaires en carbure de titane, et une possibilité de décontamination et de stérilisation, celui-ci est dupliqué en titane coulé.

Le premier guide en résine auto-polymérisable est mis en revêtement dans un matéraux réfractaire pour coullée; puis la résine est volatilisée à chaud, et le métal liquide incandescent est coullé par des tiges de coulées (procédé décrit sous le terme de "coulée à la cire perdue").

Les deux trous les plus postérieurs constituent des contrôles de buttées d'enfoncement sur les cuspides. Ceci permet le positionnement reproductible du guide chirurgical pendant son utilisation per-opératoire.

**Photo 53** : Intervention chirugicale implantaire

Deux lambeaux gingivaux muco-périostés sont réalisés en vestibulaire et en palatin depuis un trait d'incision sur le sommet de la crête muqueuse.

La réclinaison des lambeaux est pratiquée assez haute pour avoir un dégagement complet et un bon contrôle de la crête osseuse.

Il est intéressant de noter que nous retrouvons les éléments anatomiques mis en évidence à l'examen de la maquette SPL:
- une formation oseuse volumineuse autour du foramen palatin antérieur
- un thaurus palatin fortement développé.

**Photo 54** : Intervention chirugicale implantaire

Le guide en titane est positionné en bouche, en appui sur les cuspides des dents postérieures.

Le forage commence par le passage des forets pilotes au travers des orifices du guide. Quand le foret pilote a terminé son forage, les autres forets, qui n'est servent qu'à l'élargissement du conduit osseux peuvent être employés sans l'usage du guide, ce qui facilite l'acte chirurgical.En effet, seul le foret pilote dicte l'emplacement du point d'emmergence crestale et l'axe de du forage.

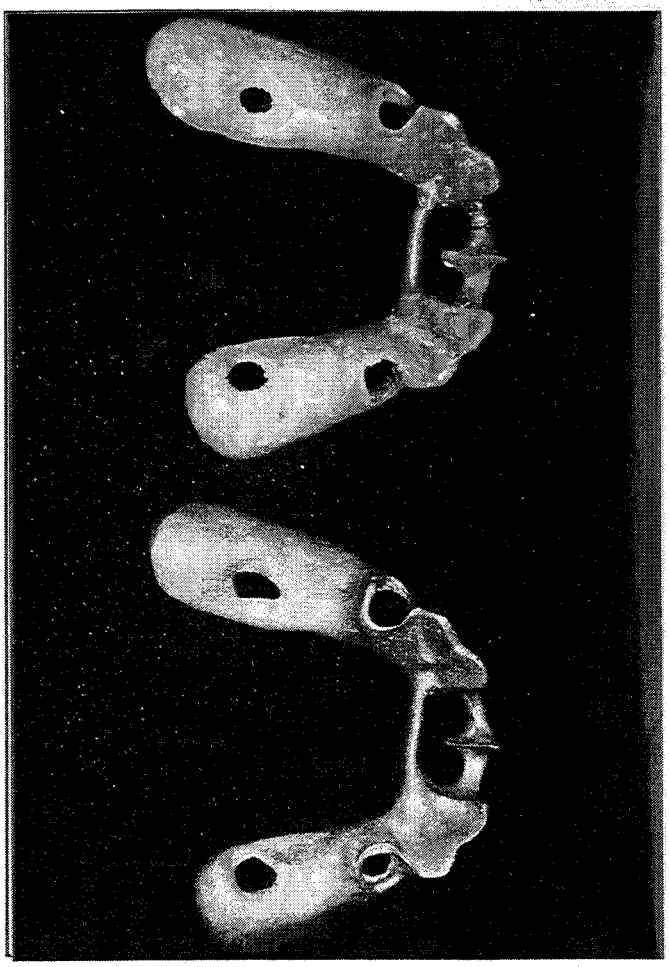
Remarque: on voit que le guide est maintenu en pression digitale sur les cuspides des dents postérieures, mais l'intervention aurait été facilité si nous avions prévu un appui osseux direct du guide par endroits.

**Photo 55** : Intervention chirugicale implantaire

L'os maxillaire est très richement vascularisé, le saignement abondant est un facteur de bon pronosti pour l'ostéointégration.

Les tables osseuses corticales vestibulaires et palatines sont intactes, le guide a permi un centrage parfait des forages.

Les forages terminés, les quatre implants sont insérés dans leur orifices respectifs, en les manipulant par le dispositif porte-implant qui leur est adjoint. Leur insertion est tout d'abord manuelle. Puis quelques coups de maillet chirurgical sont appliqués, et un vissage terminal est effectué avec une clé à cliquets.



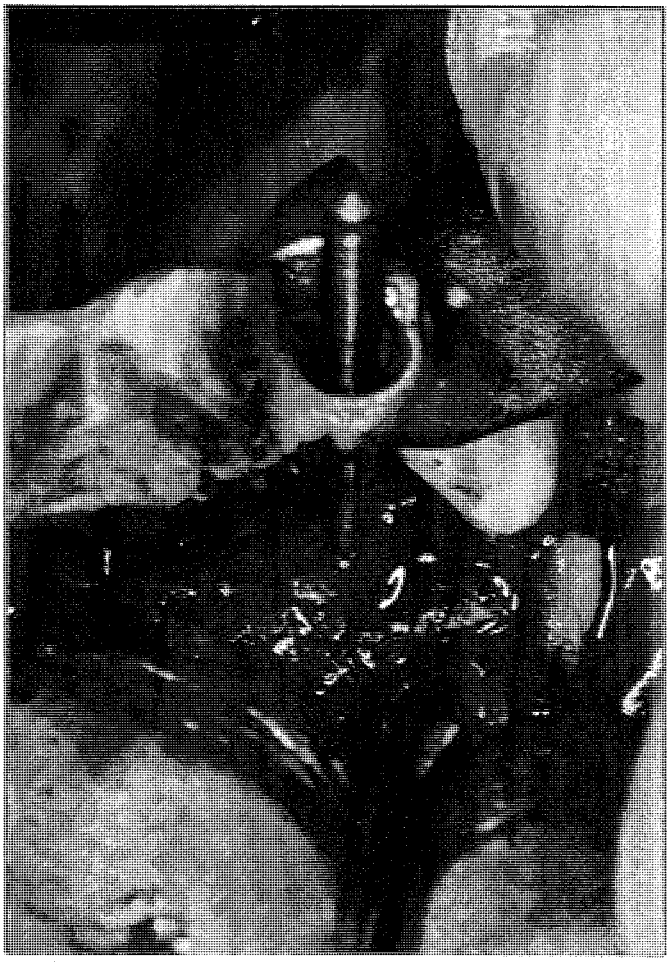


**Photo 56** : Intervention chirugicale implantaire

Fin de l'intervention.

Les quatre implants sont insérés dans les conduits qui chirurgicalement créés. La position de chaque implant semble optimale. Chaque implant se retrouve dans un position bien centrée sur la crête, et dans un axe prédéterminé pour les exigences prothétiques ultérieures.

Les dispositifs porte-implant sont retirés, et des vis de couveture obturent la face buccale de chaque implant.

**Photo 57** : Intervention chirugicale implantaire

Fin de l'intervention.

Les lambeaux muco-périostés sont rabattus et suturés de façopn hermétique.

Une des conditions émise par BRANEMARK pour l'obtention de l'ostéo-intégration est la couverture et l'enfouissement intégral sous-muqueux des fixtures, pendant un certain temps. Une protection contre une sollicitation mécanique des implants étant nécessaire après l'insertion chirurgicale.

Au maxillaire, ce laps de temps avant mise en fonction est classiquement décrit entre 4 à 6 mois.



**Photo 58** : Contrôle post opératoire

Document radiographique

Après intervention, un examen radiographique est demandé pour contrôle post opératoire.

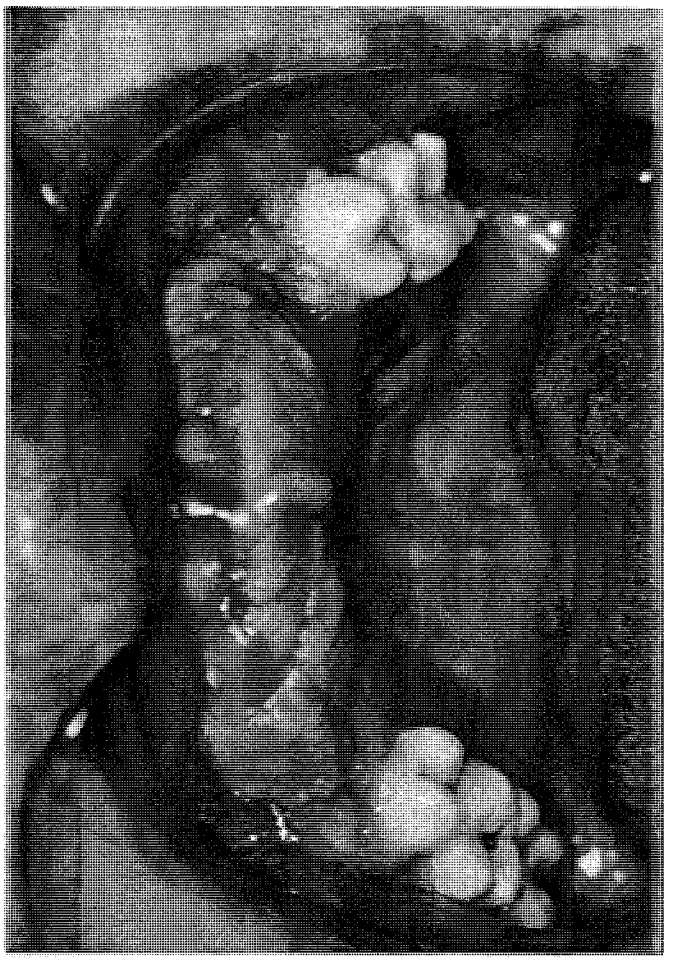
Ici, un document scanora en mode orthopantomographique est réalisé. Il montre une position correcte des implant en fonction des bases osseuses et des organes périphériques.

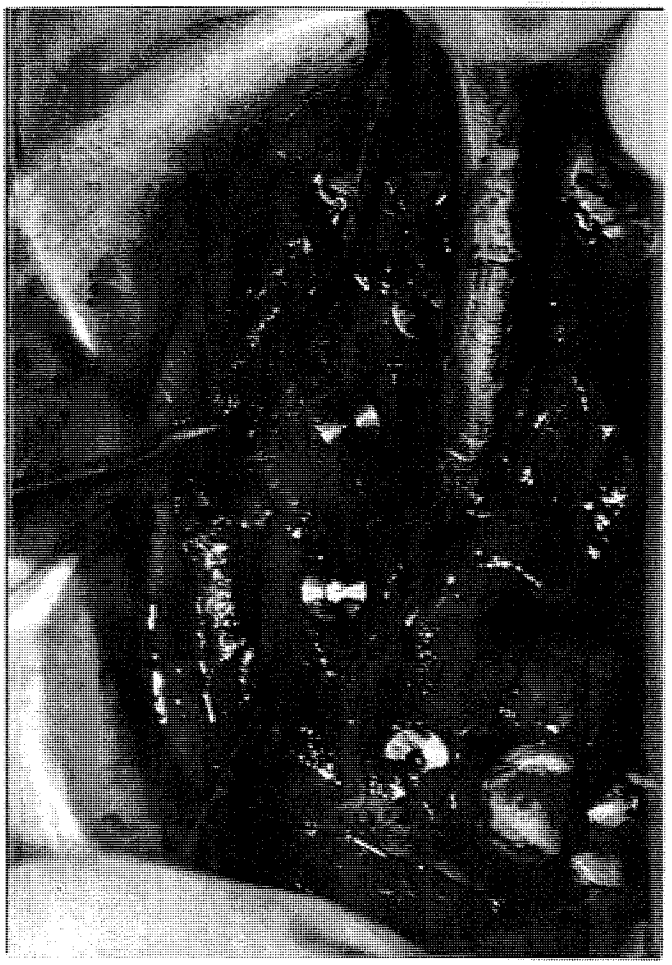
Les axes des implants semblent judicieusement adaptés à la onvexté de la crête osseuse.

**Photo 59**: Contrôle post opératoire

Vue clinique

A trois semaines post-opératoires, la crête est en bonne voie de cicatrisation.





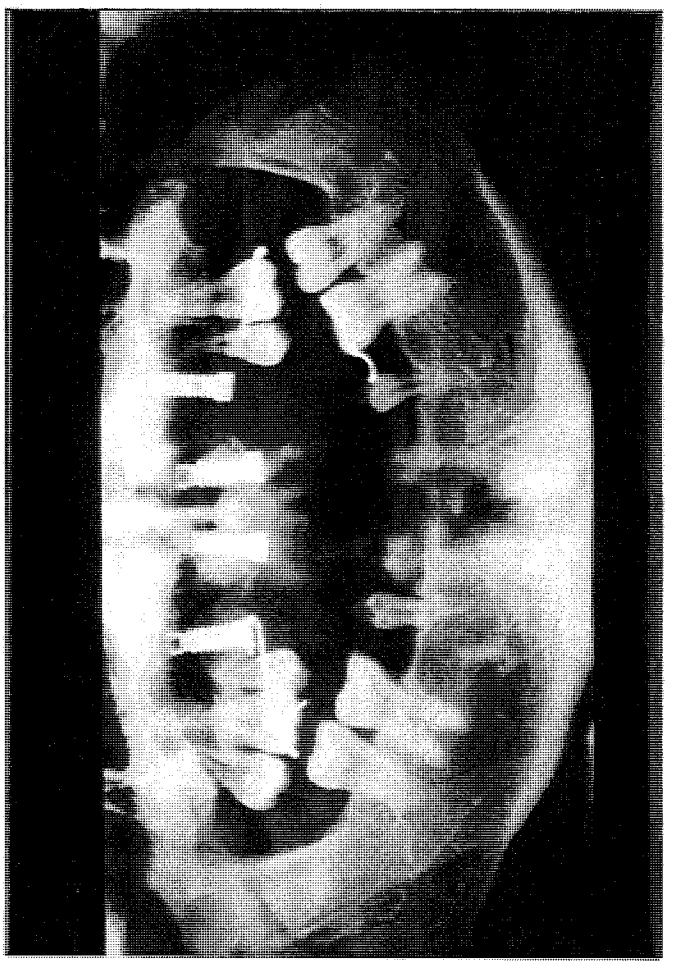


**Photo 60** : Contrôle avant chirurgie de mise en fonction

Un nouvel examen radiographqiue est pratiqué 2 semaines avant la dateprogrammée pour la chirurgie du deuxième temps implantaire.

Les possibilités d'investigation du Scanora sont exploitées. Outre le cliché type orthopantomographique, il est possible dobtenir des coupes tomographiques reconstruites, perpendiculaires au rayon de courbure du maxillaire.

**Photo 61** : Contrôle avant chirurgie de mise en fonction

Les coupes sont nécessairement épaisses, et il apparait un effet de flou homogènesystématique sur ce genre de clichés.

On observe ici que les implants sont corectement centrés par rapport à l'axe de la crête osseuse. Il n'y a pas d'ostéolyse post implantaire, la deuxième intervention peut être réalisée.

Ce genre de clichés peut être interessant dans le cadre d'un contrôle post chirurgical, mais il semble trop hasardeux de les expoiter pour un diagnostic ou pour la pose d'indications en implantologie.



**Photo 62** : Chirurgie de mise en fonction

Deux lambeaux de pleine épaisseur sont soulevés pour avoir accès aux emergences implantaires et au contrôle des corticales osseuses. On pratique à ce momment quelques tests cliniques de l'ostéo-intégration (résistance au dévisage, son à la percussion, douleurs,..)

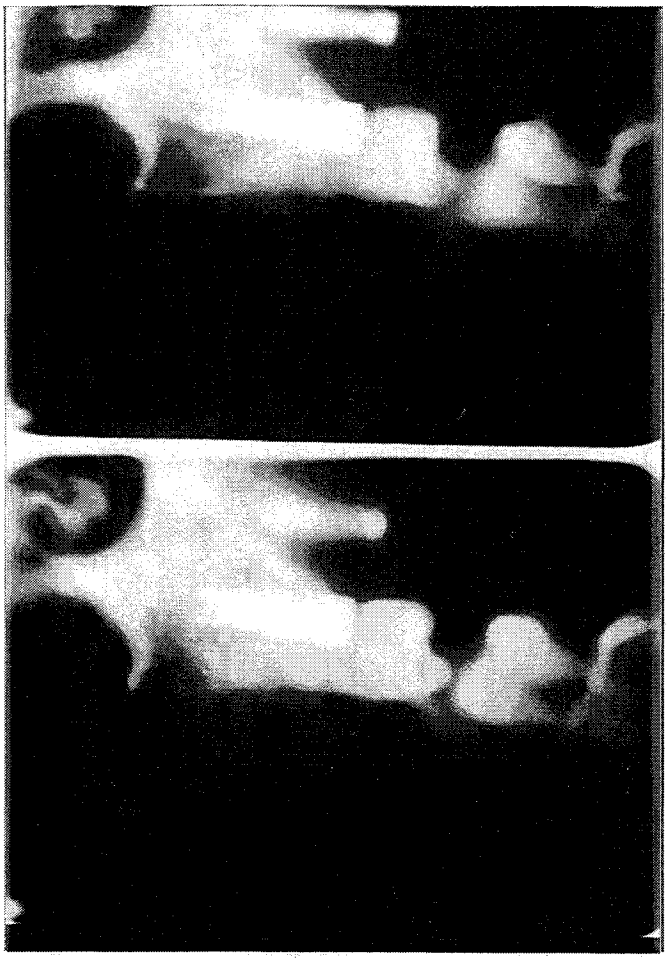
Les vis de couverture sont retirées et remplacées par les vis trans-gingivales de cicatrisation.

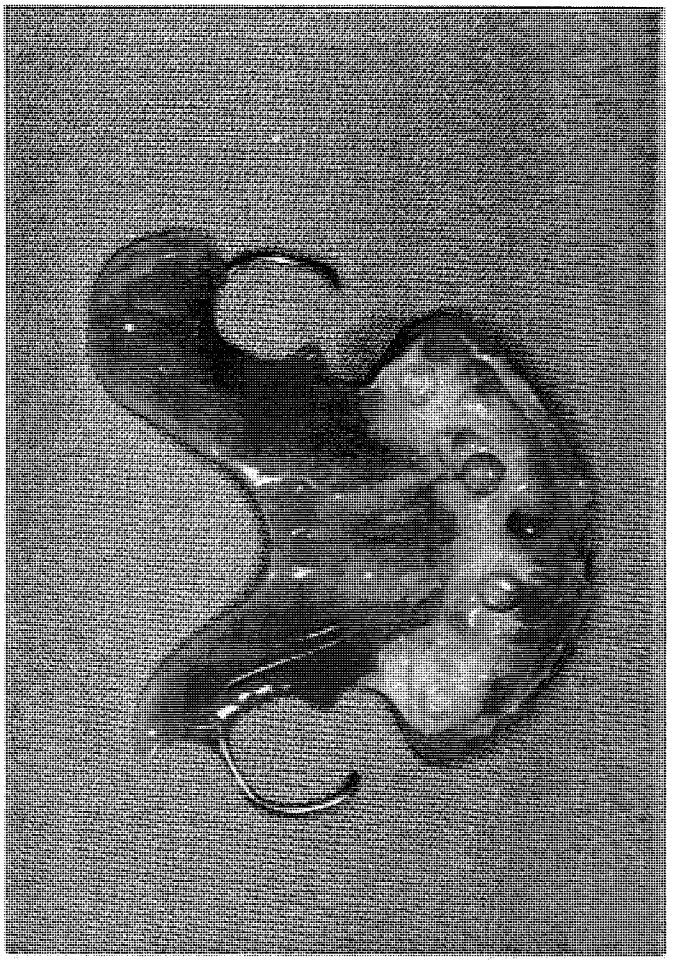
Les lambeaux sont ajustées et hermétiquement suturés.

**Photo 63** : Rebasage de la prothèse adjointe

Un évidement est crèè dans l'intrado de la prothèse adjointe partielle. Puis on place un matériau de rebasage provisoire (résine à prise retardée de type FITT de Kerr).

Les empreintes des vis de cicatrisation sont visbles dans l'intrado. La prothèse est déjà immédiatement mieux stabilisée.





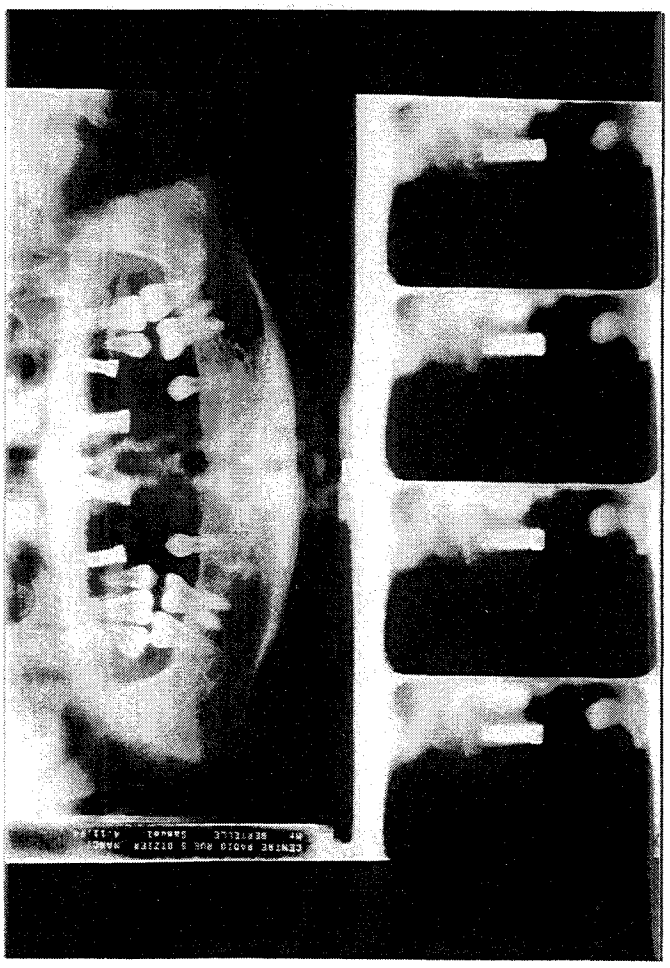


**Photo 64**: Contrôle post opératoire

Vue clinique

A six semaines post-opératoires, les vis trans-gingivales sont bien centrés par rapport à laxe de la crête osseuse. La topographie muco-gingivale est ici particulièrement favorable.

**Photo 65**: Prothèse transitoire

Six semaines après la chirurgie de mise en fonction, les vis de cicatrisation sont démontées, et remplacées par des transferts vissés dans les inplants. Une empreinte de positionnement des transferts est enregistrée, puis coulée en plâtre après que des répliques d'implants aient été remontées sur les transferts positionnés dans l'empreinte. Ceci permet au technicien de laboratoire de confectionner sur atricualateur, la prothèse provisoire.
Celle-ci a été décidée après étude prothétique, par armature coulée transvissée, en deux blocs de trois dents.

**Photo 66**: Prothèse transitoire

Vue clinique

Après dépose des vis de cicatrisation, la prothèse est inserrée en bouche et transvissée. Les deux bridges tranvissés font l'objet d'un essayage esthétique et fonctionnel.

Six dents sont reconstruites pour 8 dents absentes, car la fonte osseuse consécutive aux extractions s'est traduite initialament par une classique résorbtion centripète de la crête, réduisant ansi la longeur de l'arc de cercle. Un diastème inter-incisif est également créé pour rééquilibrer l'arcade, et obtenir une reconstruction surpra-implantaire dans des axes se rapprochant au mieux de ceux des implants antérieurs.

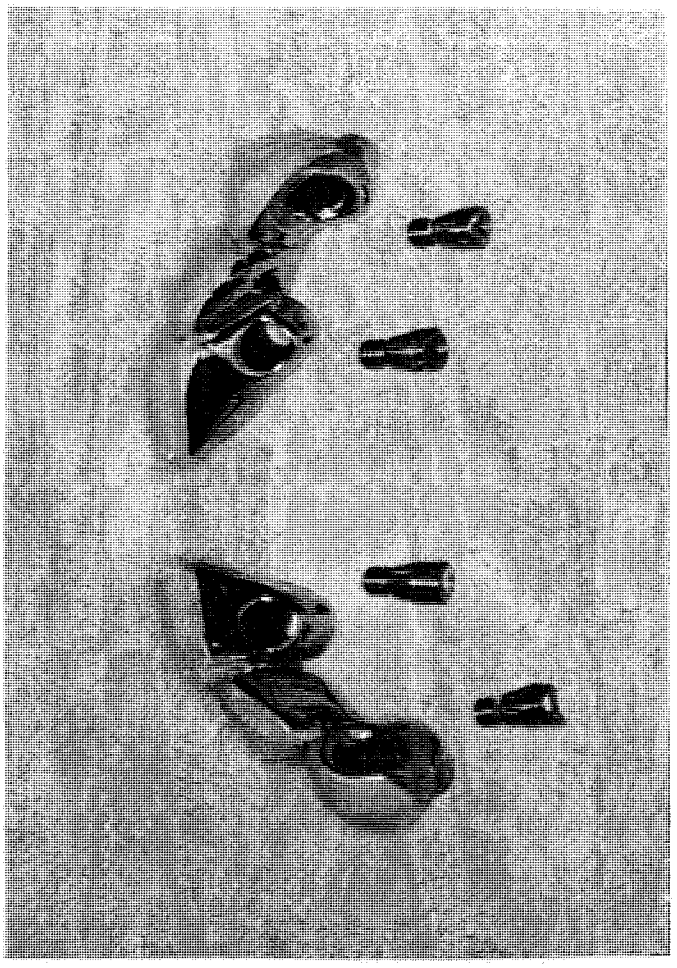
**Photo 67**: Prothèse transitoire

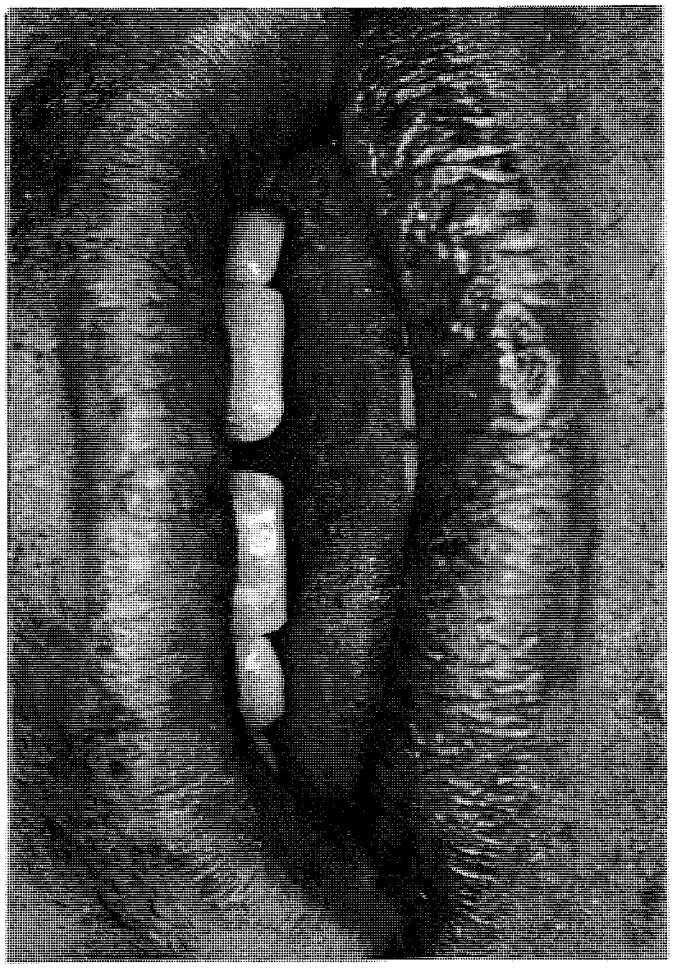
Vue extra-orale

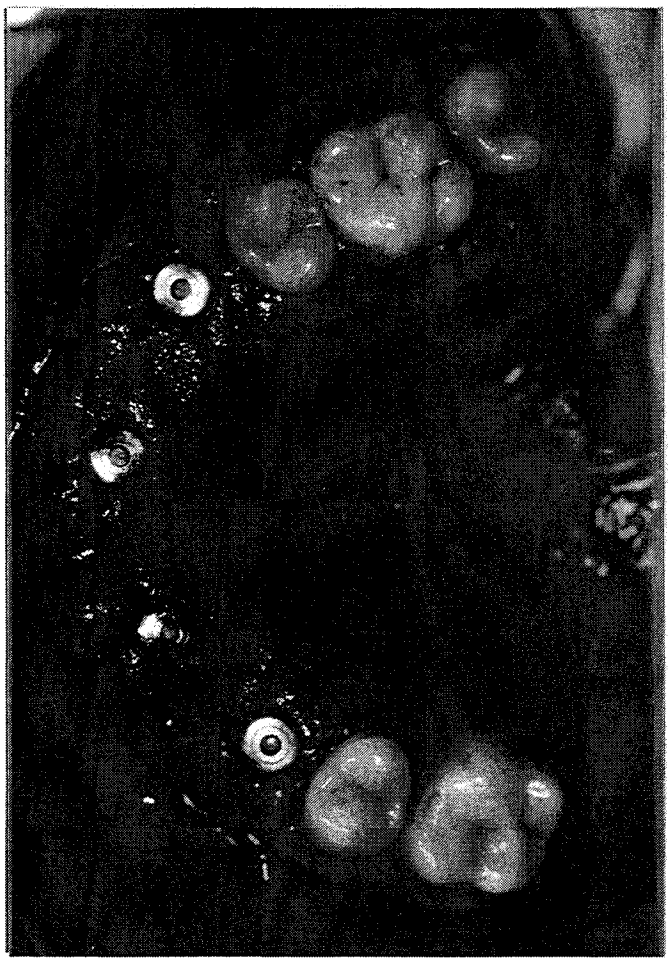
Essayage esthétique et fonctionnel de la restauration prothétique transitoire.

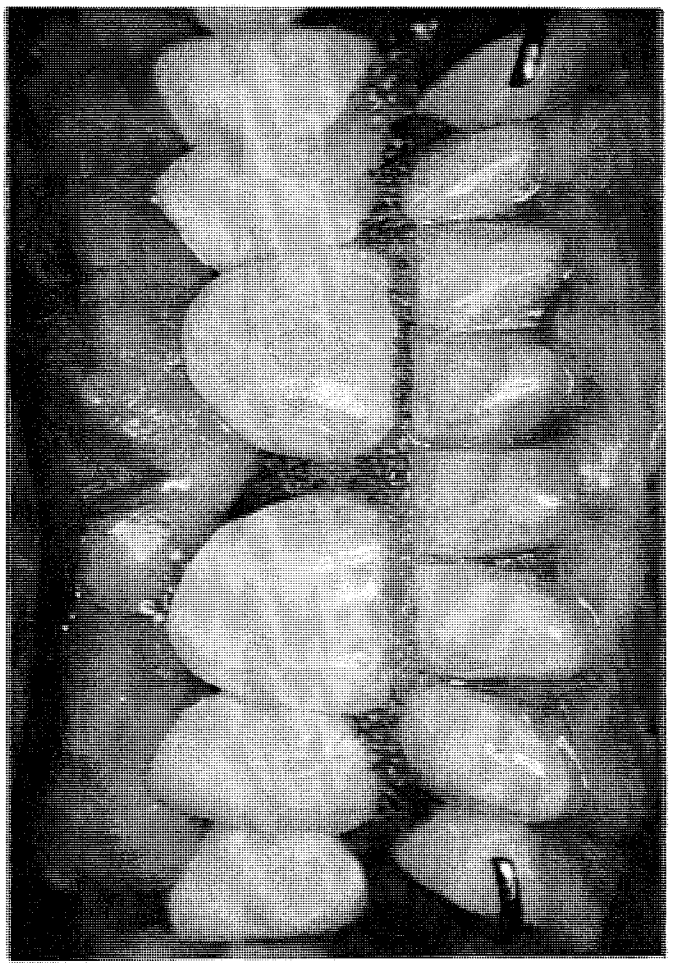
La sensation d'une reconstruction fixe de l'arcade dentaire supérieure, sans palais prothétique est sans conteste très agréable au patient.

Le fait de retrouver des sensations disparues depuis longtemps apporte en quelques minutes une compensation justifiée à toutes les attentes et angoisses d'un traitement complexe, long, et parfois difficile pour le patient. Son sourrire est une belle récompense.









UNIVERSITE DE NANCY BIBLIOTHEQUE Faculté de Médecine

## 3) Conclusion

Toutes les applications définies pour le domaine biologique et médical ne pourront donc être pleinement développées dans l'avenir, que par l'accès à de meilleures performances, notamment dans les domaines de fiabilité et de rapidité d'exécution, dans la diminution des coûts d'investissement et de production, mais également dans le développement et/ou l'adaptation d'outils spécifiquement adaptés.

Les progrès incessants de la science et de la technologie nous apprennent chaque jour, que ce qui a pu paraître utopique ou inaccessible un jour passé, est souvent atteint, voire dépassé par la réalité quotidienne. Et il est presque impossible de prédire sérieusement, quelles sont les options que retiendra le futur. La recherche est là pour entrouvrir des portes sur l'avenir, et les portes doivent être nombreuses pour pouvoir avancer sur les laborieux chemins de la Connaissance.

Comme nous l'avons montré avec les différentes revues bibliographiques, les intérêts cliniques et chirurgicaux de l'imagerie tridimensionnelle comme de la réalisation de maquettes plastiques sont nombreux, et font l'objet en permanence d'une compétition internationale dans laquelle se sont engagées plusieurs équipes de par le monde (France, U.S.A., Allemagne, Japon, Israël ...)

Nous avons acquis à Nancy grâce à la collaboration des différentes unités de recherche concernées, un savoir-faire intéressant et reconnu à différents niveaux par des publications et communications internationales.

En odontologie, les expérimentations menées ont permis de progresser jusqu'à réaliser un cas clinique en implantologie orale, et nous espérons vivement pouvoir poursuivre la voie entrouverte, par la définition et la réalisation de nombreuses autres applications.

La recherche est la source de nombreuses questions ou interrogations, auxquelles on ne parvient à répondre parfois que par des solutions qui ne s'articulent en fait, que comme d'autant plus de nouvelles questions reportées sur l'avenir.

# BIBLIOGRAPHIE

# Bibliographie


[1] Adamson A.
Methods and Apparatus for générating three dimensional patterns
U.S. patent 3.609.706, (09.12.1968).

[2] André J.C., Corbel S., Cabrera M., Nonnenmacher F., Schaeffer P.
Stéréo Photolithographie LASER.
Annales de Physique, Colloque n°2, Supplémént au n° 2, Vol. 16, Avril 1991.

[3] André J.C., Le Mehaute A., Witte O.
Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle
French Patent 84 11 241 (16.07.1984).

[4] André J.C., Corbel S
Stéréophotolithographie Laser
Ed Polytechnica, ISBN 2-84054-021-5, 1994, 336p.

[5] Arenson R.A., Friedenberg R.M.
Computer Applications to assist Radiology
Publised by Symposia Foundation, 1990.

[6] Artzy E.
Display of three dimensional information in computed tomography.
Comput. Graph. Image Proc., 1, 1979: pp 1-21.

[7] Artzy E., Frider G., Herman G.T.
The theory, design, implementation and evaluation of the three dimensional surfaces detection algorythm.
Comp. Graph. Image Proc., 15,1981 : pp 1-24.

[8] Asch G., et Coll.
Les capteurs en instrumentation industrielle. Ch 2: Caractéristiques métrologiques.
Editions Dunod,788p, 1983, pp 12-44.

[9] Assemat-Tessandier X., Sansemat J.J.
Proposition de Guide chirurgical dans la technique des prothèses sur implants ostéointégrés de Branemark.
Cah. de Proth. 69, 1990 pp 77-87.

[10] Avayou M.
Technique de choix pour le placement d'implants ostéointégrés.
Le Chir. Dent. de France, n° 4527 du 16 Janv. 1989, pp 41-46.

[11] Ayache N., Bossonat J.D., et Coll.
Building highly Structured Volume représentations in 3D Medical Images.
Proceeding CAR'89, Berlin, Juin 89, Lemke H.U. ed. Springer-Verlag, 1989, pp765-772.

[12] Bardeen C.R.
Born's method of reconstruction by means of wax plates as used in the anatomical laboratory of the Johns Hopkins University.
Johns Hopkins Hospital Bulletin, 1902; 12:1: pp 148-151.

[13] Barillot C., Gibaud B., Luo L.M., Scarabin J.M.
3-D representation of anatomic structures from Ct examinators.
Proc. SPIE, Biostereometrics'85, Cannes, Vol. 302, 1985, pp 307-314.

[14] Barillot C., Gibaud B., Le Certen G., Bauliou A., Collorec R., Velut S.
Modélisation 3D et synthèse d'images: une approche pour l'ensenseignement et le planning thérapeutique.
Innov Tech Bio Med 1987; 8(spécial 1): pp 122-132.

[15] Barry J.
Delaunay versus max-min solid angle triqngulation for three-dimensional mesh generation.
Int. J. for Numerical Meth. in Engineering, Vol. 31, 1991, pp987-997.

[16] Batnitski S., Price H.L., Lee KR and al.
Three-dimensional computer reconstructions of brain lesions from surface contours provided by computed tomography.
Neurosurgery, 11, 1982, pp 73-84.

[17] Baumann J.U., Herron R.E.
From computer tomography to organ models.
Proceeding /SPIE Vol 1030 Biostereimetrics '88 - Fifth International Meeting, 1988.

[18] Bauchat J.L., Devauchelle B., Wattelier A.
A triangulation algorythm from arbitrary shaped multiple planar contours.
Ann. Chir. Plast. Esth., 1995, Vol 40, n° 1, pp 23-30.

[19] Bettega G.
Céphalométrie foetale tridimensionnele. Application à l'imagerie 3-D de la croissance cranio-faciale.
Mém. de D.E.A. G.B.M., Grenoble 1990.

[20] Bettega G.
A la recherche de la quatrième dimension.
Thèse Doctorat en Médecine, Oct 1992, Grenoble 1992.

[21] Bill J.S., Reuther J.F., Dittman W., Kübler N., Meier J.L., Pistner H., Wittenberg G.
Stereolithography in maxillo-facial operation planning.
Int. J. Oral and Maxillof. Surg., 1995; 24: pp 98-103.

[21 bis] Bill J.S., Reuther J.F., Mühling J., Wittenberg G., Eckstein Th., Reinhart E., Pistner H., Meier J.L., Betz Th.,
Stereolithographie eine neue methode zur implantologischen Operationsplanung nach Unterkieferrekonstruktion.
Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, Carl Hanser Verlag München, 48. , 5p, Jahrgang 1993/12.

[24] Boissonat J.D.,
Shape reconstruction from planar cross sections.
Comput. Vis. Graph Image proc; 132, 1988, pp 240-259.

[25] Born G.
Über die Nasenhöhen und den Thränennasengang der Amphibien
Morphol Jahrb, 1876; Bd II: pp 578-580.

[26] Born G.
Die Platternmodelliermethode
Arch. Mikro. Anat., 22, 1893, pp 584-599.

[27] Brånemark P.I. , Zarb G.A., Albrektson T.
Prothèses ostéointégrées. L'ostéointégration en pratique clinique.
Traduction Française : J. Buni, F. Renouard, Ed. , Paris, p 352.

[28] Buthiau D., Bert M., Kiepferle J.C., Michaux J.C.
Apport de la tomodensitométrie à l'implantologie orale.
Info. Dent. , n° 11 du 16 mars 1989, pp 805-813.

[29] Cahen O.
L'image en relief: de la p^hotographie stéréoscopique à la vidéo 3D.
Ed Masson, Paris, 1990.

[30] Cabrera M.
Formagénèse 3-D
Thèse E.N.S.I.C., Nancy-France, 1986.

[31] Catmull E.
A subdivision algorithm for computer display of curved surface.
PhD Thesis University of Utah. Salt Lake City, Dec 1974.

[32] Chavanaz M., Donazzan M.
Reconstitution maxillo-mandibulaire et implantologie.
Le Chir. Dent. de France, n° 455 du 12 Janv.1989, pp 25-33.

[33] Christiansen H.N., Sederberg T.W.,
Conversion of complex contour line definitions into polygonal element mosaics.
ACM Siggraph. Proc. Comput. Graph., 13, 1978, pp187-192.

[34] Cinquin P.
Un modèle pour la représentation d'images médicales 3-D.
Proceeding Euromédecine 86, Sauramps Medical, Montpellier, 1986, pp 57-61.

[35] Cinquin P.
Application des fonctions splines au traitement d'images numériques.
Thèse de Docteur es Sciences Mathématiques, Sept 1987.

[36] Cinquin P., Goret C.
Une nouvelle technique de modélisation continue d'images tridimensionnelles.
Proceedings Cognitiva-Image Electronique CESTA, Paris, 1987, pp 63-68.

[37] Cinquin P.
Morphoscopie et modélisation d'images médicales.

[35] Cinquin P.
Application des fonctions splines au traitement d'images numériques.
Thèse de Docteur es Sciences Mathématiques, Sept 1987.

[36] Cinquin P., Goret C.
Une nouvelle technique de modélisation continue d'images tridimensionnelles.
Proceedings Cognitiva-Image Electronique CESTA, Paris, 1987, pp 63-68.

[37] Cinquin P.
Morphoscopie et modélisation d'images médicales.
In: Actes Congrès AFCET RFIA 87 Antibes, AFCET Paris, 1987, pp 439-450.

[38] Cinquin P., Saget J.C., Plasse G., Antoine P.
Chirurgie plastique et maxillo-faciale assistée par Ordinateur.
Proceedings A.I. Biomed 86 CRIM, Montpellier, 1986, pp 95-99.

[39] Coatrieux J.L., Barillot C.
A survey of 3-D display techniques to render medical data.
In: Hönhe KH, Fuchs H, Pizer SM eds. 3D Imaging in Medecine: algorithms, systems, applications, Berlin: Springer-Verlag, Vol F60, 1990, pp 175-195.

[40] Cook P.N., batnitsky S.
Three-dimensional reconstruction from serial sections for medical applications.
Proc. of the 14th Hawaii International Conference on System sciences, 2, 1981, pp 358-389.

[41] Cook P.W.
Three-dimensional reconstruction from surface contour for head C.T. examinations.
J. Comput. Assist Tomography,5, 1, 1981.

[42] Cutting C., Bookstein F.L., Grayson B., Fellingham L.
Three-dimensional computer assisted design in craniofacial surgical procedures: optimisation and interaction with cephalometric and CT and MRI.
Plastic and reconstructive surgery 1986; 77: pp 877,885.

[43] Dalton B.L., Du Boulay G.
Medical image Matching.
Proceeding SPIE, Vol. 914, Medical Imaging II, 1988, pp456-464.

[44] Debonis-Hamelin M.A.
Modélisation de la chirurgie plastique assistée par ordinateur.
Mémoire pour l'obtention du diplôme d'ingénieur CNAM, 1988.

[45] Debrin RA, Carpenter L. , Hanrahan P.
Volume Rendering
Computer Graphics, Vol 1[3], jul 1981, pp29-38.

[46] Doctor L.J., Tborg J.G.
Display techniques for octree encoded objects.
IEEE Comput Graph & App., Vol 18[3], 1985, pp 52-60.

[47] Eckerdal O., Kunt S.
Presurgical planning for osseointegrated implants in the maxilla.
Int. Journal oral maxillo-facial surg., 15, 1986, pp 722-726.

[48] Edge M.J.
Surgical placement guide for use with osseointegrated implants.
J. of prosth. dent., 57, 719, 1987.

[49] Engelman M.J., Sorensen J.A., Moy P.
Optimum placement of osseointegrated implants.
J.of prosth. dent. 59,4, 467, 1988.

[50] Ekoule A.B., Peyrin F.C., Odet C.L.
A triangulation algorythm from arbitrary shaped multiple planar contours.
ACM Transactions on Graphics, Vol 10, n° 2, 1991, pp 182-199.

[51] Eufinger H.
Individual augmentation of the atrophic mandible based on CAD/CAM-manipulated computed tomography data. In vitro results.
Int. J. oral and maxillofac. surgery. 1994; 23: pp 399-402.

[52] Eufinger H., Wehmöller M., Harders A., Heuser L.
Prefabricated prosteses for the reconstruction of skull defects.
Int. J. Oral and Maxillof. Surg., 1995; 24: pp 104-110.

[53] Feygin M.
laminated object manufacturing
Ind. Laser Rev. 6-8 [1989]

[54] Feygin M.
Operatus and method for forming an integral object from lamination
U.S. Patent 4.752.352. [21.06.1988].

[55] Frieder G., Gordon D., Reynolds R.
Back to front display of voxel-based objects.
IEEE Comput. graph & App., Vol 18[3], 1985, pp 52-60.

[56] Frohberg U., Haase L.
Chirurgie simulée en 3D
Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 1993, 94, n°1, pp 33-36

[57] Fuchs H., Hedem Z.M., Uselton S.P.
Optimal Surface Reconstruction from Planar Contour.
Communications Assoc. Computing Mchry, 20, 1977, pp 693-702.

[58] Fudin E.V.
Method and apparatus for production of three dimensional objects by photosolidification.
U.S. Pattent 4.752.498. [21.06.1988].

[59] Fujioka M., Ohyama N., Tsujiuchi J., Suzuki M., et coll.
Holography of 3D surface reconstructed CT images: technical note.
J. Comput Assist Tomogr, 1988, Jan-Feb; 12 (1): pp 175-178.

[60] Gabor D.
A new microscopic priciple.
Nature 1948; 161: 177-8.

[61] Gamboa-Adeco A;, Fellingham L., Chen G.
Correlation of 3D surfaces from multiple modalities in medical imaging.
Proceeding SPIE, Vol.626, Medecine XIV/PACS IV, 1988, pp467-473.

[62] Gargantini I.
Linear Octrees for fast processing of three dimensional objects.
Comput . Graph. & Image Proc., 20, 1982, pp 356-374.

[63] Gaunt W.A., Gaunt P.N.
Three dimensional reconstruction in biology.
Kent Pitman Medical. University Park Press, Baltimore, 1978.

[64] Geist D., Vannier M.W.
PC-based 3-D reconstriuction of medical images.
Comput. Graph., 13, 1989, pp135-143.

[65] Gérard H.M.
Automated 3-D Reconstruction of the Human Embryon Heart;
Hospimédica, , Vol. IX, n° 2, 1991, pp 24-28.

[66] Gérard H.M.
Two worlds: Baby Nature en 3-D.
Tech Images, n° 16/17, Juillet/aout 1991.

[67] Gérard H.M., Bouchet P., Jacquemin P., le Melinaire P., Mallet J.L.
A new method computer aided 3-D reconstruction of the human embryo from serial, non consecutive, histologic sections.
Acta stereol. 11/Suppl 1,1992, pp 187-192.

[68] Gérard H.M., André J.C., Mallet J.L.
Computer-aided 3D reconstructions from routine histologic sections. Implementation of a new algorithm.
European Microscopy and Analysis, January 1993, pp 23-25

[69] Georges P.L., Hecht F., Saltel E.
Maillage automatique de domaines tridimensionnels quelconques
Rapport de Recherche, INRIA, Avril 1989, 37p.

[70] Gibaud B.
Etude et réalisation d'un système d'analyse d'informations radiologiques tridimensionnelles tomodensitométriques stéréotaxiques et stéréoscopiques.
Thèse de l'Université de Rennes I, 1983.

[71] Girod S., Keeve E., Girod B.
Advances in interactive craniofacial surgery planning by 3D visualization.
Int. J. Oral and Maxillof. Surg., 1995; 24: pp 120-125.

[72] Giron J., Joffre F.
Bases physiques et évolution de l'imagerie radiologique.
Abrégés: Imagerie radiologique, ED. Masson, Paris Milan Barcelone, 1993, 250p.

[73] Goret C.
Etude d'une modélisation continue des volumes numériques. Applications à la visualisation des structures anatomiques.
Thèse de Doctorat es Génie biologique et médical, Grenoble I (Fr), 1990.

[74] Gouraud H.
Continous shading of curved surfaces.
IEEE Trans. omput; 20, 1971, pp 623-629.

[75] Gordon D., Reynolds R.A.
Image-space shading of three-dimensional objects.
Comput Vis Graph Image Proc, 1985; 29: pp 361-376.

[76] Granholm J.W., Robertson D.D, Walker P.S., Nelson P.C.
Computer design of custom femoral tem prostheses.
IEEE Comp Graph Appl 1987: pp 26-35.

[77] Grisoni B.
Morphogénèse LASER
Thèse E.N.S.I.C., Nancy-France, 1986.

[78] Guyuron B, Ross R.J.
Computer generated model surgery, An exact approch to complex cranio-maxillo-facial dysharmoies.
J. Craniofacial Surgery, 17[3], 1989, pp 101-104.

[79] Harris L.D, Camp J.J.,
Display and analysis of tomographic volumetric images utilizing a vari-focal mirror.
Proceeding of SPIE: processinf and display 3D data (2). SPIE 1984; 507, pp 38-45.

[80] Hassfeld S., Mühlhing J, Zöller J.
Intraoperative navigation in oral and maxillo-facial surgery.
Int. J. Oral and Maxillof. Surg., 1995; 24: pp 111-119.

[81] Hemmy D.C.
Three dimensional Imaging in craniofacial desorders: a bref review.
Aust. N. Z. J. Surgery, 57[2], Feb 1987, pp 101-104.

[82] Herbert A.J.
Solid object generation
J. Appl. Photographic Eng. 8. 1989.

[83] Herman G.T., Reynolds T.A., Udupa J.K.
Computer techniques for the représentation of three dimensional data on a two dimensional display.
Proceeding of SPIE , 367, 1983, pp 3-14.

[84] Höhne K.H., Bernstein R.
Shading 3D images from CT using grey-level gradients.
IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol 5[1], 1986, pp 45-47.

[85] Huijsman D.P., Lamers W.H., Los J.A., Strackee J.
Toward computerized morphometric facilities: a review of 58 software packages for computer-aided-Three-Dimensional reconstruction, quantification and picture generation, from parallel serial sections.
Anat Rec.; 216, 1986, pp 449-470.

[86] Hull C.W.
Method and apparatus for production of three dimensional objects by stéréolithography.
Europ Patent Appl. 0.171.069 [12.02.1986].

[87] Hunter GM.
Efficient computation and data structures for graphics.
PHD Thesis, Dept. Elec. Comput. Scince, Princeton University, Princeton NJ. 1978.

[88] Ichiro O., Hironori G., Kazuyoshi S., Fumio K.
Method for preparing an exact-size model using helical volume scan computed tomography.
Plastic and reconstructive surgery, June 1994, pp1363-1370.

[89] Jackins C., Tanimoto S.L.
Oct-trees and their use in presenting three dimensional objects
Comput. Graph. & Image Proc., 14, 1980, pp 249-270.

[90] Jannin P., Gibaud B., Barillot C., Scarabin J.M., Bouliou A.
Octree encoding with volume and surface information in medical imagering.
In: Proc 9th IEEE EMBS Conference, Boston, 1987.

[91] Jense G.J., Huijsmans D.P.
Interactive voxel-based graphics for 3-D reconstruction of biological structures.
Comput. graph, 13, 1989, pp145-150.

[92] Karrer P.
Nouveaux Matériaux pour la stéréolithographie laser
Thèse E.N.S.I.C., Nancy-France 1990.

[93] Kepel E.
Approximating Complex Surfaces by Triangulation of Contour Lines.
IBM J. Res. Develop., 19, 1975, pp2-11.

[94] Kennedy D.N., Nelson A.C.,
Three dimensional display from cross-sectional tomographics images: an application to magnetic resonance imaging.
IEEE Transaction on Medical Imaging, 1987, Jun;mi-6(2), pp 134-140.

[95] Kliegis U, Schwesig W., Weigel H., Mittelstädt R.,Kortmann Th.,Zenker W.
From computer tomography to organ models.
Proceeding /SPIE Vol 1030 Biostereimetrics '88 - Fifth International Meeting, 1988.

[96] Kliegis U, Schwesig W., Weigel H., Mittelstädt R.,Kortmann Th.,Zenker W.
Organ models for surgery plannig.
Neugbauer/Windischbauer: surface Topography and Body Deformity V. Gustave Fischer. Stutgart. New York 1990

[97] Lacan A.
Scanner dentaire
Ed., Paris 1989.

[98] Lavalée S., Cinquin Ph.
Computer assisted medical interventions
3D Imaging in Medecine
NATO ASI Series, Vol. F60, 12p, 1988.

[99] Lavalle C., Shalev S., Kettner B.
Three dimensional craniofacial imaging.
Ann. Dent., 47[1], Summer 1988, pp 16-19.

[100] Lawrence J., Marentette M.D., Robert H., Maisel M.D.
Three dimensional CT reconstruction in midfacial surgery.
Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Vol 98[1], Jan. 1988, pp 48-52.

[101] Levoy M.
Display of volume surfaces from volume data
IEEE Comp. Graph. & App. 1988, pp 29-37.

[102] Lewis W.H.
the use of guide planes and plaster of Paris for reconstruction from serial sections: some points en reconstruction.
Anat Record 1915; 9: pp 719-729

[103] Lewis W.H.
the cartilaginous skull of a human embryo twenty-one milimeters in lenth.
Contributions to embryology, 1çé0; 39: pp 299-329.

[104] Louguet F.
Synthèse d'images sur micro-ordinateur: techniques, matériel, logiciels.
Ed. Radio, Dunodtech Paris, 1992.

[105] Lozanoff S., Diewert V.M., Sinclair B., Wang K.Y.
Surface modeling of craniofacial form in human embryos with a limited graphics terminal.
J. Craniofac. Genet. Dev. Biol.;8, 1988, pp 101-109.

[106] Lozanoff S.
Comparison between two finite element modelling methods for measuring change of craniofacial form.
The Anat. Record, 227, 1990, pp 380-386.

[107] Lozanoff S., Deputch J.J.
Implementing Boissonat's method for generated Surface Models of craniofacial cartilages.
The Anat. Record, 229, 1991, pp 556-564.

[108] Mac Givney G., Haugton V., Strand J., Eicholz J., Lubar D.
A comparaison of computer-assisted tomography data gathering modalities in prosthodontics.
Int. Journ. of Maxillofac. Implants,1:55-9, 1986.

[109] Maegher D.J.
Octree encoding: a new technique for the representation, manipulation an display of arbitrary 3D objects by computer.
Technical Report IPL- TR-80-111, Rennselear Polytechnic Institute, Oct 1980.

[110] Maegher D.J.
Octree generation analysis and manipulation.
Technical Report IPL- TR-027, Rennselear Polytechnic Institute, April. 1982.

[111] Mallet J.L.
Discrete Smooth Interpolation.
Computer-aided Design, vol 24 n° 4, april 1992, pp 177-191.

[112] Mallet J.L.
Discrete Smooth Interpolation in geometric modeling.
ACM Trans. Graphics, 8, 1989, pp 121-144.

[113] Marentette L.J., Maisel R.H.
Three-Dimensional C.T. Reconstruction in mid-facilal surgery.
Otolaryngol. Head Neck Surgery, 98[1], 1988, pp 48-52.

[114] Marque I.
Segmentation d'images médicales tridimensionnelles basée sur une modélisation continue du volume.
Thèse de Docteur de l'Université, Spéc. Génie Biol. et Med., Grenoble, dec. 1990.

[115] Marsh J.L., Vannier M.W.
The "third" dimension in cranio-facial surgery.
Plast. Reconstruct. Surg., 71: 1983, pp 759-767.

[116] Marsh J.L., Vannier M.W.
Cranial base changes following surgical treatment of craniostenosis.
Cleft Palate J (suppl) 1986; 23: pp 9-18.

[117] Marsh J.L., Vannier M.W., Bresina S., Hemmer K.M.
Applications of computer graphics in cranio-facial surgery.
Clinics in Plastic Surgery July 1986; 13 (3): pp441-448.

[118] Marsh J.L., Vannier M.W.
Three dimensional imaging from CT scans for evaluation of patients with cranio-facial anomalies.
Craniofacial Malformations: Churchill-Livingstone Edinburgh, 1990.

[119] Meril J.R., Preminger G.M., Babayan R., Roy R.T., Merril G.L.
Surgical simulation using reality technology: design, Implementation, and implications.
Surgical Technology International III, Surgical overview, pp 53-60.

[120] Meroueh K.A., Watanabe F., Mentag P.J.,
Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilited with an osteointegrated cylindral implant.
J. Oral Implant., 2:215-238, 1987.

[121] Michel M.C., Veyret D., Pantaloni J., Martin R.
Analyse comparative par éléments finis d'implants odontologiques avec et sans appui cortical.
Chir. Dent. France, 510,83-89, 1990.

[122] Mills P.H., Fuchs H., Pizer S.M.,
High speed interaction of a vibrating-mirror 3D display.
Procceding of SPIE: processing and display of 3D data (2), SPIE 1984, 507, pp 93-101.

[123] Molé C.
Diagnostic morphologique en implantologie orale.
Mém. D.U. Morphologie cranio-cervico-faciale, Nancy, 1990.

[124] Molé C.
Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3D et de reconstruction plastique en implantologie m xillo-mandibulaire.
Mém.de recherche, D.E.A sciences chirurgicales, Nancy, 1992.

[125] Molé C., Gérard H., Marchal A., Bouchet P., Della Malva R., Mallet J.L., Corbel S., Miller N.
Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3D et de reconstruction plastique des structures maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire.
Actualités en Biomatériaux, Vol n°2 1993, Nancy, pp 281-288.

[126] Molé C., Gérard H., Della Malva R. Mallet J.L., Corbel S., Miller N., Penaud J.
Imagerie médicale: exploitation et perspectives. Modélisation 3D et reconstruction plastique stéréolithographique.
Actualités Odonto Stomatologiques, n° 181, mars 1993, pp 127-141.

[127] Molé C., Gérard H., Mallet J.L., Chassagne J.F, Miller N.
Implementing a New Three-Dimensional Treatment Algorithm of Complex Surfaces to Applications in Surgery
International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol 53 N°2, Feb 1995; pp 158-162.

[128] Moss J., Grinrod S., Linney A., Arridge S., James D.
A computer system for the interactive plannig and prediction of maxillo-facial surgery.
Am J. Orthod Dentofac Orthop, 1988; 94: pp 469.

[129] Moss J., Coombes A.M.., Linney A., Campos J.
methods of three-dimensional analysis of patients with assymetry of the face.
Proc Fin Dent Soc 1991; 87 (1): pp 139-149.

[130] Muirhead J.C.
Variable focal lenght mirrors
Revue of scientific Instrumentation, 1961; 32:21, pp 210-211.

[131] Nahmias M., Boralevi S.
Apport de l'imagerie en coupe en implantologie: Dentascan@ et Scanora@.
Act Odont Stom, 1993; 181 (1), pp 91-107.

[132] Pajoni D.
Introduction du manuel d'othodontie française.
L'Orthodontie Française, vol n°64, tome 2, 1993,p p 251-252.

[133] Pasquet G., Cavezian R., Cabanis E., Iba-zizen M.
La tomodensitométrie en odonto-stomatologie, une approche diagnostique nouvelle
Info Dent. , 64 : 16, 1511, 1982.

[134] Peretz L.
L'image en trois dimensions.
Presses du C.N.R.S., CNRS - Plius, 158p, 1992.

[135] Perlmuter R.J., Friedland S.S..
Computer generated holograms in biology and medecine.
IEEE Comput Graphics Appl., 1983;3, pp 47-51.

[136] Phong B.T.
Illumination for computer generated images.
Comm ACM 1975; 18: pp 311-317.

[137] Prewitt J.M.S., Mendelsohn M.L.
The analysis of cell images.
Ann N.Y. Acad Sc 1966; 128: pp 1035-1053.

[138] Reddy D.R., Rubin S.
Representation of three-dimensinal objects
CMU-CS-78-113, Comput. Sci. Dept., Carneige-Mellon University, Pittsburgh, April 1978.

[139] Renouard F.
Reconstitution du squelette à partir du scanner.
Info. Dent., n° 36 du 20 oct. 1988, pp 3501-3511.

[140] Renouard F.
Utilisation du scanner et des maquettes scanlam dans le bilan pré-implantaire.
Journal de Parodontologie, Vol. 10 n° 2, 1991, pp 145- 152.

[141] Robb A., Hefferman P.B., Camp J.J., Hanson D.P.
A workstation for interactive display and quantitative analysis of 3-D and 4-D bomedical images.
Proc. of the 10th annual Symposium of Computer Applications in Medecine Cases IEEE, 1986.

[142] Russier J.J.,Miquel J.L., Lecouffe P.,Chavanaz ,Marchandise.
Un apport de la spectroscopie de résonnance magnétique nucléaire à l'implantologie.
Le Chir. Dent. de France, n° 455 du 12 janv. 1989, pp 45-51.

[143] Saito R., Ochimi T., Hayashi S, Fujimoto M., Maeta M., Ogura Y., Kikuta A.
Visualisation of the human vestibular acqueduct with computer-aided serial section reconstruction system.
Acta Otolaryngol. Suppl. [Stockh], 447, 1988, pp 100-104.

[144] Salvoni U., Cabanis E., De Nicola M., Hemmy D.C.
Apport diagnostique de la reconstruction tridimensionnele en scanner X: coupes et surfaces de l'anatomie encéphalique.
Ann Chir Plast Esth, 1984; 29 (4): pp 339-357.

[145] Scherer M.
Stéréolithographie, la drôle de guerre.
Industrie et Techniques. N° 726-8, mai 1992.

[146] Schmitz H.J., Tolxdorff Th., Honsbrok J., Fritz R.Th., Gross U.
3D-based computer assist manufacturing of individual alloplastic implants for cranial and maxillofacial osteoplasties. In: Lemke Hu, rhodes Ml, Jaffee Cc, Felix R (eds.) Computer assist radiology. Computergestützte Radiologie, CAR'89, Springer Verlag, Berlin, pp 390-395, 1989.

[147] Smalley R.D.
Reducinc stereolithographic part destorsion through isolation of stress
PCT WO 89 / 10255 [2.11.1989].

[148] Stimac G.K., Sundsten J.W., Prothero J.S., and all.
Three-Dimensional contour surfacing of the skull, face, and brain, from CT and MR images, and from anatomic sections.
A.J.R. 151,[4], Oct. 1988, pp 807-810.

[149] Tessier P.
3D en chirugie cranio-faciale.
Le quotidien du médecin, 3543 :11-12, 1985.

[150] Trousset Y.
Visualisation d'objets médicaux tridimensionnels.
Thèse Sup Télécom, Oct 1988.

[151] Tulasne J.F., Ernest C.
Le massif facial vu au scanner. Applications à l'implantologie.
Info. Dent., n° 36 du 20 oct. 1988, pp 3477-3500.

[152] Treil J., Roch P., Cavezian R., Pasquet G.
L'imagerie en coupes en implantologie: tomodensitométrie avec logiciel spécifique.
Actualités Odonto Stomatologiques, N° 181, mars 1993, pp 73-89.

[153] Treil J., Escude B., Casteigt J., Jeager M., Cavezian R., Pasquet G.
La charpente maxillo-mandibulaire. Nouvelle approche en cranio-faciométrique tridimensionnelle.
Actualités Odonto Stomatologiques, N° 188, déc. 1994, pp 627-638.

[154] Udupa J.K.
Display of 3D information in discrete 3D scenes produced by computerized tomography.
Proceeding of IEEE; 71, 1983, pp 420-431.

[155] Udupa J.K.
Simulation of surgical procedures using computer graphics.
7th annual con Comp Graph. Anaheim Californie, 1986; vol 3.

[156] Udupa J.K., Herman G.T.
Computerized surgical planning: current capabilities and medical needs.
Soc Photoopt Instr Eng Proc, 1986; 626: pp 474.

[157] Udupa J.K.
3D Imaging in Medecine.
Boca-Raton: CRC Press, 1991.

[158] Valentin I., Taïeb A., Benhaïm L., Francquin J.C., Houri A.
Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation plane par les éléments finis.
Les Cah. de Proth., n° 72, dec. 1990, pp143-153.

[159] Vannnier M.W., Marsh J.L., Warren J.O.
Three Dimensional CT reconstruction images for cranio-facial surgical plannig and evaluation.
Radiology, 150: 1984, pp 174-184.

[160] Vannier M.W., Marsh J.L., Warren J.O., Barbier J.
Three dimensional computer aided design of cranio-facial surgical procedures.
Diag. Imaging, 5: 1983, pp 36-43.

[161] Velut S.
Reconstruction tridimensionnelle de l'ostéologie du crâne par synthèse d'images
Th. de Doct. Med., Université François Rabelais, Tours 1986.

[162] Wehmöller M., Eufinger H., Kruse D., Massberg W..
CAD by processing of computedtomography data and CAM of individually designed prosthes.
Int. J. Oral and Maxillof. Surg., 1995; 24: pp 90-97.

[163] West M.J., Skytte J.
Anatomical modeling with computer-aided-design.
Comput. Biomed. Res., 19, 1986, pp 535-542.

[164] Witte O.
Application de la stéréolithographie à la réalisation d'un prototype en fonderie.
Actualités techniques- Fonderie- Fondeur d'Aujourd'hui 109, Nov. 1991.

[165] Zinreich S.J., Mattox D.E., Kenedy D.W., and all.
3-D CT for cranial facial and laryngeal surgery.
Laryngoscope, 98 (11), Nov 1988 pp 1212,1219.

[166] Zissi Sophia
Microstéréphotolithographie.
Thèse INPL, Nancy, 1995.

# ANNEXES

UNIVERSITE DE NANCY BIBLIOTHEQUE

**Annexe 1:**
**Publications, Communications, Posters, Prix en rapport avec le sujet de recherche**

# I) Publications

1) Molé C., Gérard H., Marchal A., Bouchet P., Della Malva R., Mallet J.L., Corbel S., Miller N.
Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3D et reconstruction plastique des structures maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire.

Actualités en Biomatériaux, Vol n°2 1993, Nancy, pp 281-288.

2) Molé C., Gérard H., Della Malva R. Mallet J.L., Corbel S., Miller N., Penaud J.
Imagerie médicale: exploitation et perspectives. Modélisation 3D et reconstruction plastique stéréolithographique.

Actualités Odonto Stomatologiques, n° 181, mars 1993, pp 127-141.

3) Molé C., Gérard H., Mallet J.L., Chassagne J.F, Miller N.
Implementing a New Three-Dimensional Treatment Algorithm of Complex Surfaces to Applications in Surgery.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol 53 N°2, Feb 1995; pp 158-162.

4) Molé C., Corbel S., Gérard H., André J.C., Chassagne J.F, Mallet J.F., Miller N.
3D Reconstruction by Laser stereophotolithography. Applications in biomedical and surgical fields.

International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery,
Submitt for publication, Sept 95.

5) Molé C. Miller N.
Abstract
"3D reconstruction by Laser stereophotolithography. Applications in biomedical and surgical fields"
Journal of Dental Research, March 1995. Volume 74. Number 3

# Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3-D et reconstruction plastique des structures maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire.

MOLE C. *, GERARD H. **, MARCHAL A. **, BOUCHET P. ***, DELLA MALVA R. ***, MALLET J.L. ***, CORBEL S. ****, MILLER N.

## introduction

Le but de cette recherche est de pouvoir obtenir à partir de moyens d'imagerie médicale standard, une reconstruction plastique des structures anatomiques osseuses, telle que l'on puisse s'en servir pour des protocoles cliniques et chirurgicaux en implantologie dentaire.

La mise à disposition de ces maquettes va fournir au chirurgien un outil diagnostique et logistique particulièrement appréciable, notamment pour l'abord des cas complexes.

## matériel et méthodes

### Point de départ

Notre modèle pour ce travail expérimental est constitué par une pièce osseuse sèche : une mandibule humaine édentée.

### Imagerie

A partir de bilans en imagerie médicale, et ici en tomodensitométrie pour les structures osseuses, un tracé des contours des éléments à reconstruire est réalisé puis discrètisé à l'aide d'un scanner informatique. Un premier programme de digitalisation, mis au point par P. BOUCHET, permet ainsi de transformer un contour par tracé, en un élément digitalisé (Figure 1).

* Laboratoire de recherches parodontales, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy
** Laboratoire d'embryogénèse et de biologie de développement, Faculté de Médecine de Nancy
*** CRIN., Ecole Nationale Supérieure de Géologie (Nancy), - Pr J.L. Mallet
**** GRAPP, (CNRS -URA 328), Ecole Nationale de l'industrie chimique de Nancy, - Pr. J.C. André

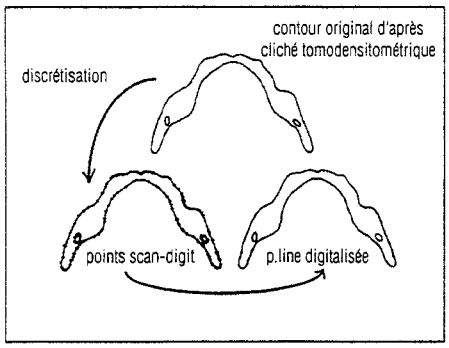



Figure 1 : digitalisation - Scan Digit.

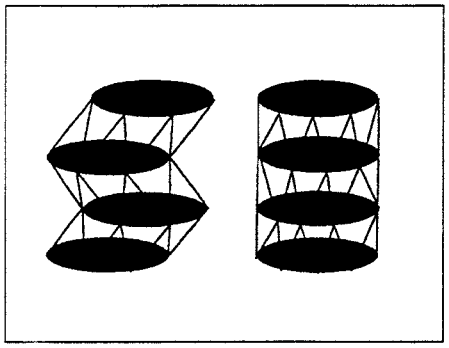


Figure 2 : effet de l'algorithme de lissage tridimentionnel D.S.I.

**C.A.O.**

La compilation des données digitales sur du matériel informatique de haute technologie conduit à la modélisation tridimensionnelle, et à la réalisation d'un objet virtuel, appréhendable par des moyens mathématiques et informatiques. Un programme de lissage tridimensionnel: D.S.I. (Discrète Smooth Interpolation), mis au point par J.L.MALLET et une équipe du C.R.I.N., permet de pallier les artéfacts de reconstruction, et donne au résultat final un aspect lissé beaucoup plus représentatif des surfaces anatomiques (Figure 2). L'objet virtuel peut alors être manipulé sur écran, de façon très conviviale, avec une souris, et grâce à un arsenal d'outils de C.A.O. (Conception assistée par Ordinateur) propres au logiciel "gOcad" , ce qui permet une exploitation numérique et analogique très large de l'image.

**C.F.A.O.**

C'est ensuite par un procédé de C.F.A.O. (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur), utilisant un principe de stéréophotolithographie laser, qu'une machine-outil sophistiquée va permettre de confectionner une maquette solide, c'est à dire une reconstruction tridimensionnelle plastique, véritable reflet de la pièce osseuse analysée à l'origine.

Un ordinateur lisant et interprétant la modélisation 3-D va piloter le passage d'un faisceau laser à l'argon, émis dans les fréquences ultra-violettes, au sein d'un bac photoréacteur contenant une résine liquide munie d'un photoarmorceur, et va polymériser celle-ci *in situ*, et peu à peu former un modèle solide tridimensionnel, au sein du milieu liquide.

Ce procédé original de prototypage rapide, développé par J.C. ANDRE et une équipe de l'ENSIC apporte l'immense avantage, par rapport à toutes les techniques de reconstruction 3-D décrites et utilisées jusqu'alors, de pouvoir obtenir une reconstruction intégrale de toutes les éléments modélisés, internes comme externes (Figure 3).

A la fin de la reconstruction, la polymérisation de la résine est incomplète. La maquette est rincée pour éliminer la résine non polymérisée par le laser, puis placée quelques heures dans une enceinte exposée à un rayonnement ultra-violet, afin de terminer sa polymérisation et de lui donner une structure plus rigide.

## résultats

### imagerie et modélisation 3-D

Des techniques de visualisation 3-D très performantes existent déjà depuis une quinzaine d'années. Elles sont obtenues et développées de façon plus automatisée, car fondées sur des empilements de voxels.

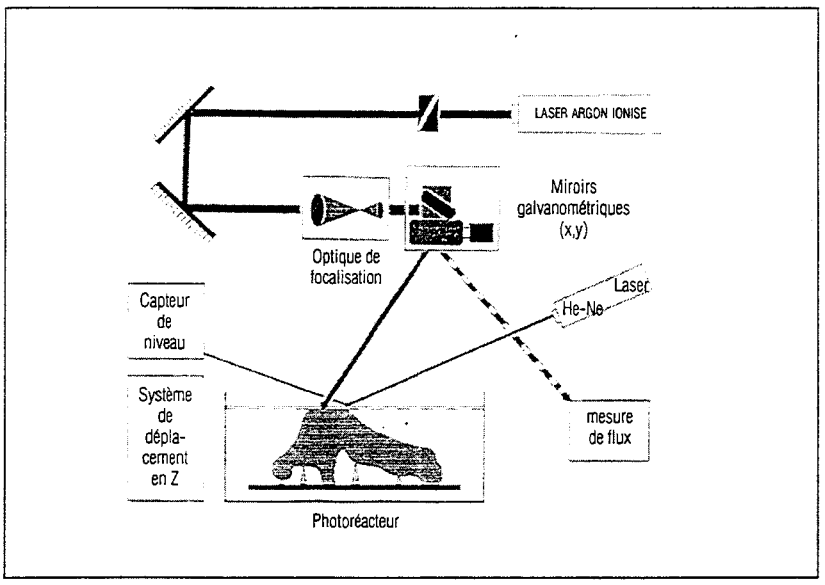



Figure 3 : stéréophotolithographie Laser

La méthode choisie reste en l'état actuel plus longue et moins automatisée puisque faisant appel à une reconstruction à partir de contours. Son inconvénient essentiel est pour le moment le manque d'automatisation, mais la modélisation de départ est un préalable indispensable à l'étape de reconstruction plastique, et de plus, elle offre de nombreux avantages.

La reconstruction est surfacique, et l'étape de segmentation des clichés 2-D du scannogramme permet de choisir dès le départ quels seront les éléments, internes ou externes, qui seront représentés sur la visualisation 3-D.
Nous avons choisi pour notre mandibule disséquée de reconstruire la corticale externe, et les canaux mandibulaires, sièges d'un passage vasculo-nerveux intra-osseux de première importance clinique et chirurgicale.

L'utilisation des outils de C.A.O., permet une exploitation très large de l'image 3-D, grâce notamment :

- à l'orientation multi-axiale de l'objet,
- au zoom,
- au maillage, pour visualiser la répartition et l'homogénéité de la triangulation,

- aux mesures possibles entre deux points, de façon très précise en 3-D,
- à la colorisation des surfaces,
- à la transparence, pour accéder aux éléments internes,
- aux ciseaux, pour le découpage sectoriel des surfaces,
- au "front ou back-space", qui permet de masquer certaines parties de l'objet,
- à la cage, dans laquelle l'intersection de l'objet avec un plan d'une orientation déterminée par l'opérateur, permet d'obtenir des reconstructions multiplanaires 2-D, ou mélangées 2-D et 3-D.
- à la reconstruction par tranches,
- à la vision stéréoscopique directe des images, qui donne toute sa valeur à la visualisation 3-D

Enfin, nous avons bien sûr accès à l'information numérique dans des fichiers informatiques, données grâce auxquelles la confection des maquettes est possible.

**Reconstruction Plastique : Les modèles stéréolithographiques**

L'intérêt de cette technologie de C.F.A.O. est de pouvoir obtenir une reconstruction intégrale d'un objet modélisé par C.A.O..

La maquette plastique 3-D est conforme en tout point à la représentation du modèle virtuel modélisé. Tous les éléments du modèle, externes comme internes, peuvent être exploités et reconstruits par stéréolithographie laser, ce qui est impossible à obtenir avec tout procédé classique de modelage par fraisage. De plus l'aspect final lissé de la maquette, n'est que la conséquence du lissage préalable (D.S.I.), propre au logiciel de C.A.O. (gOcad). La transparence de la résine, laisse entrevoir les éléments internes.

Il est intéressant de comparer les similitudes des clichés représentant la pièce osseuse disséquée de départ, l'objet virtuel modélisé et la maquette plastique 3-D terminale reconstruite.
Une fenestration volontaire d'une maquette a été réalisée par découpage, comme si cliniquement était pratiquée l'exérèse d'un fragment de corticale mandibulaire au niveau des branches horizontales, face externe, coté gauche, et en arrière du foramen mentonnier.
Il est alors nettement visible, après retrait de la pièce corticale, que le canal mandibulaire a été parfaitement reconstruit, et sur tout son trajet.

Une analyse métrologique des pièces de départ et terminales replace les résultats dans un contexte quantitatif, et montre une distorsion en tout point inférieure à 3,21%.

## conclusion

**Applications cliniques - Perspectives**

Les intérêts cliniques et chirurgicaux de l'imagerie tridimensionnelle et de la réalisation de maquettes plastiques sont nombreux, et font l'objet d'une

284

compétition internationale dans laquelle se sont engagées plusieurs équipes de par le monde (France, U.S.A., Allemagne, Japon ...)

**L'aspect modélisation-imagerie 3-D**, trouve son application naturellement dans l'apport diagnostique (les malformations, les traumatismes, la pathologie tumorale...)
La segmentation à l'origine des images médicales 2-D nous permet de travailler aussi bien à partir de bilans réalisés par tomo-densitométrie (T.D.M.), que par imagerie par résonance magnétique (I.R.M.) par exemple.
Il est ainsi concevable de pouvoir obtenir des modélisations 3-D de pièces osseuses, comme d'organes formés de tissus mous.
L'application développée par H. GERARD, s'attache à la modélisation-reconstruction de tissus mous embryologiques, à partir de coupes histologiques ou échographiques.
Avec la création d'implants, ou de matériels juxta- ou intra-osseux (ostéo-synthèse) modélisés, c'est l'aspect simulation pré-chirurgicale qui peut être développé.

**L'aspect conception-fabrication de maquettes 3-D plastiques,** trouve son application dans l'apport logistique.
La mise à disposition de ces maquettes avant une intervention chirurgicale, va permettre au chirurgien d'optimiser son geste opératoire, et ainsi garantir un meilleur pronostic. Mais également elle peut, le cas échéant, permettre de prouver ou d'interdire la possibilité de placer un artifice particulier (par exemple, un type d'implant endo-osseux).

Nous nous sommes concentrés sur la réalisation de maquettes mandibulaires, mais bien d'autres maquettes peuvent être confectionnées, soit de pièces osseuses pour :

- la chirurgie implantaire,
- la chirurgie maxillo-faciale,
- la chirurgie orthopédique,

soit d'organes de tissus mous, pour :

- la chirurgie maxillo-faciale (ménisques des A.T.M., remplissage pour les pertes de substance...)
- la chirurgie orthopédique (ménisques et cartilages articulaires...)
- la chirurgie abdominale ou vasculaire (conception de prothèses adaptées...).
- la chirurgie endovasculaire intracranienne

Toutes ces applications au domaine biologique et médical ne pourront être pleinement développée dans l'avenir, que par l'accès à de meilleures performances, notamment dans les domaines de la fiabilité et de la rapidité d'exécution, dans la diminution des coûts d'investissement et de

production, mais également dans le développement et/ou l'adaptation d'outils adaptés (Projet MEDICAD).

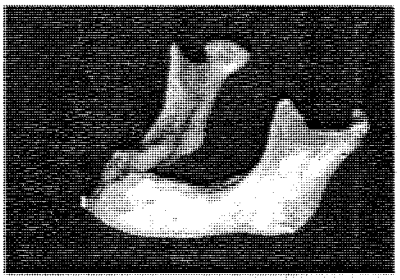


Figure 4 : mandibule humaine disséquée.

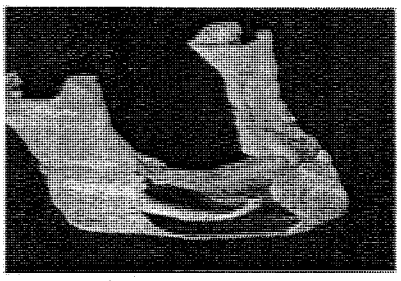


Figure 5 :objet virtuel 3-D modélisé.

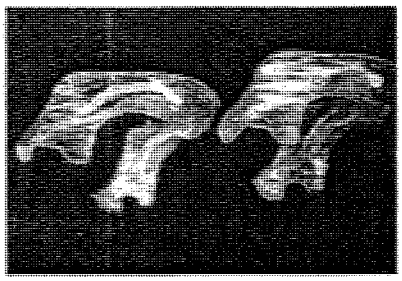


Figure 6 : maquette plastique 3-D.

286

## BIBLIOGRAPHIE

1) ANDRÉ J.C., CORBEL S., CABRERA M., NONNENMACHER F., SCHAEFFER P. Stéréo fig. lithographie LASER. Annales de Physique, Colloque n°2, Suppl. 2, 16, Avril 1991.

2) ANDRÉ J.C., LE MEHAUTE A., WITTE O. Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle — French Patent 84 11 241 (16.07.1984).

3) ARENSON R.A., FRIEDENBERG R.M.— *Computer Applications to assist Radiology* — Publised by Symposia Foundation, 1990.

4) BAUMANN J.U., HERRON R.E. *From computer tomography to organ models.* Proceeding /SPIE Vol 1030 Biostereimetrics '88 - Fifth International Meeting, 1988.

5) BETTEGA G., *Céphalométrie foetale tridimensionnele.* Application à l'imagerie 3-D de la croissance cranio-faciale. Mém. de D.E.A. G.B.M., Grenoble 1990.

6) BOISSONAT J.D., Representing 2-D and 3-D shapes with the Delauney Triangulation. Proceeding of IEEE, ICASSP, pp 745-748, 1984.

7) BOISSONAT J.D., Shape reconstruction from planar cross sections. Comput. Vis. Graph Image proc, 132, pp 240-259, 1988.

8) BRANEMARK P.I. , Zarb G.A., Albrektson T., *Prothèses ostéointégrées. L'ostéointégration en pratique clinique.* Traduction Française : J. Buni, F. Renouard, Ed. , Paris, p 352.

9) BUTHIAU D., BERT M., KIEPFERLE J.C., MICHAUX J.C., *Apport de la tomodensitométrie à l'implantologie orale.* Info. Dent., 1989, 11, 805-813.

10) CINQUIN P., *Un modèle pour la représentation d'images médicales 3-D.* — Proceeding Euromédecine 86, Sauramps Medical, Montpellier, pp 57-61, 1986.

11) CINQUIN P., *Application des fonctions splines au traitement d'images numériques.* Thèse de Docteur es Sciences Mathématiques, Sept 1987.

12) CINQUIN P., GORET C. *Une nouvelle technique de modélisation continue d'images tridimensionnelles.* Proceedings Cognitiva-Image Electronique CESTA, Paris, pp 63-68, 1987.

13) CINQUIN P., *Morphoscopie et modélisation d'images médicales.* In : Actes Congrès AFCET RFIA 87 Antibes, AFCET Paris, pp 439-450, 1987.

14) CINQUIN P., SAGET J.C., PLASSE G., ANTOINE P., *Chirurgie plastique et maxillo-faciale assistée par Ordinateur.* Proceedings A.I. Biomed 86 CRIM, Montpellier, pp 95-99, 1986.

15) GÉRARD H.M., *Automated 3-D Reconstruction of the Human Embryon Heart* ; Hospimédica, 1991, 11, 2, 24-28.

16) GÉRARD H.M. *Two worlds : Baby Nature en 3-D.* Tech Images, n° 16/17, Juillet/aout 1991.

17) GÉRARD H.M. *A new method computer aided 3-D reconstruction of the human embryo from serial, non consecutive, histologic sections.* Acta Stereol., 1992, 11, Suppl 1, 187-192.

18) HUIJSMAN D.P., LAMERS W.H., LOS J.A., STRACKEE J. Toward computerized morphometric facilities : a review of 58 software packages for computer-aided-Three-Dimensional reconstruction, quantification and picture

generation, from parallel serial sections. — Anat Rec. , 1986, 216, 449-470.
19) LAVALÉE S., CINQUIN PH. *Computer assisted medical interventions — 3D Imaging in Medecine* — NATO ASI Series, Vol. F60, 12p, 1988.
20) LOZANOFF S., DIEWERT V.M., SINCLAIR B., WANG K.Y., *Surface modeling of craniofacial form in human embryos with a limited graphics terminal.* J. Craniofac. Genet. Dev. Biol ., 1988, 8, 101-109.
21) LOZANOFF S., *A comparaison between two finite element modelling methods for measuring change of craniofacial form.*
22) LOZANOFF S., DEPUTCH J.J. *Implementing Boissonat's method for generated Surface Models of craniofacial cartilages.* — Anat. Rec., 1991, 229, 556-564.
23) MARSH J.L., VANNIER J.L. — *The "third" dimension in cranio-facial surgery.* Plast. Reconstruct. Surg.,1983, 71, 759-767.
24) MALLET J.L. *Discrete Smooth Interpolation.* ACM Trans. Graphics, 1989, 8, 121-144.
25) MOLÉ C. — *Diagnostic morphologique en implantologie orale.* — Mém. D.U. Morphologie cranio-cervico-faciale, Nancy, 1990.
26) MOLÉ C. *Implémentation de nouvelles technologies de modélisation et de reconstruction 3-D en implantologie maxillo-mandibulaire.* Mém. D.E.A. Sciences chirurgicales en Biomécanique et Biomatériaux, Paris, 1992.
27) PASQUET G., CAVEZIAN R., CABANIS E., IBA-ZIZEN M. *La tomodensitométrie en odonto-stoamtologie, une approche diagnostique nouvelle.* Info Dent., 1982, 64, 16, 1511.
28) REDDY DR., RUBIN S. *Representation of three-dimensinal objects,* CMU-CS-78-113, Comput. Sci. Dept., Carneige-Mellon University, Pittsburgh, April 1978.
29) RENOUARD F. *Reconstitution du squelette à partir du scanner.* Info. Dent.,1988, 36, 3501-3511.
30) RENOUARD F. *Utilisation du scanner et des maquettes scanlam dans le bilan pré-implantaire.* Journal de Parodontologie, 1991, 10, 2, 145- 152.
31) TULASNE J.F., ERNEST C. *Le massif facial vu au scanner.* Applications à l'implantologie. — Info. Dent., 1988, 36, 3477-3500.
32) VANNIER M.W., MARSH J.L., WARREN J.O. *Three Dimensional CT reconstruction images for cranio-facial surgical plannig and evaluation.* Radiology, 1984, 150 , 174-184.
33) VANNIER M.W., MARSH J.L., WARREN J.O., BARBIER J. *Three dimensional computer aided design of cranio-facial surgical procedures.* Diag. Imaging, 1983, 5, 36-43.
34) WEST M.J., SKYTTE J. *Anatomical modeling with computer-aided-design.* Comput. Biomed. Res., 1986, 19, 535-542.
35) WITTE O. *Application de la stéréolithographie à la réalisation d'un prototype en fonderie.* Actualités techniques- Fonderie- Fondeur d'Aujourd'hui 109, Nov. 1991.

288

# Imagerie médicale exploitations et perspectives modélisation 3-D et reconstruction plastique stéréolithographique

**Christian MOLÉ**
Assistant du Département de Parodontologie/Nancy

**Hubert GERARD**
Professeur des Universités

**Pierre BOUCHET**
Maître de Conférences des Universités

**Robert DELLA MALVA**
Ingénieur

**Serge CORBEL**
Chargé de Recherche C.N.R.S.

**Neal MILLER**
Maître de Conférences des Universités

**Jacques PENAUD**
Maître de Conférences des Universités

***résumé***

*L'objectif de notre travail est de pouvoir obtenir une reconstruction tridimensionnelle des pièces osseuses, telle que l'on puisse s'en servir pour des protocoles cliniques ou chirurgicaux.*
*La méthodologie fait appel à la collaboration de plusieurs équipes de travail, dans des laboratoires différents. Les supports de départ sont des bilans scannographiques. Les contours des corticales sont retracés manuellement, puis digitalisés à l'aide d'un premier logiciel informatique. La compilation de ces données digitales sur un second matériel informatique de C.A.O., nous amène à la modélisation 3-D des pièces osseuses en un modèle virtuel mathématique. Ce modèle peut ensuite être ré-introduit sur un troisième support informatique qui pilote une machine de C.F.A.O., guidant un procédé de stéréolithographie : le passage piloté d'un faisceau laser dans un bain de résine liquide polymérise celle-ci dans la masse, et forme ainsi un modèle solide en trois dimensions.*
*Les résultats attendus de cette recherche sont de pouvoir utiliser tant l'imagerie 3-D obtenue que le modèle solide, à des fins cliniques et chirurgicales, jusqu'à confectionner un set-up chirurgico-prothétique propre à chaque cas, garantissant la sécurité du diagnostic morphologique, du geste opératoire et du pronostic.*

***mots clés***

modélisation 3-D
reconstruction 3-D
stéréolithographie

*Actualités Odonto-Stomatologiques n° 181, mars 1993*

127

L'implantologie a, depuis les premières publications de BRÅNEMARK (1979-1985)[8], propulsé l'odontologie vers le monde de l'imagerie médicale[9]. Parallèlement, des techniques d'investigations du corps humain n'ont cessé de se créer et se développer.

Récemment, un programme de recherche mené par l'École Nationale Supérieure de Géologie, sous la direction du Pr MALLET, a apporté des solutions dans le domaine des reconstructions d'objets géologiques 3-D. Or, il existe des similitudes notables entre la reconstruction d'objets médicaux et géologiques.

Expérimentées tout d'abord dans le domaine biomédical grâce aux travaux du Pr GÉRARD[15,16,17], pour des reconstructions embryologiques à partir de données histologiques, ces nouvelles technologies ont apporté des progrès considérables dans la perception 3-D des structures complexes.

Le volume osseux disponible d'un patient peut être rendu par :
- des clichés radiologiques : ce sont les reconstitutions en trois dimensions « planes » (3D) ;
- des maquettes (Solid Model des anglo-saxons) : ce sont des reconstitutions en 3-D « volumétriques ».

Deux types de maquettes peuvent être alors envisagés :
- les reconstitutions en volume par superpositions de lames, développées par les travaux de RENOUARD[28,29] ;
- les reconstitutions en volume dans la masse, obtenues par des technologies conventionnelles de conception-fabrication assistée par ordinateur (CFAO), avec des procédés de modelage (sculpture, fraisage...). Ce sont les travaux de BAUMANN, en 1988[4], et de ARENSON et FRIEDENBERG, en 1990[3].

Mais ces techniques ne permettent pas la reconstruction d'éléments internes, ou de topographies très contournées en concavités. Nous nous sommes donc proposé, de porter nos travaux sur les faiblesses des derniers points cités, en « implémentant » deux technologies de secteurs non médicaux, en nos préoccupations spécifiques :
- CAO : conception assistée par ordinateur, pour établir la **modélisation 3-D** mathématique et informatique de nos supports de départ.
- CFAO : conception-fabrication assistée par ordinateur, par un procédé de stéréolithographie laser, que nous avons couplé à notre CAO, en vue d'une **reconstruction 3-D** intégrale des structures modélisées.

# matériel et méthode

## LE MATÉRIEL

Nous utilisons successivement trois types de matériels :
- *matériel d'imagerie médicale,* pour l'acquisition des données. Dans le cas de reconstructions osseuses, le scanner médical nous fournit la meilleure source de données. Nous avons utilisé deux types de scanners classés actuellement comme très performants pour nos protocoles : un scanner médical **Siemens SOMATOM H.Q.,** un scanner médical **General Electric CT 9800 QUICK ;**

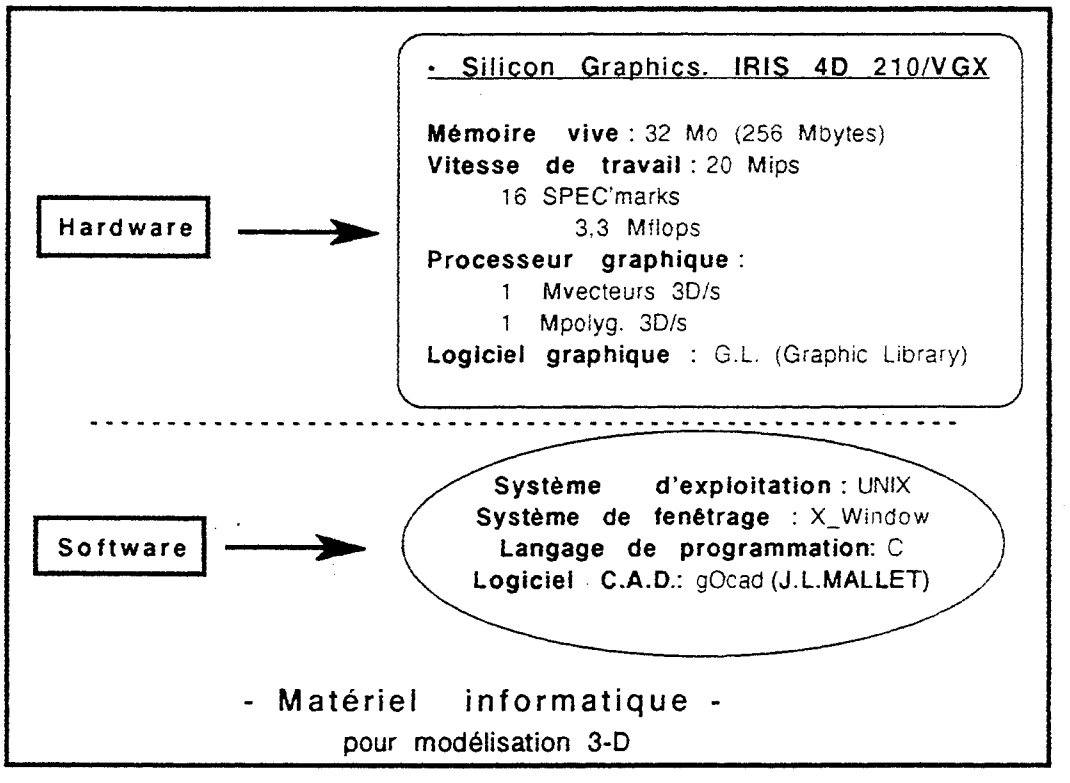



Fig. 1.

- *matériels informatiques:* un ordinateur conventionnel type Mac'Intosh adjoint d'un scanner informatique pour la digitalisation, une station de travail Silicon Graphic dotée de hautes performances pour la modélisation 3-D (fig. 1) ;
- *matériels robotiques* de fabrication de maquettes par stéréolithographie laser. Il s'agit d'une machine-outil sophistiquée du domaine des hautes technologies, utilisée pour les procédés industriels de prototypage rapide.

## LA MÉTHODE

Le travail est conduit selon une succession de phases et d'étapes, et défini selon le tableau suivant :

### Acquisition des données

- *Dissection d'une pièce anatomique*
  Notre modèle de départ est ici constitué par une mandibule édentée humaine, disséquée, afin de pouvoir effectuer un contrôle des distorsions à la réalisation, par une analyse métrologique.
- *Scanner médical*
  Le bilan tomodensitométrique de la pièce est réalisé et fournit 54 coupes axiales millimétriques jointives.
- *Segmentation des images médicales*
  Tracé des contours de tous les éléments à reconstruire : la corticale externe et les canaux mandibulaires.

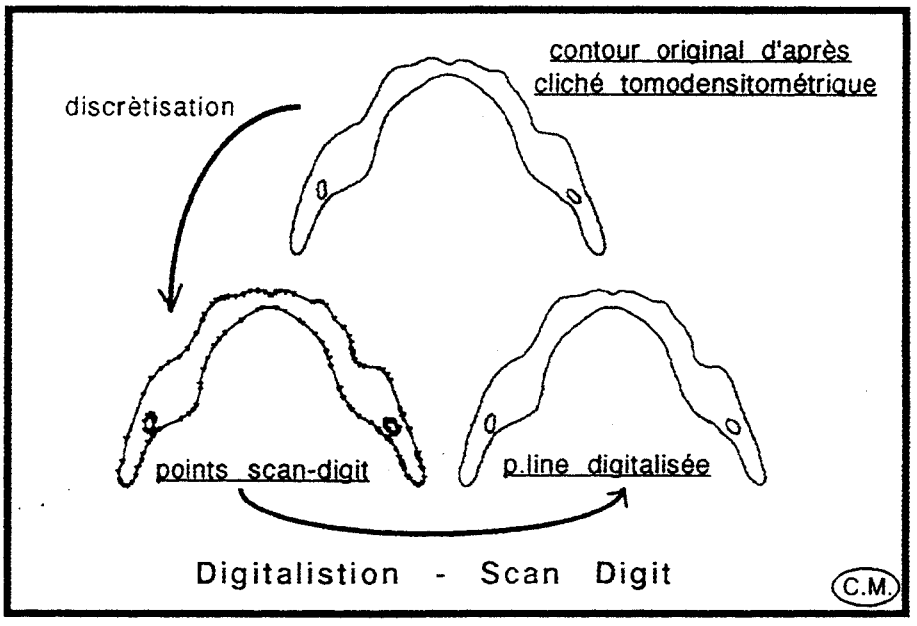



Fig. 2.

- *Digitalisation des tracés* (fig. **2**). Avec un scanner informatique adjoint à un micro-ordinateur conventionnel, P. BOUCHET a pu mettre au point, à notre demande, un programme de digitalisation de contours, qui permet de transformer des structures continues en structures discontinues (discrètes), afin de rendre chaque tracé mathématiquement et informatiquement appréhendable.

## Modélisation CAO

- *Compilation des données digitales*
  L'ensemble des fichiers obtenus par la digitalisation est compilé en mémoire de la Silicon Graphic.

- *Reconstruction-modélisation 3-D*
  Le programme gOcad génère une interpolation entre les différents contours, par un procédé de triangulation[6,7].

- *Lissage 3-D*
  Le sous programme de gOcad, DSI (discrete smooth interpolation), établi par MALLET[24], permet de pallier les différents artéfacts de reconstruction, et donne à la reconstruction finale un aspect lissé, beaucoup plus proche des réalités anatomiques.

- *Application des outils et algorythmes de CAO*
  Plusieurs exploitations des images de synthèse obtenues sont possibles, nous verrons lors de l'analyse des résultats des exemples de manipulation de l'objet virtuel modélisé.

- *Recueil des données*
  Les données sont enfin recueillies sur bande magnétique, afin d'être réintroduites sur le matériel support de CFAO (fig. **3**).

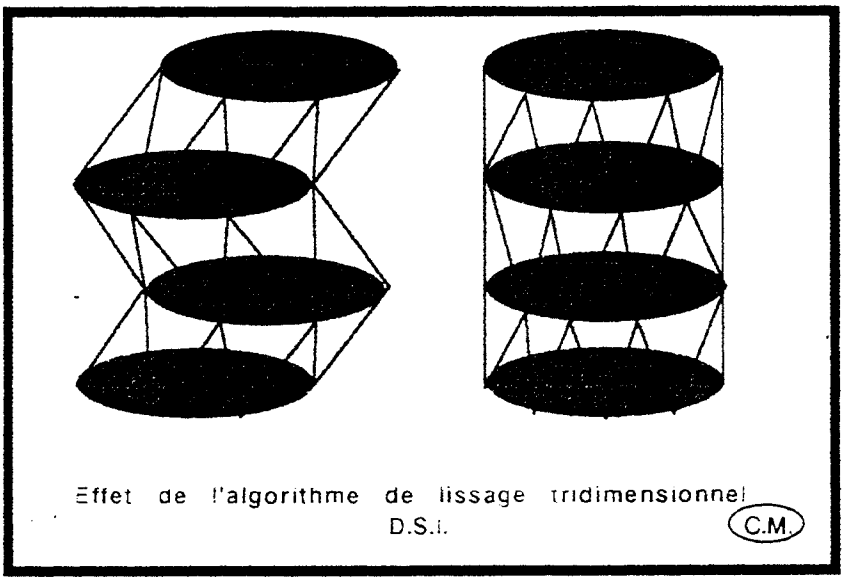



Fig. 3.

## C.F.A.O., reconstruction plastique

- *Conversion-adaptation des données de CAO*
  Les données brutes sont inexploitables d'emblée, et nécessitent un remaniement dans leur présentation pour être gérées par les programmes à venir.

- *Visualisation de la maquette 3-D sur console*
  Sur ordinateur, la pièce est visualisée pour contrôle.

- *Réalisation d'une grille de support avec piliers de soutien*
  Un programme spécifiquement adapté permet l'orientation de la pièce selon la position de son centre de gravité, et élabore une grille de support munie de piliers de soutien, afin que les parties normalement non soutenues soient stabilisées, lors de l'élaboration de la maquette.

- *Configuration du programme pilote*
  L'ordinateur couplé aux organes de contrôle du ban de stéréolithographie nécessite un paramétrage de départ.

- *Stéréolithogtraphie et maquette 3-D* (fig. 4)
  Il s'agit du passage piloté d'un faisceau laser émettant dans les longueurs d'ondes UV, qui va polymériser la résine au sein d'un bac photoréacteur, garni d'une résine acrylique et d'un photo-amorceur.
  Le réacteur de photopolymérisation est construit dans une cuve de monomère liquide, dont le niveau est maintenu constant. L'objet à réaliser est construit par tranches successives à partir de celle du bas lorsque le plateau support se trouve à la surface du liquide. Ce plateau va ensuite s'enfoncer par pas successifs après polymérisation de chacune des couches. Travaux de ANDRÉ, CORBEL et coll.[1,2], WITTE[34].
  Le faisceau laser est réfléchi horizontalement en X,Y sur la surface du monomère à l'aide de deux miroirs galvanométriques commandés par le processeur de contrôle. Il peut ainsi durcir avec précision l'en-

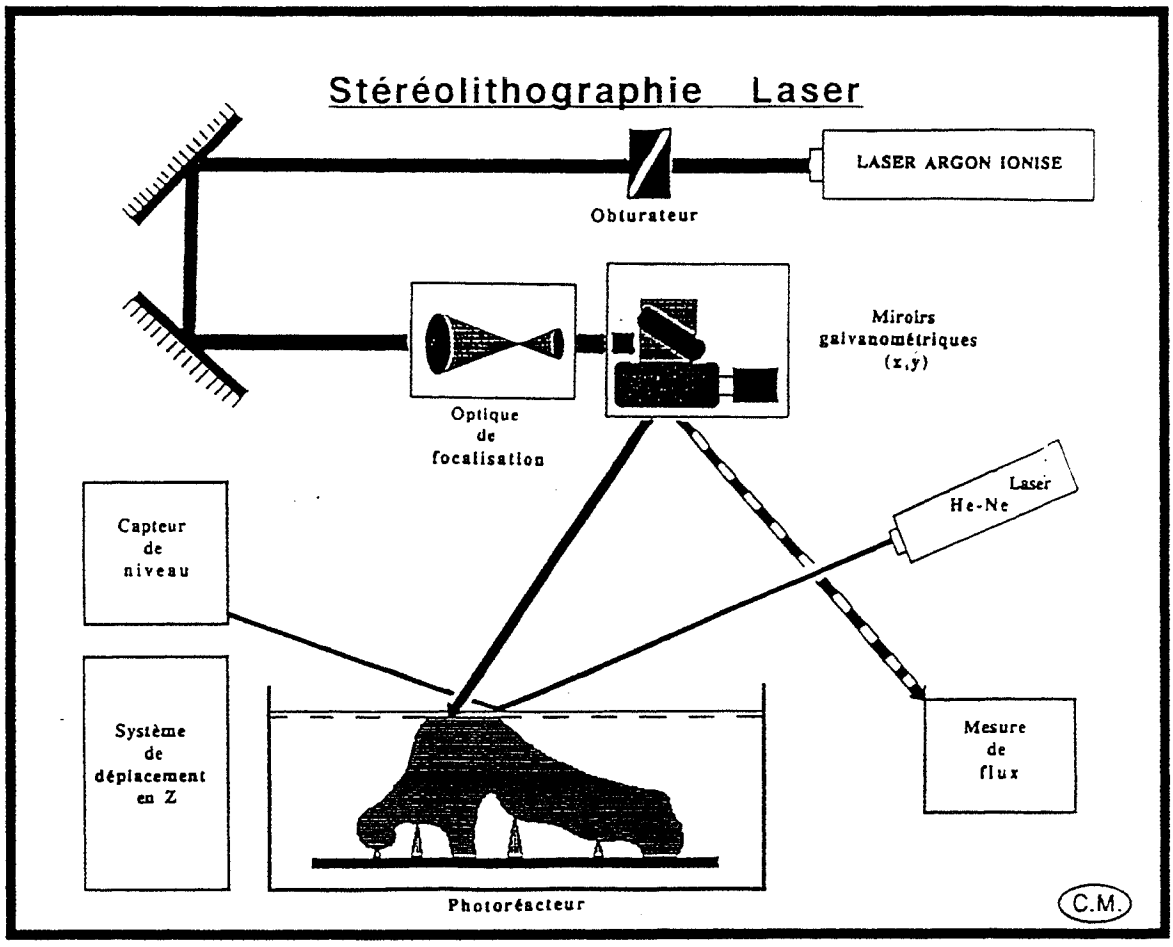



Fig. 4.

semble de la tranche en cours selon un algorithme de balayage étudié pour minimiser les distorsions liées à la contraction de la résine pendant la polymérisation.

L'absorption d'une quantité suffisante de photons par unité de volume entraîne la création d'espèces instables qui permettent la polymérisation des monomères liquides en un polymère solide, en général réticulé, insoluble dans le monomère.
Lorsque le balayage laser a été effectué sur la première tranche, le plateau support s'enfonce verticalement, recouvrant ainsi la zone durcie d'une épaisseur de monomère liquide, dont la valeur dépend de la précision verticale que l'on souhaite atteindre. Alors peut commencer le balayage laser pour la tranche suivante.

- *Rinçage, séchage, finitions de la maquette*
A la fin de la reconstruction, la polymérisation de la résine est incomplète. La maquette est désolidarisée de sa grille et des piliers de support. Elle est rincée pour éliminer la résine non polymérisée par le laser, puis placée quelques heures dans une enceinte exposée à un rayonnement ultra-violet, afin de terminer sa polymérisation et de lui donner une structure plus rigide.

# résultats

## IMAGERIE 3-D

Des techniques de visualisation 3-D très performantes existent déjà depuis une quinzaine d'années. Elles sont obtenues et développées de façon plus automatisée, car fondées sur des empilements de voxels[9,18-23,26,30-32].

La méthode choisie pour ce travail reste en l'état actuel plus longue et moins automatisée puisque faisant appel à une reconstruction à partir de contours. Le procédé de modélisation 3-D employé ne doit pas être compris comme un système concurrentiel aux technologies d'imagerie existantes, mais comme l'étape préliminaire indispensable à celle de reconstruction plastique.

## MODÉLISATION 3-D

Si l'inconvénient essentiel de cette méthode est pour le moment le manque d'automatisation, la modélisation terminale de l'objet de départ offre de nombreux avantages. La reconstruction est surfacique, et l'étape de segmentation des clichés 2-D du scannogramme permet de choisir dès le départ quels seront les éléments, internes ou externes, qui seront représentés sur la visualisation 3-D. Nous avons choisi pour notre mandibule disséquée de reconstruire la corticale externe, et les canaux mandibulaires, sièges d'un passage vasculo-nerveux intra-osseux de première importance clinique et chirurgicale. Une fois le modèle reconstruit et lissé, toutes les manipulations de l'image sont interactives et instantanées (quelques milli-secondes, sur Silicon Graphiq). Toutes les opérations sont pilotables très simplement avec la souris, ou d'une façon très conviviale par le système de fenêtrage propre au logiciel gOcad.

L'utilisation des outils de CAO, permet une exploitation très large de l'image 3-D, grâce notamment :
- à l'orientation multi-axiale de l'objet,
- au zoom,
- au maillage, pour visualiser la répartition et l'homogénéité de la triangulation (fig. **5** et **6**),
- aux mesures possibles entre deux points, de façon très précise en 3-D,
- à la colorisation des surfaces (fig. **7**),
- à la transparence, pour accéder aux éléments internes (fig. **8**),
- aux ciseaux, pour le découpage sectoriel des surfaces (fig. **9**),
- au « front- ou back-space », qui permet de masquer certaines parties de l'objet (fig. **10**),
- à la cage, dans laquelle l'intersection de l'objet avec un plan d'une orientation déterminée par l'opérateur, permet d'obtenir des reconstructions multiplanaires 2-D, ou mélangées 2-D et 3-D (fig. **11** et **12**),
- à la reconstruction par tranches (fig. **13**),
- à la vision stéréoscopique directe des images, qui donne toute sa valeur à la visualisation 3-D.

Enfin, nous avons bien sûr accès à l'information numérique dans des fichiers informatiques, données grâce auxquelles la confection des maquettes est possible.

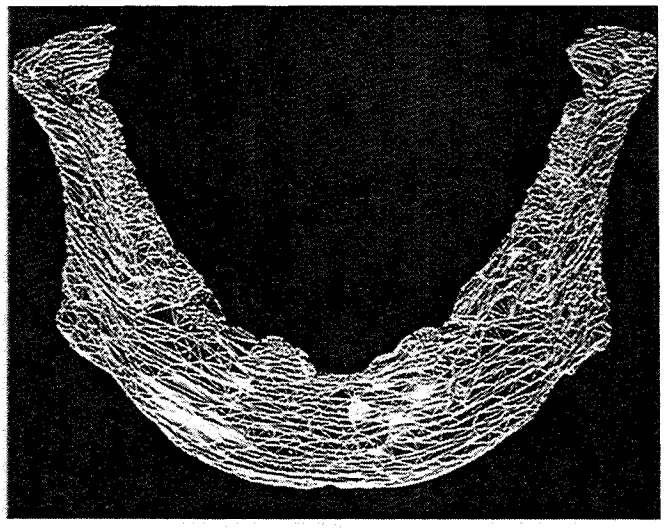


**Fig. 5** *Modèle virtuel non lissé.*

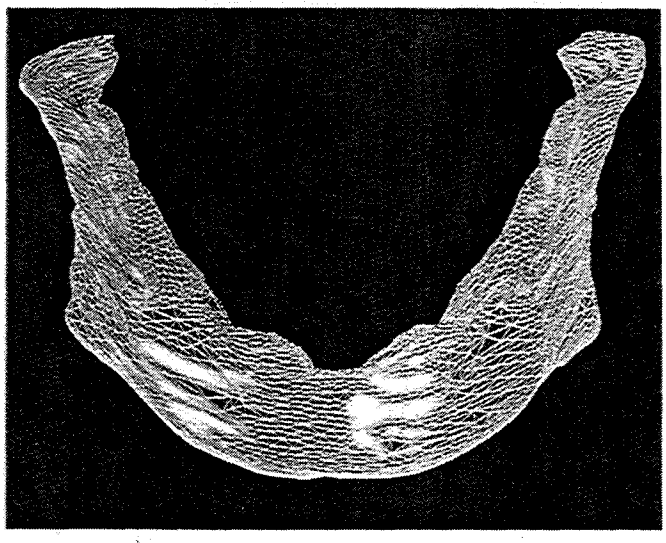


**Fig. 6** *Modèle virtuel lissé par DSI.*

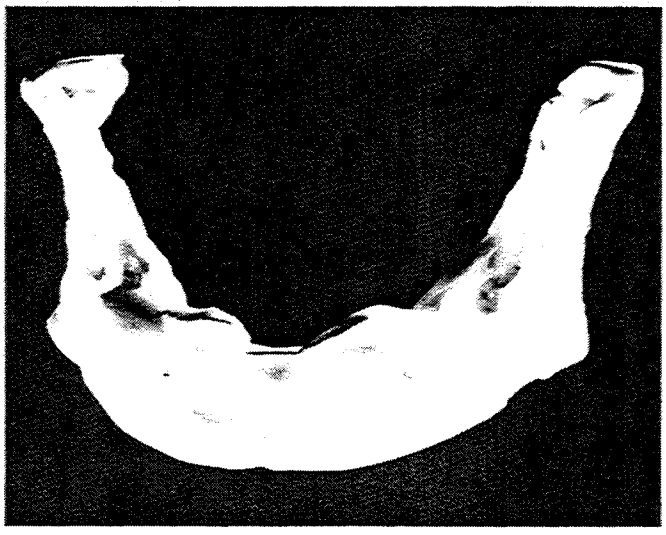


**Fig. 7** *Modèle virtuel avec surface colorisée.*

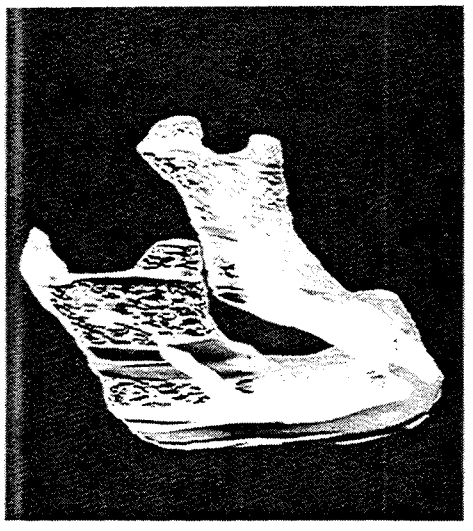


Fig. 8 *Surface externe rendue partiellement transparente.*

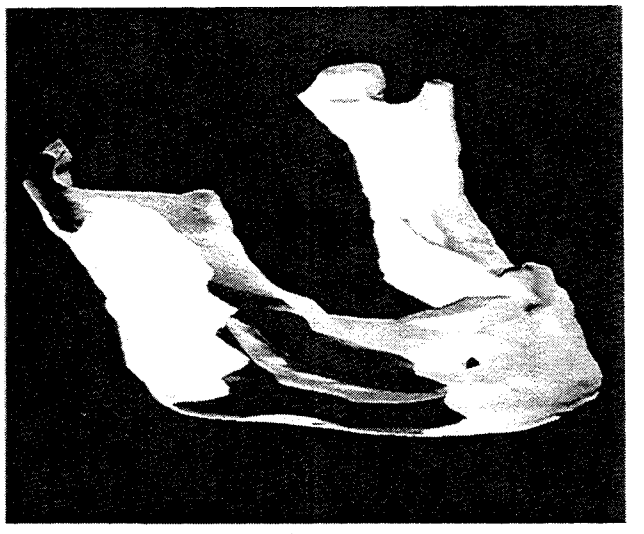


Fig. 9 *Outils de CAO, découpage de la corticale externe, et accès aux éléments internes.*

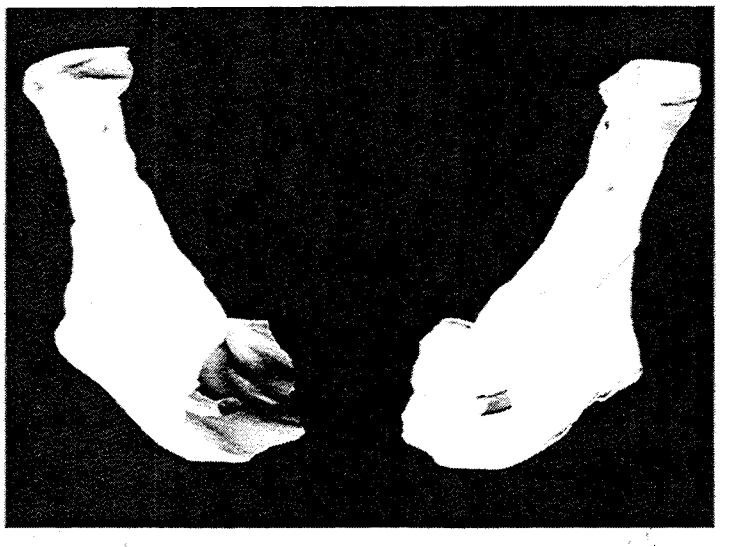


Fig. 10 *Mobilité du front-space, tronquage de la corniche mentonnière.*

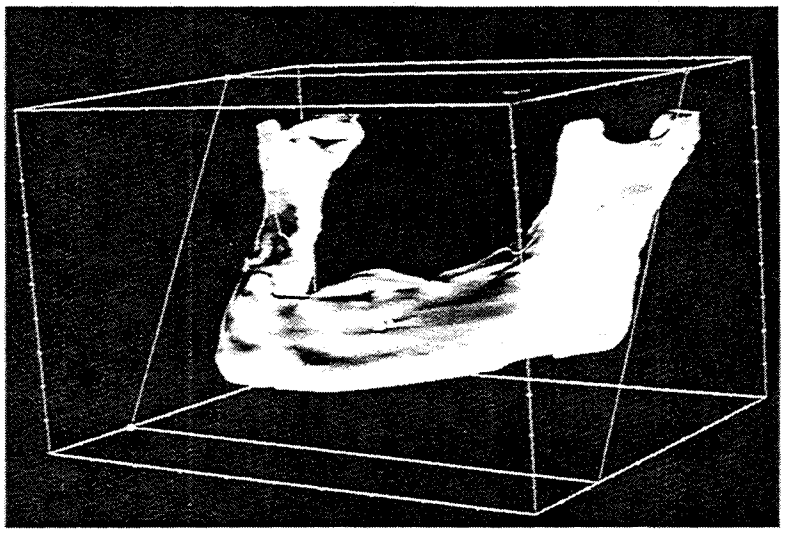


Fig. 11 *Modèle virtuel placé dans une cage munie d'un plan de coupe multi-directionnel.*

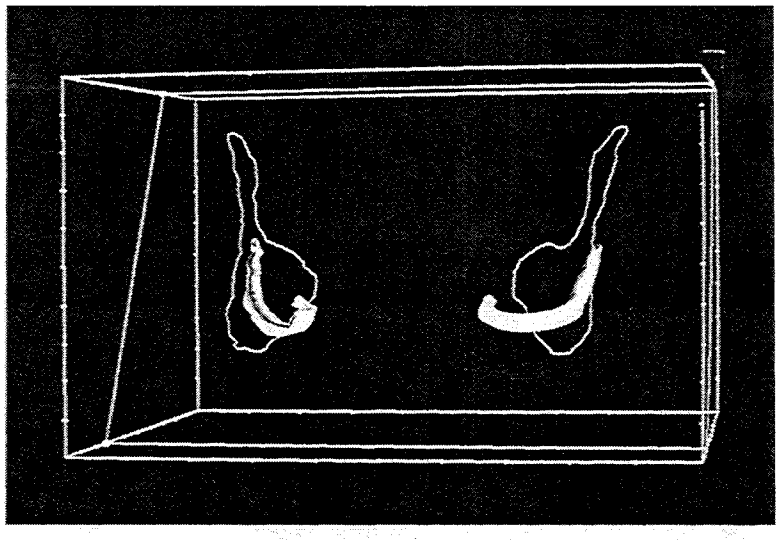


**Fig. 12** *Reconstruction multiplanaire 2 D obtenue par l'intersection du modèle et du plan prédéterminé, mélange d'éléments 2-D et 3-D.*

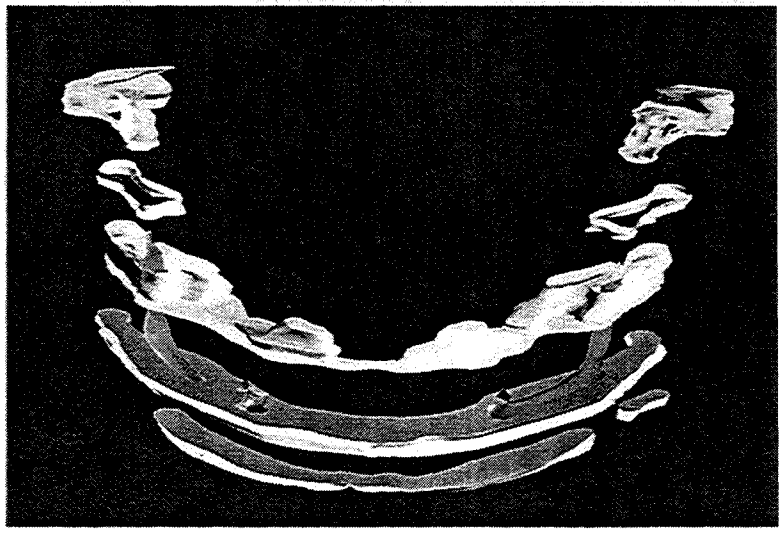


**Fig. 13** *Reconstruction par tranches à volonté avec présence d'éléments 2-D ou 3-D.*

## RECONSTRUCTION PLASTIQUE

### Les maquettes obtenues par fraisage

Il existe des limites technologiques aux procédés classiques de modelage de maquettes 3-D par fraisage.

A titre d'exemple comparatif, nous rappelons les travaux de RENOUARD[28,29], en 1988-1991, avec ses maquettes Scanlam. Ces modèles sont obtenus par empilement de tranches de plastique d'une hauteur égale à l'épaisseur des coupes scannographiques. L'inexactitude des bords internes et externes de ces maquettes rend leur exploitation clinique ou chirurgicale difficile. En effet, le décallage d'une coupe à l'autre est parfois trop important (plusieurs millimètres) pour permettre de poser une indication chirurgicale en implantologie, où la proximité des corticales avec l'implant est un facteur essentiel.

D'autres procédés, et notamment ceux de BAUMANN et HERON[4], en 1988, par fraisage d'un bloc de polystyrène, permettent d'obtenir un résultat de surface meilleur, quoique toujours non lissé, mais ne permettent pas la reconstruction d'éléments internes.

## Les modèles stéréolithographiques

L'intérêt de cette technologie de CFAO est de pouvoir obtenir une reconstruction intégrale d'un objet modélisé par CAO.

La maquette plastique 3-D est conforme en tous points à la représentation du modèle virtuel modélisé. Tous les éléments du modèle, externes comme internes, peuvent être exploités et reconstruits par stéréolithographie laser. De plus, l'aspect final lissé de la maquette, n'est que la conséquence du lissage préalable (DSI), propre au logiciel de CAO : gOcad.

Il est intéressant de comparer les similitudes des clichés représentant la pièce osseuse disséquée de départ, et la maquette plastique 3-D terminale reconstruite (fig. **16** à **21**). La transparence de la résine laisse entrevoir les éléments internes.

Une fenestration volontaire d'une maquette a été réalisée par découpage, comme si cliniquement était pratiquée l'exérèse d'un fragment de corticale mandibulaire au niveau des branches horizontales, face externe, côté gauche, et en arrière du foramen mentonnier.

Il est alors nettement visible, après retrait de la pièce corticale, que le canal mandibulaire a été parfaitement reconstruit, et sur tout son trajet (fig. **17**). Ces maquettes ont un aspect beaucoup plus proche des réalités anatomiques.

Une analyse métrologique des pièces de départ et terminales replace les résultats dans un contexte quantitatif, et montre une distorsion en tous points inférieure à 3,21 %.

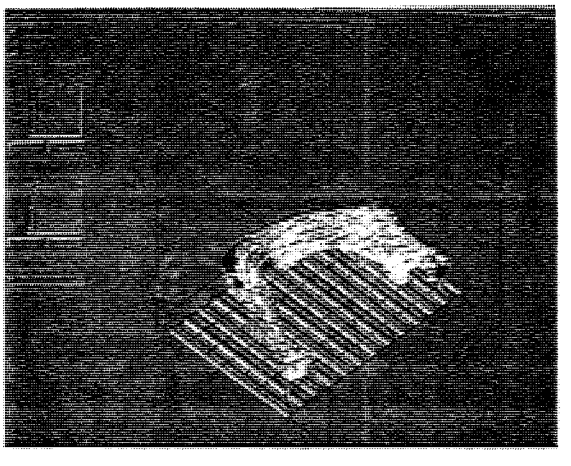


**Fig. 14** *Recueil des données sur matériel de CFAO, confection de la grille-support.*

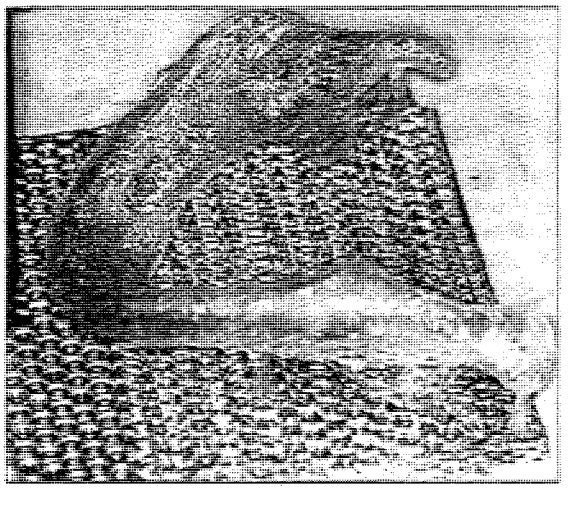


**Fig. 15** *Pièce reconstruite en fin de stéréolithographie laser.*

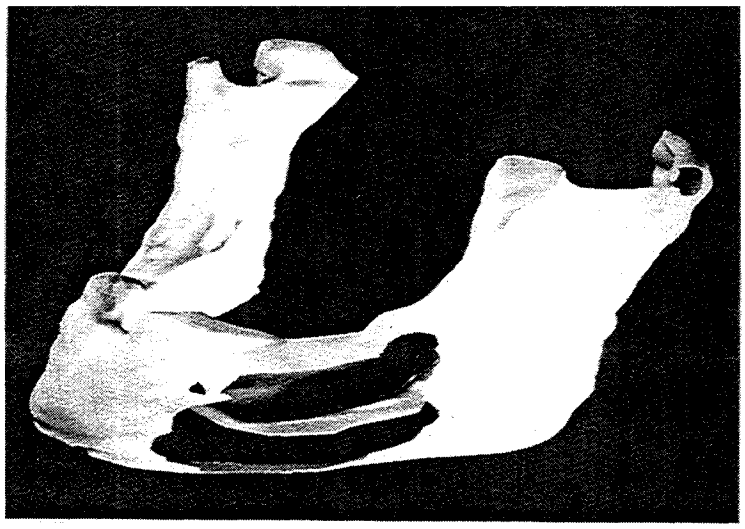


**Fig. 16** *Modèle virtuel fenestré.*

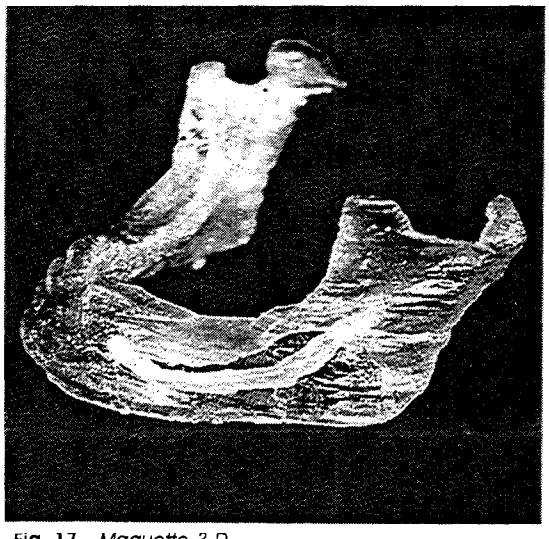


**Fig. 17** *Maquette 3-D fenestrée afin d'objectiver la reconstruction des éléments internes : canaux mandibulaires.*

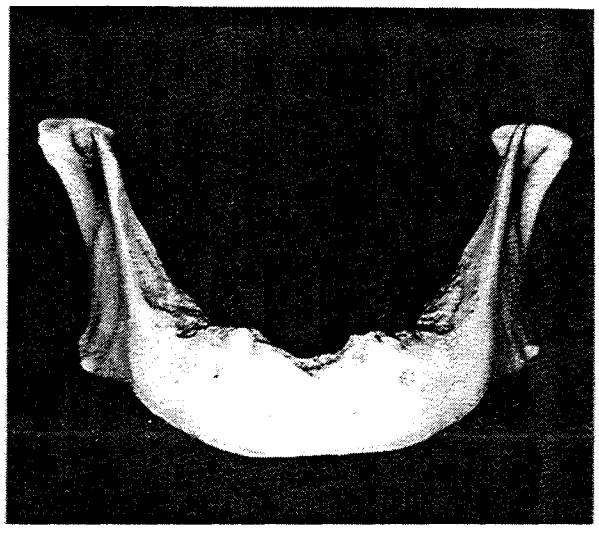


**Fig. 18** *Pièce osseuse disséquée au départ de l'étude, vue antérieure.*

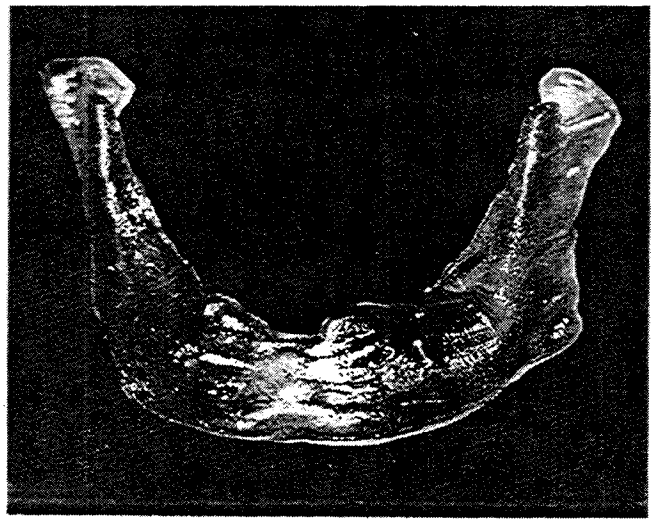


**Fig. 19** *Maquette 3-D reconstruite par stéréolithographie laser.*

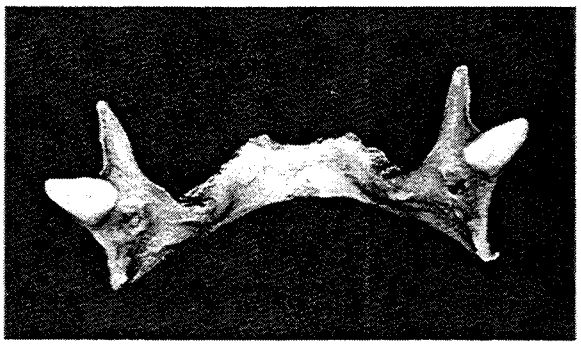


Fig. 20 *Pièce osseuse, vue postérieure.*

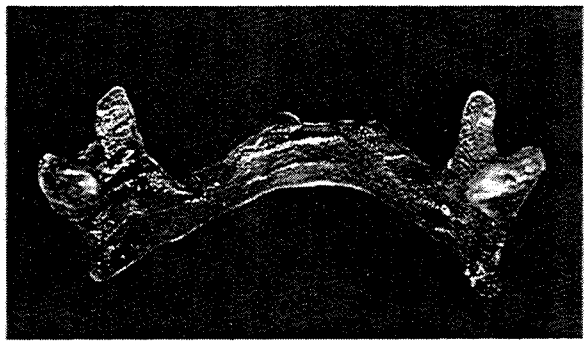


Fig. 21 *Maquette 3-D. Les sommets des apophyses coronoïdes ne sont pas reconstruits car ils n'ont pas été enregistrés par l'investigation tomodensitométrique.*

# conclusions

## APPLICATIONS CLINIQUES - PERSPECTIVES

Les intérêts cliniques et chirurgicaux de l'imagerie tridimensionnelle et de la réalisation de maquettes plastiques sont nombreux, et font l'objet d'une compétition internationale dans laquelle se sont engagées plusieurs équipes de par le monde (France, U.S.A., Allemagne, Japon...)[5].

**L'aspect modélisation-imagerie 3-D** trouve son application naturellement dans l'apport diagnostique (les malformations, les traumatismes, la pathologie tumorale...) Travaux de CINQUIN et coll.[10,11,12,13,14]. Notre travail n'a été développé que sur l'analyse de la sphère maxillo-mandibulaire, mais peut bien sûr être étendu à l'exploration de toutes les parties du corps humain. La segmentation à l'origine des images médicales 2-D nous permet de travailler aussi bien à partir de bilans réalisés par tomodensitométrie (TDM), que par imagerie par résonance magnétique (IRM) par exemple. Il est ainsi concevable de pouvoir obtenir des modélisations 3-D de pièces osseuses, comme d'organes formés de tissus mous. L'application développée par le Pr GÉRARD[15 à 17], s'attache d'ailleurs à la modélisation-reconstruction de tissus mous embryologiques, à partir de coupes histologiques ou échographiques.

Au niveau des applications dentaires et maxillo-faciales, il paraît intéressant de pouvoir reconstruire ainsi les ATM (articulations temporo-mandibulaires) avec leurs composants osseux, cartilagineux (ménisques), et musculaires. Avec la création d'implants, ou de matériel juxta- ou intra-osseux (ostéo-synthèse) modélisés, c'est l'aspect simulation pré-chirurgicale qui peut être développé.

**L'aspect conception-fabrication de maquettes 3-D plastiques** trouve son application dans l'apport logistique. La mise à disposition de ces maquettes avant une intervention chirurgicale va permettre au chirurgien d'optimiser son geste opératoire[33], et ainsi garantir un meilleur pronostic.

Mais elle peut également, le cas échéant, permettre de prouver ou d'interdire la possibilité de placer un artifice particulier (par exemple, un type d'implant endo-osseux). Nous nous sommes concentrés sur la réalisation de maquettes mandibulaires, mais bien d'autres maquettes peuvent être confectionnées :

- soit de pièces osseuses pour :
  - la chirurgie implantaire,
  - la chirurgie maxillo-faciale,
  - la chirurgie orthopédique ;
- soit d'organes de tissus mous, pour :
  - la chirurgie maxillo-faciale (ménisques des ATM, remplissage pour les pertes de substance...),
  - la chirurgie orthopédique (ménisques et cartilages articulaires...),
  - la chirurgie abdominale ou vasculaire (conception de prothèses adaptées...),
  - la chirurgie endovasculaire intracranienne.

## discussion

Une nouvelle approche morphologique a donc été développée et testée à partir d'un modèle osseux. La modélisation par CAO, puis la confection de maquettes solides par CFAO, nous ont permis de reconstruire mathématiquement puis physiquement cette pièce osseuse humaine disséquée. Les matériels nécessaires pour l'obtention de ces résultats sont issus des recherches les plus récentes en très hautes technologies. La méthode fait appel à la collaboration de plusieurs équipes de travail, dans des laboratoires différents. Les résultats obtenus, et les progrès réalisés depuis quelques mois sont fortement encourageants, mais peuvent encore être améliorés.

Toutes ces remarques ne doivent cependant pas nous faire oublier les objectifs premiers de cette voie de recherche, et notamment les applications cliniques.

Toutes ces applications au domaine biologique et médical ne pourront être pleinement développées dans l'avenir, que par l'accès à de meilleures performances, notamment dans les domaines de la fiabilité et de la rapidité d'exécution, dans la diminution des coûts d'investissement et de production, mais également dans le développement et/ou l'adaptation d'outils adaptés (Projet Medicad).

## bibliographie

1. ANDRÉ, J.-C. ; CORBEL, S. ; CABRERA, M. ; NONNENMACHER, F. ; SCHAEFFER, P. : Stéréolithographie LASER. *Annales de Physique*, Avril 1991, Colloque n° 2, Supplément au n° 2, vol. 16.
2. ANDRÉ, J.-C. ; LE MEHAUTE, A. ; WITTE, O. : Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle. *French Patent*, 1984, 84 (11) : 241.
3. ARENSON, R.A. ; FRIEDENBERG, R.M. : Computer Applications to assist Radiology. Published by Symposia Foundation, 1990.
4. BAUMANN, J.-U. ; HERRON, R.E. : From computer tomography to organ modfels. Proceeding /SPIE, 1988, vol. 1030 Biostereimetrics '88. Fifth International Meeting.
5. BETTEGA, G. : Céphalométrie fœtale tridimensionnelle. Application à l'imagerie 3-D de la croissance cranio-faciale. Mém. de D.E.A. G.B.M., Grenoble, 1990.

6. BOISSONAT, J.-D. : Representing 2-D and 3-D shapes with the Delauney Triangulation. Proceeding of IEEE, 1984, ICASSP, 745-748.
7. BOISSONAT, J.-D. : Shape reconstruction from planar cross sections. *Comput. Vis. Graph Image proc,* 1988, 132 : 240-259.
8. BRÅNEMARK, P.-I. ; ZARB, G.-A. ; ALBREKTSSON, T. : Prothèses ostéo-intégrées. L'ostéo-intégration en pratique clinique. Traduction Française : J. Buni, F. Renouard. Paris.
9. BUTHIAU, D. ; BERT, M. ; KIEPFERLE, J.-C. ; MICHAUX, J.-C. : Apport de la tomodensitométrie à l'implantologie orale. *Inform. Dent.,* 1989, 11 : 805-813.
10. CINQUIN, P. : Un modèle pour la représentation d'images médicales 3-D. Proceeding Euromédecine 86, 1986. Sauramps Medical, Montpellier.
11. CINQUIN, P. : Application des fonctions splines au traitement d'images numériques. Thèse de Docteur es Sciences Mathématiques, Sept. 1987.
12. CINQUIN, P. ; GORET, C. : Une nouvelle technique de modélisation continue d'images tridimensionnelles. Proceedings Cognitiva-Image Electronique CESTA, 1987, Paris.
13. CINQUIN, P. : Morphoscopie et modélisation d'images médicales. *In :* Actes Congrès AFCET, RFIA 87 Antibes, AFCET Paris, 1987.
14. CINQUIN, P. ; SAGET, J.-C. ; PLASSE, G. ; ANTOINE, P. : Chirurgie plastique et maxillo-faciale assistée par Ordinateur. Proceedings A.I. Biomed 86, CRIM, Montpellier, 1986.
15. GÉRARD, H.M. : Automated 3-D Reconstruction of the Human Embryon Heart. *Hospimédica,* 1991, 9 (2) : 24-28.
16. GÉRARD, H.M. : Two worlds : Baby Nature en 3-D. *Tech Images,* 1991, 16/17.
17. GÉRARD, H.-M. : A new method computer aided 3-D reconstruction of the human embryo from serial, non consecutive, histologic sections. *Acta Stereol.,* 1992, 11 (Suppl 1) : 187-192.
18. HUIJSMAN, D.-P. ; LAMERS, W.-H. ; LOS, J.A. ; STRACKEE, J. : Toward computerized morphometric facilities : a review of 58 software packages for computer-aided-Three-Dimensional reconstruction, quantification and picture generation, from parallel serial sections. *Anat. Rec.,* 1986, 216 : 449-470.
19. LAVALÉE, S. ; CINQUIN, P. : Computer assisted medical interventions, 3D Imaging in Medecine. *Nato Asi Series,* 1988, 60 : 12.
20. LOZANOFF, S. ; DIEWERT, V.-M. ; SINCLAIR, B. ; WANG, K.-Y. : Surface modeling of craniofacial form in human embryos with a limited graphics terminal. *J. Cranio-fac. Genet. Dev. Biol.,* 1988, 8 : 101-109.
21. LOZANOFF, S. : A comparaison between two finite element modelling methods for measuring change of craniofacial form. *Anat. Record,* 1990, 227 : 380-386.
22. LOZANOFF, S. ; DEPUTCH, J.-J. : Implementing Boissonat's method for generated Surface Models of craniofacial cartilages. *Anat. Record,* 1991, 229 : 556-564.
23. MARSH, J.-L. ; VANNIER, J.-L. : The « third » dimension in cranio-facial surgery. *Plast. Reconstruct. Surg.,* 1983, 71 : 759-767.
24. MALLET, J.-L. : Discrete Smooth Interpolation. *ACM Trans. Graphics,* 1989, 8 : 121-144.
25. MOLÉ, C. : Diagnostic morphologique en implantologie orale. Mém. D.U. Morphologie cranio-cervico-faciale, Nancy, 1990.
26. PASQUET, G. ; CAVEZIAN, R. ; CABANIS, E. ; IBA-ZIZEN, M. : La tomodensitométrie en odonto-stomatologie, une approche diagnostique nouvelle. *Inform. Dent.,* 1982, 64 : 16, 1511.
27. REDDY, D.-R. ; RUBIN, S. : Representation of three-dimensional objects. CMU-CS-78-113, April 1978, Comput. Sci. Dept., Cameige-Mellon University, Pittsburgh.
28. RENOUARD, F. : Reconstitution du squelette à partir du scanner. *Inform. Dent.,* 1988, 36 : 3501-3511.
29. RENOUARD, F. : Utilisation du scanner et des maquettes Scanlam dans le bilan pré-implantaire. *J. Parod.,* 1991, 10 (2) : 145-152.
30. TULASNE, J.-F. ; ERNEST, C. : Le massif facial vu au scanner. Applications à l'implantologie. *Inform. Dent.,* 1988, 36 : 3477-3500.
31. VANNIER, M.-W. ; MARSH, J.-L. ; WARREN, J.-O. : Three Dimensional CT reconstruction images for cranio-facial surgical planning and evaluation. *Radiology,* 1984, 150 : 174-184.
32. VANNIER, M.-W. ; MARSH, J.-L. ; WARREN, J.-O. ; BARBIER, J. : Three dimensional computer aided design of cranio-facial surgical procedures. *Diag. Imaging.,* 1983, 5 : 36-43.
33. WEST, M.J. ; SKYTTE, J. : Anatomical modeling with computer-aided-design. *Comput. Biomed. Res.,* 1986, 19 : 535-542.
34. WITTE, O. : Application de la stéréolithographie à la réalisation d'un prototype en fonderie. *Actualités techniques – Fonderie – Fondeur d'Aujourd'hui,* 1991, 109.

SCIENTIFIC ARTICLES

J Oral Maxillofac Surg
53:158-162, 1995

# A New Three-Dimensional Treatment Algorithm for Complex Surfaces: Applications in Surgery

CHRISTIAN MOLÉ, DCD,* HUBERT GÉRARD, MD,† JEAN LAURENT MALLET, PHD,‡ JEAN FRANÇOIS CHASSAGNE, MD,§ AND NEAL MILLER, DCD, DSO, DEO‖

*Purpose:* Recent advances in computer technology enable automatic reconstruction of surface models using digitized contour lines and three-dimensional (3D) representation on a graphic terminal. This work was aimed at obtaining 3D reconstructions of facial bones to help guide oral surgery and complex dental implantology procedures.

*Material and Methods:* The starting point was a computed tomographic examination. The limits of the cortical bone were automatically outlined and then digitized using a special computer program. The resulting data were then compiled for computer-aided design (CAD) purposes, and a virtual 3D model of the bone was mathematically computed. This model was next transferred to a computer program that piloted a CAD/computer-aided manufacture (CAM) machine that guided a laser stereolithography process.

*Results:* The early results of the use of 3D images, as well as solid models, for clinical and surgical purposes, indicate a high degree of reliability in morphologic diagnosis, determining the surgical procedure, and establishing the subsequent prognosis.

Currently, very efficient three dimensional (3D) reconstructions can be obtained by the piling of voxels of varying sizes.[1-3] Solid models can also be obtained by piling slices or cut layers[4,5] or by planing models on a solid block.[6-8] All of these technologies have a drawback, however, in that they do not permit the reconstruction of internal elements, canals and tubes, or of concave and convoluted topographies.[9] Only the computer-aided design/computer-aided manufacture CAD/CAM procedure using laser stereolithography provides integral 3D reconstruction of the actual object modeled, exactly shaped and containing the internal elements.[5,10,11] However, this more recent technology cannot use voxel representations, and it requires surface data and effective smoothing. Recently, the work of Lozanoff et al,[12,13] Cinquin et al,[14-16] and Gerard and Bettega[17-20] has brought considerable progress in the 3D perception of complex structures. These studies have led us to the application of modeling procedures and of plastic reconstruction in the biologic and medical fields.

## Materials and Methods

We have recently developed a new interpolation method called DSI (discrete smooth interpolation) specially adapted to the easy modeling of complex 3D surfaces. The method is based on a variable tolerance for unknown points (fuzzy control nodes). The software ("gOcad", J. L. Mallet) that was developed on a workstation under the Unix operating system, is programmed in C language and has X-windows user interfacing.[21,22] The consecutive steps of the procedure are as follows:

1. The original data come from a computerized to-

Received from Laboratoire de Recherches Parodontales Nancy I. France.

* Assistant Professor, Laboratoire de Recherches Parodontales.
† Professor, Departement d'embryologie et biologie du développement.
‡ Professor, Ecole Nationale Supérieure de Géologie.
§ Professor, Departement de chirurgie maxillofaciale.
‖ Associate Professor, Laboratoire de Recherches Parodontales.
Address correspondence and reprint requests to Dr Molé: Laboratoire de Recherches Parodontales, Faculté de Chirurgie Dentaire de Nancy, rue du Dr. Heydenreich, 54000 Nancy, France.

© 1995 American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons
0278-2391/95/5302-0009$3.00/0

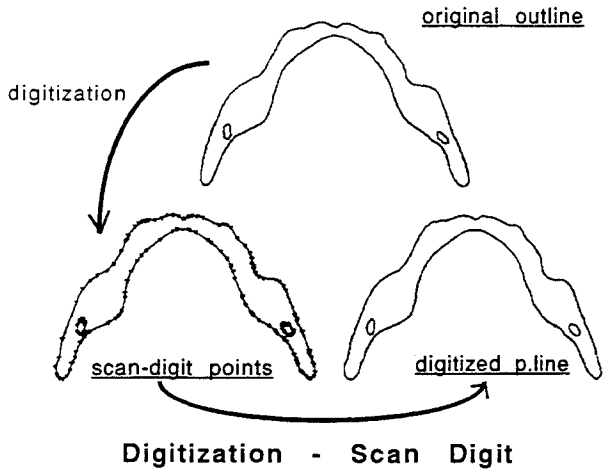



FIGURE 1. The initial continuous structure is reduced to a discrete form that can be programmed as a digitized contour line (p line).

mography (CT) examination, (Siemens Somatom HQ [Metz, France], and General Electric CT 9800 QuiK [Nancy, France]).

2. Using a computer scanner (Scanman, Logitech) on a film illuminator, the internal and external contour lines of the facial bones are detected. Then, with software ("Scan Digit," P. Bouchet), developed on a Macintosh LC computer (Apple Computer), the line drawings are converted into a limited number of digitized points, automatically selected according to the curvature radius (Fig 1). Thus, a complex part of a contour line will have a higher number of points retained for triangulation. In addition, the user has the possibility of interactively choosing between a globally high or low density of points.
3. The data, recorded on a floppy disk, are transfered in ASCII format to the graphic stations (either Silicon Graphics IRIS 4D 210/VGX, or HP/720). The software (gOcad, J. L. Mallet) has been developed in C language and can be run on any workstation using the UNIX operating system and an X-windows user interface.
4. The 3D reconstruction is operated through the triangulation algorithm. As long as consecutive contours are not topologically very different, the reconstruction is fully automatic. In the case of topologic discrepancy such as branching, the user is requested to choose a specific menu or to interactively build a part of the structure by indicating some unmodifiable links between selected points, using the mouse.
5. After the reconstruction step, the smoothing procedure of DSI operates a spatial redistribution of the apexes of the triangles, correcting the mathematical data, and the final display is observed on the graphic terminal (Fig 2). Using DSI, the partial information required to get a triangulated surface is composed of the exact location of some points (control nodes), the approximate location of some other points (fuzzy control nodes), and some vectorial contraints on the shape of the surface.[22]

## Results

The surface reconstruction and the segmentation steps of the radiographs of the 2D CT examination make it possible to choose which elements (internal, external, or both) will be represented on the 3D reconstruction. The efficiency of DSI in smoothing the shape defects, while preserving the accuracy of the details, was verified on all the various structures tested. In addition, using CAD tools with a mouse, the reconstructed structures can be anatomically manipulated and permit:

1. The multi-axial orientation of the object itself (Figs 3-6)
2. Access to the mesh to check the distribution and the homogeneity of the triangulation, and a quantitative approach to the morphologic analysis (Fig 6)
3. The exact measures of distance, volume, and angles between various points or surfaces in 3D
4. A choice in coloring of the surfaces
5. A transparency that gives access to internal elements (Fig 5)
6. Sectional cutting using scissors (Figs 6, 7)
7. Selective display of each element to perform an analysis of anatomic links (Fig 8)
8. Cuts in multiplane reconstructions in both 2D and 3D (Figs 9, 10, 11)
9. Reconstruction by slicing (Fig 12)

The final graphic display also can be photographed

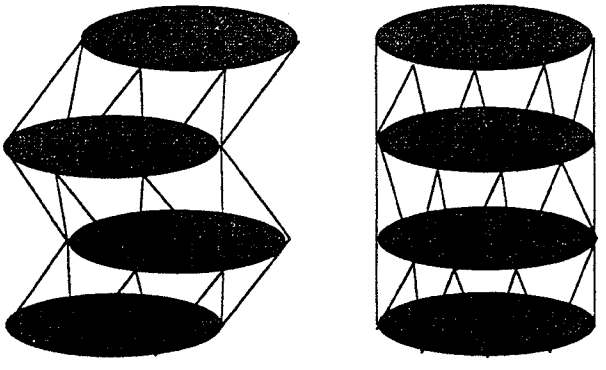



FIGURE 2. In the last step, a 3D smoothing technique is applied, which gives a more accurate anatomic approximation.

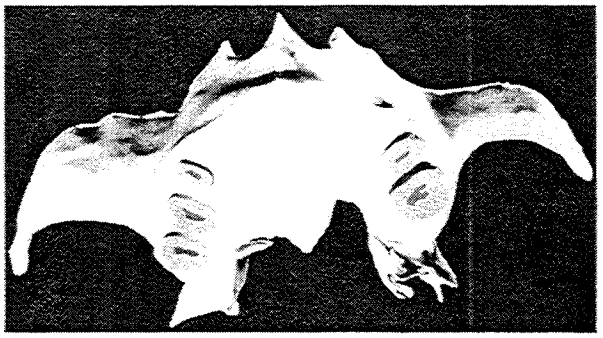


FIGURE 3. Reconstruction and modeling of maxillomalar structures, teeth, and pterygoid plates (anteroinferior view).

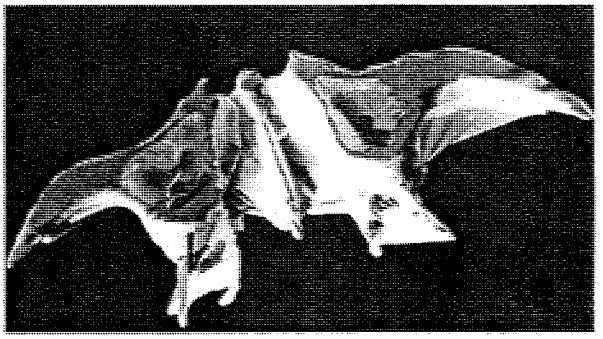


FIGURE 4. Posterosuperior view showing the maxillary sinus and nasal fossa.

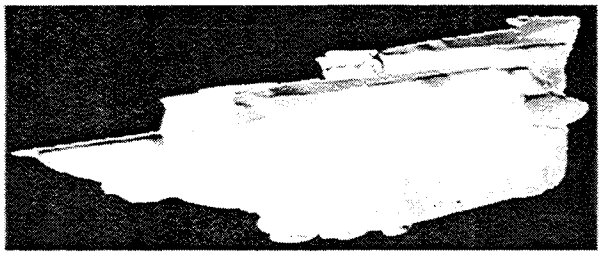


FIGURE 5. The user can choose the color of the surfaces. The transparency allows access to internal elements such as teeth and the maxillary sinus.

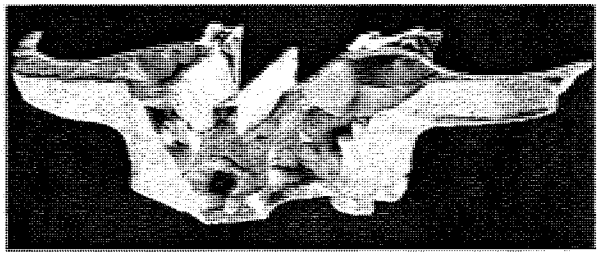


FIGURE 6. Sectorial cut of the cortical bone allows access to internal elements and study of anatomic relationships. The mesh allows a quantitative approach to the morphologic analysis.

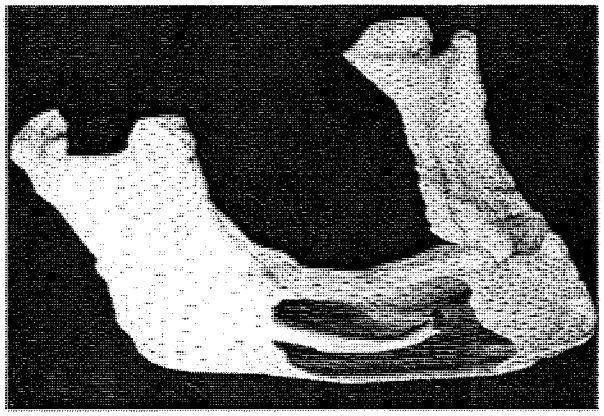


FIGURE 7. The surface of the external bone cortex is cut to access the internal elements. The reconstruction of the mandibular canal can therefore be visualized. The mesh allows a quantitative approach.

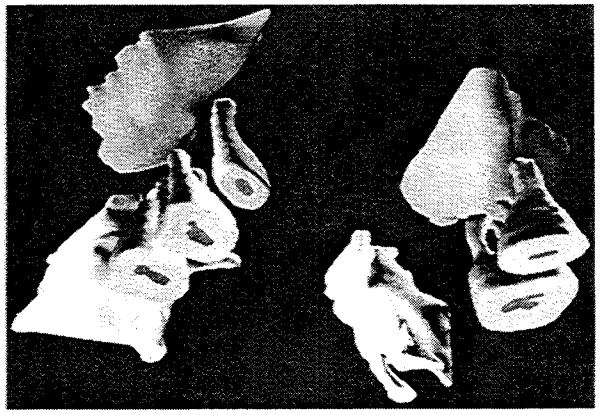


FIGURE 8. Partial display of bony elements, teeth and maxillary sinus. The study of anatomic relationships in a 3D form is very simple and efficient.

directly from the screen. Stereo pairs are easily obtained from two views with identical light sources and two viewing angles different by 3°. This greatly improves the perception of complex shapes and the comprehension of the spatial relationships of different elements.

## Discussion

3D imagery has application in three different fields of diagnosis: malformations, trauma, and tumor pathology.

### Malformations

The interest in 3D medical imagery for evaluation of malformations is indisputable, and this examination is now almost routine in the systematic preoperative examination. Vannier et al[3] emphasize the particular difficulty in attempting to mentally reconstruct unconventional anatomic structures from 2D images. Segmentation procedures enable isolation of the object and its being viewed from any angle.

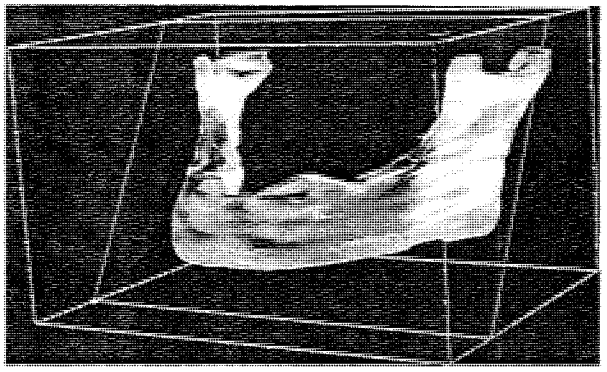


FIGURE 9. Reconstruction of a dissected human mandible. The virtual object is placed in a frame, which makes it possible to obtain any cross-sectional plane.

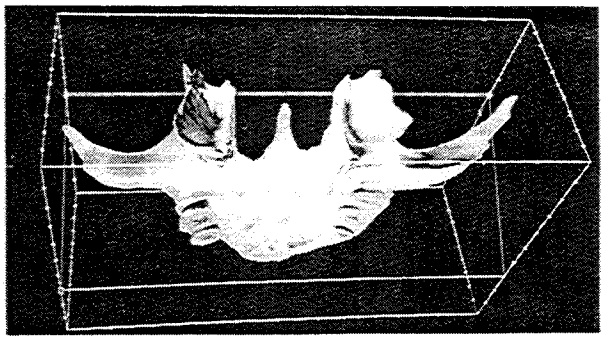


FIGURE 11. The maxillary-molar region is modeled and placed into a frame to permit a choice of a sectional plane for a multi-axial study.

## TRAUMA

One of the problems when examining traumatic head wounds using a CT scan is the difficulty in getting coronal sections because they require significant movement of the neck. Thus, the examination is restricted to axial sections, and the impossibility of obtaining sagittal sections requires the additional use of conventional tomography. Lawrence et al[23] stress the ease of interpretation of 3D reconstructions, or of multiplanar 2D views from 3D data.

## TUMORS

3D examination is valuable in the evaluation of tumors. Here the relationship between the tumor and the surrounding tissues is of prime importance. The only drawback, underlined by Stimac et al[24] and Zinreich et al,[25] is that the nature of the lesion must be sufficiently different from that of the surrounding tissue to enable separation.

Highly efficient techniques of 3D visualization have existed for approximately 15 years. These have involved automated procedures based on pilings of voxels (for reviews see references 2, 3, 7, 14, 15, and 26-29). The method presented in this article involves a drawing of the outlines at the beginning, but this inconvenience is a necessary step toward the final reconstruction.

The local form of the DSI technique provides a simple and efficient tool for modeling complex objects, such as those encountered in such fields as geology and biology.[22] With the described method, the procedures are simple and effective, the use of the results is optimal, and the anatomic approach is much more complete. Another advantage of this surface method is the possibility to manage outlines of each source of medical imagery at the beginning, such as the CT scan, magnetic resonance imaging (MRI), echography, and histology.

A quantitative interpretation of a modelized virtual object seems more efficient than a voxel representation. Thus, it is possible to directly obtain exact data involving distances, angles, and volumes between several points or surfaces. Distances measured directly on

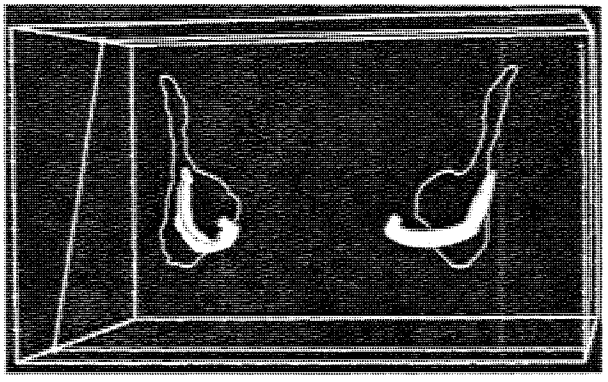


FIGURE 10. A mixture of 2D and 3D elements passing through the plane selected in Fig 9. The contours of the external bony cortex and mandibular canal can be seen.

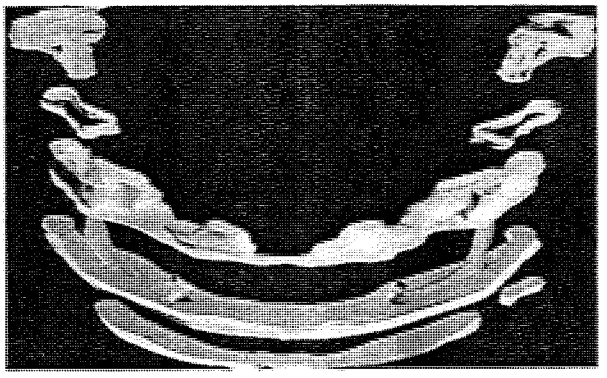


FIGURE 12. Reconstruction of the mandible by sections. The 2D and 3D elements can be displayed as wished.

the screen give values that are very close to real measures when compared with the anatomic dissected bone; measures obtained by the 2D CT scan show 3.21% distortion on an average.

Finally, this 3D modeling technique gives access to the numerical information necessary for the subsequent development of stereolithographic 3D models.

Until now, the clinical use of this protocol has been difficult because the time necessary for producing such reconstructions. A conventional reconstruction with such a surface method takes 6 to 8 hours, whereas it only takes a few minutes with voxel reconstructions. However, the time involved will naturally be reduced in the future, considering the continuous evolution in processing, the ever more elaborate treatment of data, the increasing memory size, and the standardization of the procedures.

The use of 3D images and solid models for clinical and surgical purposes assures a high degree of reliability in morphologic diagnosis.[12,16,24-27,30] Obtaining models before operating, in implantology or maxillofacial surgery, will optimize surgical procedures and lead to a better prognosis.

*Acknowledgment*

The authors would like to thank Pierre Bouchet, Robert Dellamalva, Taoufic Ettajer, and all the currents members of the LIAD group for helping with development of the gOcad software and Unix operating system.

## References

1. Baumann MA, Appel T, Gross D, et al: New insights into dental anatomy using NMR-microscopy. European Microscopy and Analysis, Sept. 1993
2. Huijsman DP, Lamers WH, Los JA, et al: Toward computerized morphometric facilities: A review of 58 software packages for computer-aided-Three-Dimensional reconstruction, quantification and picture generation, from parallel serial sections. Anat Rec 216:449, 1986
3. Vannier MW, Marsh JL, Warren JO: Three dimensional CT reconstruction images for cranio-facial surgical planning and evaluation. Radiology 150:174, 1984
4. Born G: Die Plattenmodelliermethode. Arch Mikro Anat 22:584, 1983
5. Fudin EV: Method and apparatus for production of three dimensional objects by photosolidification. U.S. Patent 4,752,498. [June 21, 1988].
6. Arenson RA, Friedenberg RM: Computer applications to assist radiology. Symposia Foundation, 1990.
7. Ayache N, Boissonat JD, Brunet E, et al: Building highly structured volume représentations in 3D medical images. Proceedings of CAR'89. Berlin, Juin 89, Lemke H.U. ed. Heidelberg, Germany, Springer-Verlag, 1989, pp 765-772
8. Baumann JU, Herron RE: From computer tomography to organ models. Proceedings of SPIE, Vol 1030, Biostereimetrics '88, Fifth International Meeting, 1988
9. Molé C, Gérard H, Bouchet P, et al: Imagerie médicale, exploitation et perspectives: Modélisation 3-D et reconstruction plastique stéréolithographique. Actualités odont-stomatologiques 181, 1993, pp 127-141
10. André JC, Corbel S, Cabrera M, et al: Stéréo photolithographie LASER. Annales de Physique, 16:83, 1991 (suppl 2)
11. André JC, Le Mehaute A, Witte O: Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle. French Patent 84 11 241 (July 16, 1984)
12. Lozanoff S, Diewert VM, Sinclair B, et al: Surface modeling of craniofacial form in human embryos with a limited graphics terminal. J Craniofac Genet Dev Biol 8:101, 1988
13. Lozanoff S, Deputch JJ: Implementing Boissonat's method for generated surface models of craniofacial cartilages. Anat Rec 229:556, 1991
14. Cinquin P: Un modèle pour la représentation d'images médicales 3-D, *in* Proceeding Euromédecine 86. Montpellier, Sauramps Medical, 1986, pp 57-61
15. Cinquin P, Goret C: Une nouvelle technique de modélisation continue d'images tridimensionnelles. Proceedings Cognitiva-Image Electronique CESTA, Paris, 1987, pp 63-68
16. Lavalee S, Cinquin Ph: Computer assisted medical interventions, *in* 3D Imaging in Medecine. NATO ASI Series, vol F60, 1988, pp 301-312
17. Bettega G: A la recherche de la quatrième dimension: Applications de l'imagerie tridimensionelle à l'étude de la croissance cranio-faciale. Thèse Docteur en Médecine, Grenoble, October 1992
18. Gérard HM, André JC, Mallet JL: Computer-aided 3-D reconstruction from routine histologic sections: Implementation of a new algorithm. European Microscopy and Analysis 21:23, 1993
19. Gérard HM: Automated 3-D reconstruction of the human embryon heart. Hospimédica IX: 24, 1991
20. Gérard HM: A new method computer aided 3-D reconstruction of the human embryo from serial, non consecutive, histologic sections. Acta Stereol 11:187, 1992 (suppl 1)
21. Mallet JL: Discrete smooth interpolation. ACM Trans Graphics 8:121, 1989
22. Mallet JL: Discrete smooth interpolation in geometric modelling. Computer-aided Design 24:178, 1992
23. Lawrence J, Marentette MD, Robert H, et al: Three dimensional CT reconstruction in midfacial surgery. Otolaryngol Head Neck Surg 98:48, 1988
24. Stimac GK, Sundsten JW, Prothero JS, et al: Three-dimensional contour surfacing of the skull, face, and brain, from CT and MR images, and from anatomic sections. AJR 151:807, 1988
25. Zinreich SJ, Mattox DE, Kenedy DW, et al: 3-D CT for cranial facial and laryngeal surgery. Laryngoscope 98:1212, 1988
26. Coatrieux JL, Barillot C: A survey of 3-D display techniques to render medical data. 3D Imaging in Medecine F60:175, 1990
27. Cook PN, Batnitsky S: Three-dimensional reconstruction from serial sections for medical applications. Proceedings of the 14th Hawaii International Conference on System Sciences 2, 1981, pp 358-389
28. Cook PW: Three-dimensional reconstruction from surface contour for head CT examinations. J Comput Assist Tomogr 5:1, 1981
29. Maegher DJ: Octree generation analysis and manipulation. Technical Report IPL-TR-027, Rennselear Polytechnic Institute, April 1982
30. Renouard F: Utilisation du scanner et des maquettes scanlam dans le bilan pré-implantaire. Journal de Parodontologie 10:145, 1991

J.Oral Maxillofac.Surgery

# 3D Reconstruction by Laser Stereophotolithography - Applications in Biomedical and Surgical Fields

CHRISTIAN MOLE, DCD,*, SERGE CORBEL, PhD, £, HUBERT GERARD, MD, †

JEAN FRANÇOIS CHASSAGNE, MD,§, NEAL MILLER, DCD,DSO,DEO **

## Summary

Our aim is to obtain a tridimensional reconstruction of the maxillo-mandibular anatomical structures, using mathematical, physical, and computer modelling, with the help of traditional medical imagery.

The equipment needed to obtain the results is issued from the most recent research in high technology, and the method resorts to the collaboration of several research teams, working in different laboratories.

3D solid models can constitute a particularly useful diagnostic and logistic tool for a surgeon, especially for the study of complex cases in implantology.

## Introduction

At the present time, the tridimensional notion of the available bone volume can be comprehended by means of:

* X rays or scanner negatives; which are virtual reconstructions in three dimensions (3D)
* Solid Models; which are 3D "volumetric" reconstructions .

Up to now, two types of solid models have been envisaged:

- the volumetric reconstructions obtained by the superposition of slices, which have been developed thanks to the work of RENOUARD [1,2].
- the volumetric block reconstructions,which can be obtained with traditional technologies such as computer-aided design and computer-aided manufacturing (C.A.D./ C.A.M.) by different modelling processes: sculpture, milling...This is the work of FROHBERG and HAASE [3], KLIEGIS et al. [4,5], SCHMITZ et al. [6].

The reconstructions obtained using the techniques that have just been described give results that are sometimes quite far from the anatomical realities. First, the surface between the different slices has a stepped appearance. These technologies also have a drawback in that they do not permit the reconstruction of internal elements or of the concave and convulated topographies.

Moreover, the method consisting in piling slices seems to have a disadvantage related to the positioning of materialized slices, in the absence of external markers.

Therefore it was decided to focus on the weaknesses that just mentioned, following the line of research developed by GERARD in embryology [7-10]. To do this, two technologies developed outside the medical context were implemented for our specific needs.

* C.A.D.: computer-aided design, used to achieve the 3D mathematical and computed modelling of the original media (MOLE et al [11].

* C.A.M.: computer-aided manufacturing, using a laser stereolithography process together with our C;A.D.in order to obtain a complete 3-D plastic reconstruction of the modelized structures.

In oral and maxillofacial surgery, BILL et al. [12] have found that last technique was efficient for the reconstruction of severe skull defects considering the possibilities of a more accurate preoperative planning

## Material and methods

The need for a perfectly smoothed solid model including the presence of internal elements (which cannot be obtained by milling techniques), which, therefore, would be as reliable as possible, led us to experiment with the conception of solid models using high-tech C.A.M.: laser stereophotolithography.

The data acquisition is obtained from traditional scanner examinations, in the form of a matrix of voxels. At the time being, this type of representation is still inadequate for the production of stereolithographic solid models, as they require a surface approach, and not a volume approach.

The contour-lines of the elements which are going to be reconstructed are selected, digitized and compiled on work stations that are equiped with efficient graphic interfaces. The C.A.D. software (gOcad), in connection with an interesting smoothing algorithm (D.S.I.) (MALLET [14,15]), can produce a very good quality 3D modelling [11]. This tridimensional representation, which is reliable and functional, is then used by a second computer to pilot the laser stereophotolithography machine.

This advanced technology is similar to a three-dimensional printing process [16]. The method is based on the localized hardening of an organic liquid (a monomer) by photopolymerisation, using a laser emitting ultra-violet light. The passage of the beam through the resin solidifies it "in situ", and forms a 3.D, photopolymerized, solid model within a photoreactor containing the liquid monomer. (See Fig. 1).

In 1991, ANDRE et al. [17,18] defined the bases for the production of a laser C.A.M. machine, by dividing the mono-photonic process into several subsets from the viewpoint of the engineer system. These subsets are the following:

-a computer system, consisting of a computer which receives the information coming from another C.A.D computer. The latter adapts the data to define the optimum movement of the laser beam; it includes the interface governing the process.

-a photochemical reactor

-a laser

-a motorized optomechanical unit with several degrees of liberty, which puts the beam into shape in a plane (coordinates x, y) and which deflects it on the surface of the monomer to be polymerized.

-a motorized unit which controls the construction of the object according to the dimension z.

(insert Figure 1)

Using the C.A.D. data, the first processor converts the global coordinates of the object into data corresponding to the successive layers which will be hardened locally by the "UV" laser.

The processor also carries out a spatial reorientation of the virtual object and provides it with a grid and supports which prevent its subsidence and which are a garantee that it will keep its shape during the elaboration.

The data is then used by a second processor. Its role is to coordinate the functioning of the whole unit, and more particularly of the photochemical reactor.

The photopolymerization reactor is constructed in a vessel containing liquid monomer, which remains at a constant level. The object to be produced is constructed in successive layers starting with the lowest one when the support plate is level with the surface of the liquid. The plate will then sink step by step after the polymerization of each of the layers.

The laser beam is deflected horizontally in X,Y on the surface of the monomer by means of two galvanometrical mirrors controlled by the control processor. Thus it can precisely harden the whole slice being worked on, according to a scanning algorithm developed in order to minimize the distorsions caused by the contraction of the resin during the polymerization.

The absorption of a sufficient quantity of photons by volume unit leads to the creation of unstable chemical components induce polymerization of the liquid monomers into one solid monomer, which, as a rule, is cross linked and insoluble in the monomer.

Once the laser scanning has been performed on the first slice, the support plate sinks vertically, thus covering the hardened zone with a layer of liquid monomer, whose value depends on the vertical precision that one wishes to achieve. The laser scanning can then start on the next slice.

At the end of the reconstruction the polymerization of the resin is incomplete. The solid model is dissociated from its grid and stands. The solid model must be rinsed to remove the resin which hasn't been polymerized by the laser, and then placed for a few hours in a closed space exposed to ultra-violet light; this must be done to finish its polymerization and to give it a more rigid structure.

The first application of this process consisted in reconstructing a control model: a complete dissected toothless human mandible. The modelization allowed later reconstruction by stereophotolithography.

A metrological analysis of the deformation is carried out. Thus, various measures were recorded and analyzed, comparing the original model with the reconstructed models. They were made using a calliper rule on the original dissected bone item and on the final models. These measures were repetitive; they were all taken from simple anatomical reference points and they were made according to three axes (x, y, z ). The objects were balanced on the basillary edge, and oriented from the front to the back.

After this justification, a clinical model was envisaged, to reconstruct a maxillary with some teeth missing, that of a young patient suffering from a benign genetic systemic pathology affecting the all of his skin, mucous, and dental tissues.

Likewise, the modelling of the chosen structures is executed with the help of gOcad software and the D.S.I. smoothing algorythm. Then a 3D solid model is produced by laser stereophotolithography (SPL)

The dimensional control is executed according to a model made of plaster originating from a study imprint made of alginate. The faithfulness of the reconstruction has also been analyzed in relation to the anatomical markers at the time of a surgical entry by flaps

## RESULTS

The significance of this C.A.M. technology lies in the fact that it makes it possible to obtain a complete reconstruction of an object modelized by C.A.D.

The 3D plastic solid model is true to the representation of the modelized virtual model in every respect (Fig. 2 to 9). All the elements of the model, external as well as internal, can be exploited and reconstructed by laser stereophotolithography (Fig 10, 11). The final smooth aspect of the solid model is due to the preliminary smoothing (D.S.I.) typical of the C.A.D. software (gOcad) [14,15].

It is interesting to compare the similarities of the photographes representing the original bone item, the modelized virtual object and the final reconstructed plastic model.

Since the resin is transparent, one can see the internal elements.

A deliberate fenestration of the solid model has been made by cutting out a piece, as if one had clinically carried out a corticotomy of the mandible cortical about level with the horizontal branches, on the external side.

After the removal of the cortical plate, it is clearly visible, that the mandibular canal has been reconstructed perfectly from one end to the other (Fig. 11, 12). These solid models are very true to the anatomical realities.

In the second case, the original data comes from a scanner examination of a patient. The reconstruction concerns the external cortical of the maxillo-palato-malar block and the "apophyses pterygoides". The back of the nasal fossas and the maxillary sinuses are perfectly represented (Fig. 14 - 16).

Metrological analysis: the global distorsions noted on the different solid models in comparison with an original dissected item, or with clinical and radiological data, can be considered to be approximately equal, and remain slight, that is to say well under 3.5 %. Thus we can say that the method that has been used produces little distortion in comparison with the original item.

## DISCUSSION

Whereas the "3-D modelling/imagery" aspect naturally finds its application in diagnostics: malformations [19-23], traumatisms [24], tumoral pathologies[19,25], and 3D craniofaciometry [26], the "conception/construction" aspect of 3-D solid models finds its application in surgical logistics[19], and especially in dental implantology [1,2,12,27,28].

BILL et al. [11] consider the following applications for SPL based operation planning in oral and maxillofacial surgery: malformations including including craniofacial surgery, tumor surgery, traumatology, orthognathic surgery, implantology. The authors have used this technology for the planning of dental implants after mandibular and maxillary reconstruction with bone grafts in order to prefabricate individual drillings templates for implant insertion [12].

Having these solid models at his disposal before an operation, the surgeon will be able to optimize his procedure and thus garantee a better prognosis. If need be, they can enable the surgeon to indicate or contra-indicate the possibilities to insert specific devices (such as endo-bone implants, or osteosynthesis plates...), (Fig. 12, 17, 18)

The method developed is extremely interesting in that it makes it possible to work from numerous data sources, in medical imagery: T.D.M., N.M.R., echography... Thus it is easy to envisage the reconstruction of either bone items for maxillo-facial surgery, implant surgery or orthopedic surgery; or of organs made of soft tissues for maxillo-facial surgery (the meniscus of the T.M.A., the filling for the losses of substance...) for orthopedic surgery (meniscus and articulary cartilages...), for the abdominal or vascular surgery (the conception of adapted prosthesis ), for intracranial endovascular surgery...

The time necessary for every 3D reconstruction is an important factor that should be taken into consideration, as well as the sophistication of the instruments. As far as the maxillary is concerned, we have wished to obtain efficient reconstructions by imposing on the slicing algorithm some criteria allowing very thin slices/layers to be produced in unlimited numbers. The thickness of the slice/ layer is set at 0,1 mm (or 100 $\mu$) for the production and so the item comprises more than 800 slices/ layers. The manufacturing time can be easily calculated from the very start of the manipulation and indicates a duration of approximately 8 hours. This amount of time depending directly on the number of slices imposed, it can be reduced by half by imposing a choice of slices which are twice as thick. The role of the operator is to establish a clever compromise between the necessary degree of precision and the imposed manufacturing time.

As regards the volume of data, after slicing and adding a grid and supports, the file comprises some information treated in the form ASCII, and has a size of 14 M.B.(mega-bytes). In order to obtain a more rational use of the stereophotolithography machine by the processor, the volume of data, converted into the form S.P.L., which is closer to the binary mode, is reduced to 6,9 M.B. The present increase in the performance of storage media, for example CD rom, renders the use of such volumes of datas perfectly simple.

Great progress has been achieved thanks to this technology since its appearance on the industrial market in 1987 [12,13,27,28]. Nowadays the main interest of stereolithography lies in the fact that the perfecting and the producing of the prototypes is extremely quick in comparison with the traditional techniques [17,18].

According to the report of the 3rd international conference about rapid prototype production, which was held in June 1992 in Daytona, stereolithography is the most advanced process of rapid prototype production.

However, these applications to the biological and medical fields won't be fully developed in the future unless better results are achieved, especially as regards reliability, manufacturing time, and the cutting down of the investment and production costs, but also the development and/or the adaptation of machines that are adapted and integrated into the imagery equipment used in the medical field.

## References


[1] Renouard F.
Reconstitution du squelette à partir du scanner.
Info. Dent., n° 36 du 20 oct. 1988, pp 3501-3511.

[2] Renouard F.
Utilisation du scanner et des maquettes scanlam dans le bilan pré-implantaire.
Journal de Parodontologie, Vol. 10 n° 2, 1991, pp 145- 152.

[3] Frohberg U., Haase L.
Chirurgie simulée en 3D
Rev. Stomatol. Chir. Maxillofac., 1993, 94, n°1, pp 33-36

[4] Kliegis U, Schwesig W., Weigel H., Mittelstädt R.,Kortmann Th., Zenker W.
From computer tomography to organ models.
Proceeding /SPIE Vol 1030 Biostereimetrics '88 -
Fifth International Meeting, 1988.

[5] Kliegis U, Schwesig W., Weigel H., Mittelstädt R.,Kortmann Th., Zenker W.
Organ models for surgery plannig.
Neugbauer/Windischbauer: surface Topography and Body Deformity.
Gustave Fischer. Stutgart. New York 1990.

[6] Schmitz H.J., Tolxdorff Th., Honsbrok J., Fritz R.Th., Gross U.
3D-based computer assist manufacturing of individual alloplastic implants for cranial and maxillofacial osteoplasties.
In: Lemke Hu, rhodes Ml, Jaffee Cc, Felix R (eds.)
Computer assist radiology. Computergestützte Radiologie, CAR'89,
Springer Verlag, Berlin, pp 390-395, 1989.

[7] Gérard H.M.
Automated 3-D Reconstruction of the Human Embryon Heart;
Hospimédica, , Vol. IX, n° 2, 1991, pp 24-28.

[8] Gérard H.M.
Two worlds: Baby Nature en 3-D.
Tech Images, n° 16/17, Juillet/aout 1991.

[9] Gérard H.M., Bouchet P., Jacquemin P., le Melinaire P., Mallet J.L.
A new method computer aided 3-D reconstruction of the human embryo from serial, non consecutive, histologic sections.
Acta stereol. 11/Suppl 1,1992, pp 187-192.

[10] Gérard H.M., André J.C., Mallet J.L.
Computer-aided 3D reconstructions from routine histologic sections. Implementation of a new algorithm.
European Microscopy and Analysis, January 1993, pp 23-25

[11] Molé C., Gérard H., Mallet J.L., Chassagne J.F, Miller N.
Implementing a New Three-Dimensional Treatment Algorithm of Complex Surfaces to Applications in Surgery
International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, vol 53 N°2, Feb 1995; pp 158-162.

[12] Bill, J.S., Reuther J.F., Dittman W., Kübler N., Meier J.L., Pistner H., Wittenberg G.
Stereolithography in oral and maxillofacial peration planning.
Int. J. Oral Maxillofac. Surg., 1995, 24: 98-103

[13] Bill, J.S., Reuther J.F., Muthling J, Wittenberg G., et al.
Stereolithographie, eine neue Methode zur implantologischen operationplanung nach Unterkieferrekonstruction.
Deutsch ZahnArztl Z 1993: 48: 789-92.

[14] Mallet J.L.
Discrete Smooth Interpolation.
Computer-aided Design, vol 24 n° 4, april 1992, pp 177-191.

[15] Mallet J.L.
Discrete Smooth Interpolation in geometric modeling.
ACM Trans. Graphics, 8, 1989, pp 121-144.

[16] André J.C., Corbel S., Cabrera M., Nonnenmacher F., Schaeffer P.
Stéréo Photolithographie LASER.
Annales de Physique, Colloque n°2, Supplémént au n° 2, Vol. 16, Avril 1991.

[17] André J.C., Le Mehaute A., Witte O.
Dispositif pour réaliser un modèle de pièce industrielle
French Patent 84 11 241 (16.07.1984).

[18] André J.C., Corbel S
Stéréophotolithographie Laser
Ed Polytechnica, ISBN 2-84054-021-5, 1994, 336p.

[19] Zinreich S.J., Mattox D.E., Kenedy D.W., and all.
3-D CT for cranial facial and laryngeal surgery.
Laryngoscope, 98 (11), Nov 1988 pp 1212,1219.

[20] Marsh J.L., Vannier M.W.
The "third" dimension in cranio-facial surgery.
Plast. Reconstruct. Surg., 71: 1983, pp 759-767.

[21] Marsh J.L., Vannier M.W.
Cranial base changez following surgical treatment of craniostenosis.
Cleft Palate J (suppl) 1986; 23: pp 9-18.

[22] Marsh J.L., Vannier M.W., Bresina S., Hemmer K.M.
Applications of computer graphics in cranio-facial surgery.
Clinics in Plastic Surgery July 1986; 13 (3): pp441-448.

[23] Marsh J.L., Vannier M.W.
Three dimensional imaging from CT scans for evaluation of patients with cranio-facial anomalies.
Craniofacial Malformations: Churchill-Livingstone Edinburgh, 1990.

[24] Lawrence J., Marentette M.D., Robert H., Maisel M.D.
Three dimensional CT reconstruction in midfacial surgery.
Otolaryngology-Head and Neck Surgery, Vol 98[1], Jan. 1988, pp 48-52.

[25] Stimac G.K., Sundsten J.W., Prothero J.S., and all.
Three-Dimensional contour surfacing of the skull, face, and brain, from CT and MR images, and from anatomic sections.
A.J.R. 151,[4], Oct. 1988, pp 807-810.

[26] Treil J., Escude B., Casteigt J., Jeager M., Cavezian R., Pasquet G.
La charpente maxillo-mandibulaire. Nouvelle approche cranio-faciométrique tridimensionnelle.
Actualités Odonto Stomatologiques, N° 188, déc. 1994, pp 627-

[27] Molé C., Gérard H., Marchal A., Bouchet P., Della Malva R., Mallet J.L., Corbel S., Miller N.
Implémentation de nouvelles technologies de modélisation 3D et de reconstruction plastique des structures maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire.
Actualités en Biomatériaux, Vol n°2 1993, Nancy, pp 281-288.

[28] Molé C., Gérard H., Della Malva R., Mallet J.L., Corbel S., Miller N., Penaud J.
Imagerie médicale: exploitation et perspectives. Modélisation 3D et reconstruction plastique stéréolithographique.
Actualités Odonto Stomatologiques, n° 181, mars 1993, pp 127-141.

FCD CA
14-6-95

# Journal of Dental Research

March 1995 • Volume 74 • Number 3

*Founded by William J. Gies in 1919*

*Official publication of the International Association for Dental Research and all of its Divisions. The Journal is owned and managed by the American Association for Dental Research, 1619 Duke St., Alexandria, VA 22314. (703) 548-0066. FAX (703) 548-1883.*

The *Journal of Dental Research* is dedicated to the dissemination of new knowledge and information on all sciences relevant to dentistry and to the oral cavity and associated structures in health and disease.

The opinions and views expressed in the material published in the *Journal of Dental Research* are those of the authors and contributors and are not necessarily those of the IADR/AADR. The authors and contributors are solely responsible for the content of their material, and the IADR/AADR accepts no liability for the consequences of any inaccurate or misleading statement or opinion.

| Subscription Rates | U.S. | Non-U.S. |
|---|---|---|
| Active and Associate Members | $38.00 | $47.00 |
| Life Members | 38.00 | 47.00 |
| Research Technicians / Assistants (U.S. only) | 38.00 (optional) | |
| Student Members | 16.00 | 16.00 |
| Non-members, Institutions | 350.00 | 360.00 |

## CONTENTS

Guest Editorial: Aging–A Global Issue _____ 724
*R.L. Ettinger*

Letter to the Editor: On the Secrecy of Patents and Copyrights _____ 727
*Lloyd Sutfin*

Argentine Division _____ 728

Australian and New Zealand Division _____ 743

Brazilian Society for Dental Research _____ 768

The British Society for Dental Research _____ 814

Chilean Section _____ 901

Continental European Division _____ 911

Irish Division _____ 948

Israeli Division _____ 954

Japanese Association for Dental Research _____ 964

Korean Division _____ 986

Peruvian Section _____ 1003

South African Division _____ 1006

Classified _____ Inside Front Cover and Page 721

49 3-D modeling and laser stereophotolithography. Applications in maxillo-mandibular implantology. C. MOLE and N. MILLER (Periodontal Research Laboratory, Nancy, France.)

Recent advances in computer technology enable automatic reconstructions of surface models using digitial contour lines and 3-D representation on a graphic terminal.

The objective of this study is to obtain three dimensional reconstructions of facial bones as a guide for oral surgery and complex dental implantology procedures.

The starting point is a CTscan examination. The limits of the cortical bone are automatically outlined, then digitalized using a special computer programme. The resulting data is then compiled for computer aided design (C.A.D.) purposes, and a virtual 3-D model of the bone is mathematically computed. This model can then be transferred to a computer programme that pilots a C.A.D./C.A.M. (computer aided manufactory) machine which in turn guides a laser stereolithography process.

The preliminary results concerning the use of three dimensional images as well as solid model for clinical and surgical purposes give rise to a high degree of reliability for themorphological diagnosis, the surgical act, and the subsequent prognosis. This study is supported by a three year clinic research agreement.

# - Communications -

## A) Communications internationales

1) 14th Annual International Conference of the IEEE
Engineering in Medecine and Biology Society
29 Oct 1992, PARIS, France,
29 - 31 Octobre 1992, Paris

**"Implementing new technologies for 3D modelisation and plastic reconstruction in maxillo-mandibular implantology."**
C. MOLE, H. GERARD.

2) IADR 1994, International Association for Dental Research
16 Sept. 1994, LYON, France,
**"3D modeling and Laser stereophotolithogrpahy. Applications in maxillo-mandibular implantology."**
C. MOLE, N. MILLER

## B) Conférences à l'étranger

3) Periodontology Faculty Seminar
27 April 1994, Medical College of Virginia, Richemond, U.S.A.
Conférence de 45 minutes
**"3-dimensional imagery, and plastic stereolithographic reconstruction for oral surgery"**
C. MOLE, N. MILLER

4) Periodontology Faculty Seminar
28 April 1994, Medical College of North Carolina, Chapell Ill, U.S.A.
Conférence de 45 Minutes
**"3-dimensional imagery, and plastic stereolithographic reconstruction for oral surgery"**
C. MOLE, N. MILLER

## C) Communications Nationales

5) Société Odontologique Française de Radiologie Et de Biophysique
15 émes Jounées Scientifiques,
22-23 Mai 1992, Toulouse.
Séance Imagerie 3-D :
**"Nouvelles technologies de modélisation et reconstruction 3 D des structures anatomiques et embryologiques maxillo-mandibulaires."**
Ch. MOLE, A. MARCHAL, H. GERARD,P. BOUCHET, R. DELLA MALVA, J.L. MALLET, S. CORBEL, N. MILLER.

6) **Institut Européen des Biomatériaux et de Microchirurgie**
3 émes Journées de l'I.E.B.M. de Nancy
8-9 Octobre 1992, Nancy.
2ème Session: Implantologie en Odontologie;
- réalités quotidiennes et perspectives d'avenir.
**"Implémentation de nouvelles technologies de Modélisation 3-D et Reconstruction plastique des structures Maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire."**
Ch. MOLE, H. GERARD, A. MARCHAL, P. BOUCHET, R. DELLA MALVA, J.L. MALLET, S. CORBEL, N. MILLER.

7) **7ème Colloque National de Parodontie**
21-23 MAI 1993, VITTEL
**"Simulation pré-chirurgicale et perception 3-D des structures anatomiques par modélisation et reconstruction plastique."**
C. MOLE, H. GERARD, N. MILLER

8) **Assemblée Générale de l'AAUL, 1993**
Association de Amis de l'Université de Lorraine
Conférence de 45 Minutes donnée après remise du Grand Prix de la Recherche Scientifique
04 Juin 1993, NANCY
**"Développement de méthodes d'analyse et de reproduction tridimensionnelles dans le diagnostic et la simulation, pré-chirurgicale en implantologie maxillo-mandibulaire."**
C. MOLE

9) **Journées Franco-Balkaniques de Stomatologie et Chirurgie Maxillo-faciale**
Communication libre
24 Juin 1994, Nacy.
**"Reconstruction tridimensionnelle maxillo-mandibualire. Perspectives en Implantologie"**
C. MOLE, J.F. CHASSAGNE

10) **Société Française de Stomatologie, Chirurgie Maxillo-faicale et Chirurgie Plastique de la Face.**
Communication libre
Samedi 8 Octobre 1994, Paris.
**"Implantologie et maquettes 3D préopératoires"**
C. MOLE,H. GERARD, N. MILLER, J.F. CHASSAGNE

11) **Journées de l'Enseignement Odontologique de Nancy.1995**
Communication
Samedi 21 Octobre 1995, Nancy.
**" La simulation chirurgicale en implantologie: un apport logistique"**
C. MOLE

# - Posters -

## 1) 2éme **Forum** "Jeunes Chercheurs En Odontologie"

16-17 Octobre 1992, Strasbourg.
Dans le cadre du programme scientifique réservé à :
Modélisation et Imagerie Numérique.

**"Implémentation de nouvelles technologies de Modélisation 3-D et Reconstruction Plastique des structures anatomiques maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire."**

C. MOLE, H. GERARD, A. MARCHAL, P. BOUCHET, J.L. MALLET, S. CORBEL, N. MILLER.

## 2) I.T.B.M. - I.E.E.E. - I.N.S.E.R.M.

Communications internationales
6ème Forum Jeunes Chercheurs
29 - 31 Octobre 1992, Paris

**"Implementing new technologies for 3-D modelisation and plastic reconstruction in maxillo-mandibular implantology."**

C. MOLE, H. GERARD, A MARCHAL, P. BOUCHET, J.L. MALLET, R. DELLA MALVA, S. CORBEL, N.MILLER, J. PENAUD.

## 3) 3éme **Forum** "Jeunes Chercheurs En Odontologie"

12-13 Septembre 1995, Paris.
Dans le cadre du programme scientifique réservé à :
Modélisation et Imagerie Numérique.

**"Simulation Chirurgicale 3D en implantologie maxillo-mandibulaire."**

C. MOLE, H. GERARD, J.F. CHASSAGNE, J.L. MALLET, S. CORBEL, N. MILLER.

Poster retenu par le jury pour être représenté au Congrès de l'ADF 1995

# - Prix de recherche -

## 1) Prix des meilleurs posters pour un travail de recherche

2éme **Forum** "Jeunes Chercheurs En Odontologie"

Récompense:**2 ème Prix**

16-17 Octobre 1992, Strasbourg.
Dans le cadre du programme scientifique réservé à :
Modélisation et Imagerie Numérique.

**"Implémentation de nouvelles technologies de Modélisation 3-D et Reconstruction Plastique des structures anatomiques maxillo-mandibulaires en implantologie dentaire."**

Ch. MOLE, H. GERARD, A. MARCHAL, P. BOUCHET, J.L. MALLET, S. CORBEL, N. MILLER.

## 2) Prix des meilleurs posters pour un travail de recherche

**I.T.B.M. - I.E.E.E. - I.N.S.E.R.M.**
Communications internationales
6ème Forum Jeunes Chercheurs
29 - 31 Octobre 1992, Paris
Récompense:**2 ème Prix** (rémunéré : 1000 F)

**"Implementing new technologies for 3-D modelisation and plastic reconstruction in maxillo-mandibular implantology."**

C. MOLE, H. GERARD, A MARCHAL, P. BOUCHET, J.L. MALLET, R. DELLA MALVA, S. CORBEL, N.MILLER, J. PENAUD.

## 3) Grand Prix de la Recherche Scientifique de l'A.A.U.L.

Association des Amis de l'Université de Lorraine
décerné le 4 Juin 1993, après une conférence de 45 minutes.
Prix : 10.000,00 Frs

**"Développement de méthodes d'analyse et de reproduction tridimensionnelles dans le diagnostic et la simulation, pré-chirurgicale en implantologie maxillo-mandibulaire."**

C. MOLE
Co-Parrains: N. MILLER, H. GERARD, J.L. MALLET, J.C. ANDRE

# Annexe 2:
# Participation et obtention de Contrats de recherche en rapport avec le sujet de recherche

## 1) Contrat de Recherche Externe de l'INSERM

Année 1992
Titre :

Implémentation de nouvelles technologies de reconstruction et de modélisation 3-D en implantologie dentaire

Directeur de Programme : N. MILLER
Chargés de recherche: C.MOLE
A. MARCHAL
Laboratoire de Recherches Parodontales - Dr N. MILLER
Laboratoire de biologie du développement - Dr H. GERARD
~~Crédits de 303.000,00 Frs accordés par la comission N° 9 (crédits en attente)~~

## 2) Contrat de Recherche Clinique, C.H.R.U.

Année 1992
Titre :

Application des techniques de modelisation 3D à l'étude de la croissance des structures cranio-maxillo-faciales et à l'optimisation de la correction et du suivi des pathologies.

Directeur de Programme : Pr J.F. Chassagne
chercheurs associés :
Pr H. GERARD, Dr C. MOLE, Dr N. MILLER, Dr A. MARCHAL, Dr L. DEBLOCK,
Pr J.C. MARCHAL, Pr L. PICARD, Dr E. BARRAT, Pr J.L. MALLET, Pr J.C. ANDRE

Projet soutenu au niveau régional par le C.H.R.U.
~~Crédit demandés : 840.000,00 Frs pour 3 ans (accordés: 730.000,00 Frs pour 3 ans~~

## 3) Contrat de Recherche Clinique - Pôle Européen de Santé

Année 1995
Thème 3: "Moyens de compensation et substitution et d'adaptation des incapacités et des situations de handicap d'origine motrice: axe mécanique / matériaux."
cadre: "modélisation et amélioration des performances et de la longévité des endoprothèses."
Titre :

Application des méthodes de modelisation par stéréolithographie laser en reconstruction ossueses cranio-faciale.

Directeur de Programme : Pr J.F. Chassagne
chercheurs associés :
Pr H. GERARD, Dr C. MOLE, Dr A. BECKER, Dr A. MARCHAL, Dr L. DEBLOCK,

**Annexe 3:**
**Caractéristiques techniques des résines SPL**
**Résine DIACRYL 101, et initiateur IRGACURE 500**
amorceur

AKZO

Chemical Division

Monsieur le Directeur,

INPL (ENSIC)
URA CNRS
1 rue Grandville

54001 Nancy

V/réf.: N/réf.: Date

Ma/fl 17 Avril 1991

Monsieur le Directeur,

Veuillez trouver en annexe la (les) fiche(s) de données de sécurité relative(s) à notre (nos) produit(s) :

DIACRYL 101

Nous vous en souhaitons bonne réception et vous prions d'agréer, Monsieur le Directeur, l'expression de nos sentiments distingués.

p.o. B Masse

P.J.
MC/EG-91/620/T
Transmis à Messieurs les Directeurs
des 5 laboratoires
aux Responsables des services T.P.
M. BELLEAU - FAVIER - PATERNOTTE G.
M. SANCHEZ
pour information
le 29/04/1991

RÉCEPTIONNÉ LE
23. AVR. 1991
E.N.S.I.C.
558

Pour le Directeur et par Délégation,
Le Secrétaire Général,

p° EG

M. CLEMENS

Akzo Chemicals sarl
Boîte Postale 217
60202 Compiègne Cede
France
Tél.: 44 90 30 00
Télex: 140410
Téléfax: 44 90 30 44



Akzo Chemicals sarl au cap. de 7452000 F - RC Compiègne B 925420341 - CCP Paris 1755.10
Adr. Télégr. Akzo Chemicals Compiègne - Siret No. 92542034100016

# Fiche de données de SECURITE

RISQUES SPECIFIQUES

Akzo Chemicals s.à.r.l.
B.P. 217
60202 COMPIÈGNE CEDEX

## 1. IDENTIFICATION

1.1. Désignation commerciale: DIACRYL 101

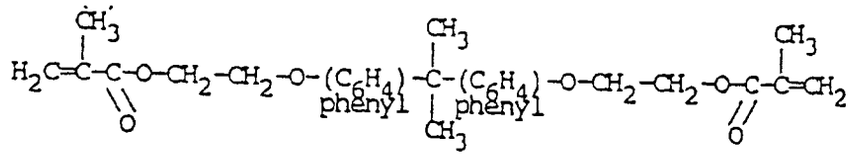
1.2. Fournisseur: - Fabricant AKZO - Revendeur (voir cachet ci-dessus)
- Service Tel: 44 90 30 18

1.3. Types d'utilisation (pour plus de détails, se reporter à la notice technique)

Résine pour fabrication de tuyaux et citernes.

## 2. COMPOSITION

2.2. bis ( 4- methacryloxyethyloxy-phenyl)-propane.




## 3. PROPRIÉTÉS PHYSIQUES

| | | Solide | Pâteux | Liquide | Gazeux |
|---|---|---|---|---|---|
| 3.1. Etat physique: | - à 20°C | ☐ | ☐ | ☒ visqueux | ☐ |
| | - à ... °C | ☐ | ☐ | ☐ | ☐ |

- Couleur: claire - Odeur:

3.2. Température: - de fusion -20°C - initiale de distillation ...°C - de décomposition ...°C

3.3. pH: - à l'état de livraison: . . . - à la dilution d'emploi conseillée: . . .

| 3.4. Solubilité: | - diluable (g/l) | - non miscible |
|---|---|---|
| - dans l'eau . à 20°C | . . . . | ☒ |
| - dans l'eau . à ... °C | . . . . | ☐ |
| - dans les solvants | alcool, acétone, toluène | ☐ |

3.5. Pression de vapeur: - à 20°C 2 mmHg - à ...°C ... mbar
(émission de vapeur à surveiller:

| 3.6. Masse volumique | Vapeur | Liquide | Solide |
|---|---|---|---|
| - à 20°C | . . . kg/m³ | 1.120Kg/m³ | . . . g/cm³ |
| - à ... °C | . . . kg/m³ | . . . g/cm³ | . . . g/cm³ |

3.7. Autres données:

Polymérisation au-dessus de 114°C (réaction exothermique pendant la polymérisation)
Viscosité : 2,5 - 3,5 Pa.s (20°C)

## 4. STOCKAGE ET MANIPULATION

4.1. Précautions spéciales en cours de stockage et de manipulation: stocker dans emballage d'origine fermé dans un local frais

4.2. Matériaux d'emballage à éviter:

4.3. Produits de décomposition dangereux:

4.4. Réactions dangereuses avec:
Mesures préventives:



U.I.C. - février 1978

4.5. Mesures individuelles de prévention et de protection: masque ☐ gants ☐ lunettes ☐ autres:

4.6. Mesures spéciales de protection: prendre les mesures habituelles lors de la manipulation de produits chimiques

4.7. Mesures après fuite ou déversement accidentel:

4.7.1. Procédé de neutralisation ou de destruction du produit: Absorber puis ramasser le produit, mettre en décharge spécialisée en tenant compte de la législation en vigueur

4.7.2. Procédé de destruction des emballages souillés: Nettoyer avec l'eau/émulsifiant.

4.8. Autres recommandations:

## 5. INFLAMMATION ET EXPLOSION

5.1. Point d'éclair 210 °C selon norme: Cleveland open cup

5.2. Température d'auto-inflammation: > 400 °C selon norme:

5.3. Dangers particuliers d'incendie ou d'explosion: pas applicable

5.4. Moyens d'extinction: tous les moyens
- Recommandés:
- Contre-indiqués:

5.5. Mesures particulières de protection dans la lutte contre l'incendie:

5.6. Autres recommandations:

## 6. RENSEIGNEMENTS TOXICOLOGIQUES

LD 50 (rats) : > 30 ml/kg

Peau : (lapins) très légèrement irritant
Yeux : (lapins) pas de lésions détectables
Mutagénécité : (selon Ames) négatif

## 7. MESURES DE PREMIERS SECOURS

Peau : laver à l'eau et au savon
Yeux : rincer abondamment à l'eau courante
Ingestion : rincer la bouche à l'eau
Inhalation (en cas d') : sortir de la zone contaminée, position sécurité
Note : CAS SERIEUX : Consulter un médecin

## 8. PRÉCAUTIONS PARTICULIÈRES CONCERNANT LES REJETS DU PRODUIT (voir aussi fiche « Réglementation », § 3.2.).

## 9. INDICATIONS PARTICULIÈRES

*Cette fiche complète la notice technique d'utilisation mais ne la remplace pas. Les renseignements qu'elle contient sont basés sur l'état de nos connaissances relatives au produit concerné, à la date du* JUIN 1988 . . . . .

# RAPPEL DES PRINCIPAUX TEXTES LÉGISLATIFS ET RÉGLEMENTAIRES

| SOCIETE | NOM DU PRODUIT | DATE : |
|---|---|---|
| AKZO Chemicals S.A.R.L<br>B.P. 217<br>60202 COMPIEGNE CEDEX | DIACRYL 101<br><br>(N° CAS : 24 448 - 20 - 2) | JUIN 1988 |

En face de chaque rubrique sont indiqués les textes législatifs et réglementaires à consulter ainsi que le (ou les) numéro (s) à prendre en considération.

La plupart des textes concernant la protection des travailleurs sont regroupés dans le manuel pratique «Hygiène et sécurité» édité et remis à jour tous les deux ans par l'U.I.M.M., 56, avenue de Wagram 75854 PARIS CEDEX 17

## 1. PROTECTION DES TRAVAILLEURS

| | |
|---|---|
| 1.1. Maladies professionnelles | Code de la sécurité sociale<br>– articles L 495 à L 501<br>Tableaux publiés en annexe au décret 46-2959 du 31 décembre 1946 (*J.O. du 1er janvier 1946*). Nombreuses révisions |
| 1.2. Maladie à caractère professionnel | Indépendamment des tableaux des maladies professionnelles signaler toute maladie ou tout symptôme susceptible de présenter un caractère professionnel.<br>Décret 63-865 du 3 août 1963 (*J.O. du 23 août 1963*) et article L 500 du code de la sécurité sociale modifié par la loi 1106 du 6 décembre 1976 (*J.O. du 7 décembre 1976*) |
| 1.3. Surveillance médicale spéciale | Code du travail -<br>- article R 241-50 (*J.O. du 24 juillet 1977*). |
| 1.4. Travaux interdits | Code du travail<br>. articles R 234-9 et 10 (femmes)<br>. articles R 234-16, 20 et 21<br>(jeunes travailleurs de moins de 16 et/ou 18 ans) |
| 1.5. Hygiène et sécurité du travail | Code du travail<br>. Article R 232-12 à 14 : ventilation<br>. Article R 233-43 : risques de débordement, d'éclaboussures ou déversements par rupture.<br>Eventuellement : règlementation spécifique |
| 1.6. Substances dangereuses | Code du travail<br>Article L 231-6<br>Arrêté du 25 avril 1979 (*J.O. du 26 juin 1979*)<br>Circulaire du 30 mai 1979 (*J.O. du 26 juin 1979*)<br>Arrêté du 10 décembre 1980 (*J.O. du 14 décembre 1980*)<br>Voir brochure 1464 et 80-202 des *J.O.* |
| 1.7. Préparation dangereuses | Solvants : arrêté du 25 juin 1975 (*J.O. du 19 août 1975*)<br>voir brochure 75-182 des *J.O.*<br><br>Peintures, colles, etc. . . . : annexes I et II de la directive 77/728/CEE du 7 novembre 1977 (*J.O.C.E. L 303 du 28 novembre 1977*)<br>Réglementations particulières : hydrocarbures benzéniques, bromure de méthyle, composés arsenicaux, certains dérivés chlorés des hydrocarbures acycliques, etc... |
| 1.8. Prévention des incendies | Code du travail<br>Articles R 233-14 à 41.<br>Dangers d'incendie et risques d'explosion : décret du 14 novembre 1967, art. 43-44 (*J.O. du 5 décembre 1962*)<br>Voir brochure 1228 des *J.O.* sur le matériel utilisable dans les atmosphères explosives. |

## 2. PROTECTION DE LA POPULATION

| | | |
|---|---|---|
| 2.1. Santé publique : substances vénéneuses | Code de la santé publique<br>Articles R. 5149 à R. 5211<br>Voir brochure 1209 des *J.O.* | |
| 2.2. Hygiène alimentaire | Répression des fraudes et contrôles de la qualité : décret du 12 février 1973 (*J.O. du 15 février 1973*)<br>Voir brochure 1227 des *J.O.* | |
| 2.3. Emploi en agriculture | Supports de culture : annexe 1 au décret du 15 juin 1980 (*J.O. du 29 juin 1980*)<br>Arrêté du 20 mars 1981 (*J.O. du 22 avril 1981*) :<br>Posticides : annexe 2 de la directive 78/691/CEE du 26 juin 1978 (*J.O. C.E.L. 206 du 29 juillet 1978*).<br>Loi du 2 novembre 1943 (*J.O. du 4 novembre 1943*) et arrêté du 25 février 1975 (*J.O. du 7 mars 1975*)<br>dispositions relatives à l'application des produit antiparasitaires à usage agricole.<br>Nombreux textes divers | |
| 2.4. Divers | | |

## 3. PROTECTION DE L'ENVIRONNEMENT

| | | |
|---|---|---|
| 3.1. Installations classées | Loi 76-663 du 19 juillet 1976 (*J.O. du 20 juillet 1976*)<br>Voir brochures 1001 des *J.O.* | |
| 3.2. Ecotoxicité . Déchets | Loi 75-633 du 15 juillet 1975 (*J.O. du 16 juillet 1975*)<br>Décret 77-974 du 19 août 1977 (*J.O. du 28 août 1977*) | |
| . Rejets interdits | Loi 64-1245 du 16 décembre 1964 (*J.O. du 18 décembre 1964*)<br>Huiles et lubrifiants : décret 77-254 du 8 mars 1977 (*J.O. du 19 mars 1977*)<br>Détergents : décret 77-154 du 28 décembre 1977 (*J.O. du 18 janvier 1978*) | |
| 3.3. Textes particuliers | Arrêté du 28 décembre 1977 (*J.O. du 18 janvier 1978*)<br>Fixant la mesure de la biodégradabilité des agents de surface<br>a) anioniques<br>b) cationiques | |

## 4. TRANSPORT ONU N°

| | R.M.T.D. | RID/ADR | O.M.C.I. maritime | IATA aérien |
|---|---|---|---|---|
| Classe . . . . . | | | | |
| Groupe, chiffre page ou article . . . . . | NC | NC | NC | NC |
| Etiquette . . . . . | | | | |

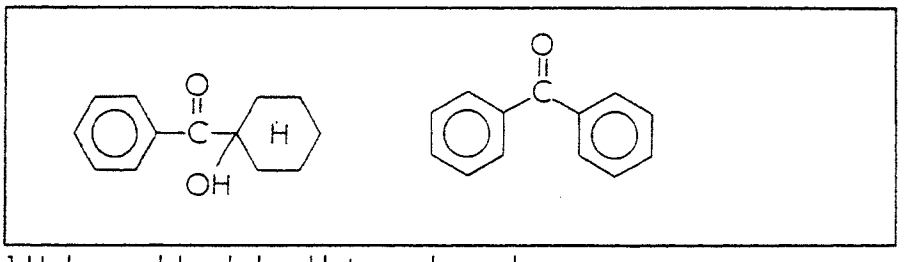
*Cette fiche indique seulement les principaux textes législatifs et réglementaires promulgués à la date du* JUIN 1988 *et relatifs au produit (substance ou préparation) concerné par la fiche de données de sécurité ci-jointe. Elle ne saurait être considérée comme une énumération exhaustive et ne dispense en aucun cas l'utilisateur du produit de se reporter à l'ensemble des textes officiels pour connaître les obligations qui lui incombent.*

# ®IRGACURE 500

IRGACURE 500 is a liquid mixture of two photoinitiators. It is used to initiate the photopolymerization of chemically unsaturated systems such as those based on as prepolymer – e.g. acrylates – in combination with mono- or multifunctional vinyl monomers as reactive thinners.

## Chemical Composition

IRGACURE 500 is a 1:1 mixture by weight of



1-Hydroxy-cyclohexyl-phenyl-ketone — benzophenone

Molecular weight: 204.3 — 182.2

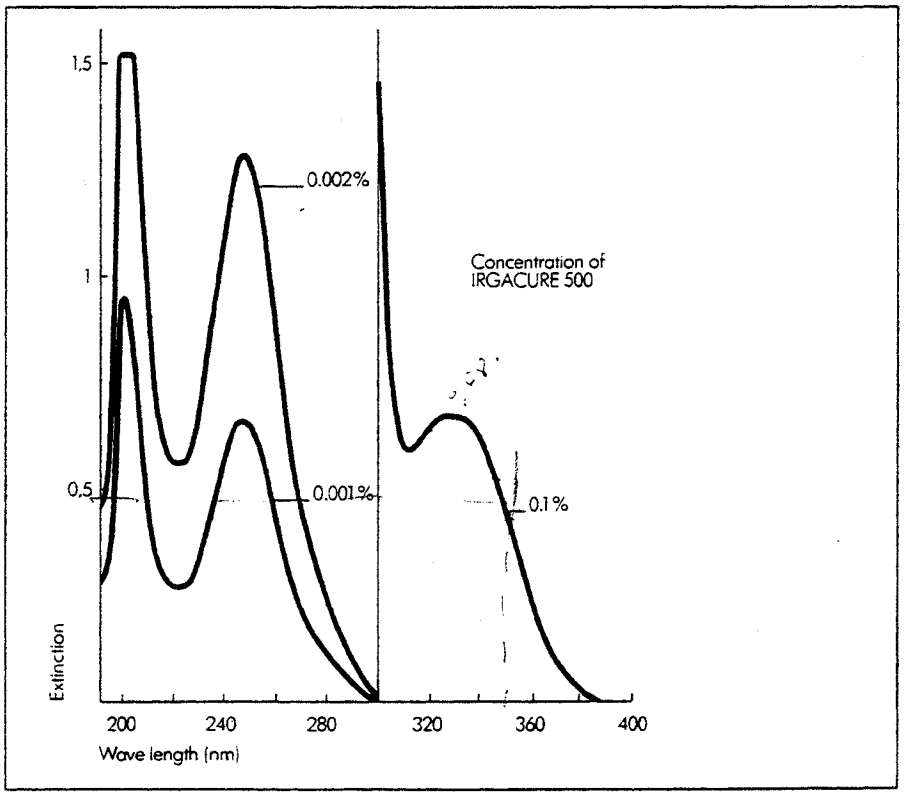
## Physical Properties

Appearance:
light yellow liquid

Viscosity:
90 mPa s (cone/plate viscosity tester)

Specific density at 20°C: 1.11 g/cm$^3$

Absorption spectrum:
IRGACURE 500 in ethanol
(cell thickness 1 cm)



| Solubility at 20°C (g/100 g solution): | |
|---|---|
| acetone | > 50 |
| butylacetate | > 50 |
| methanol | > 50 |
| toluene | > 50 |
| hexanedioldiacrylate | > 50 |
| OTA 480 (oligomeric acrylate[1]) | > 50 |
| trimethylolpropanetrisacrylate | > 50 |
| tripropyleneglycoldiacrylate | > 50 |
| N-vinylpyrrolidone | > 50 |

[1] available from UCB LTD., Belgium

## Safety and Handling

As far as we know at present, IRGACURE 500 requires no special safety measures, provided the usual precautions for handling industrial chemicals are observed. For more detailed information please refer to the Safety Data Sheet of IRGACURE 500.

IRGACURE 500 should be stored above 18°C. IRGACURE 500 may solidify during storage at lower temperatures. If this happens, the product can easily be reliquified by slightly warming. This does not affect the effectiveness of the product.

Opened drums should be closed after use to protect the product against light.

## Application

IRGACURE 500 may be used after adequate testing alone or in combination with suitable coinitiators, such as amines for applications such as UV curable clear coatings for paper, metal and plastic materials.
Its low viscosity provides an additional advantage lowering the viscosity of the total formulation.
IRGACURE 500 is especially suitable to be used for the dispersion in water based UV formulations.

Since the performance of a photoinitiator depends to a great extent on the specific formulation, the optimum price/performance level should be determined by experimental trial series covering a concentration range.

Recommended concentrations:
2–6% IRGACURE 500

**Annexe 4:**
**Cas clinique**
**Résultats de l'analyse biologique pré-implantaire**

## *PROFIL HEMATOLOGIQUE*

| NUMERATION | | |
|---|---|---|
| *Globules blancs / mm3. . .* | 6.000 | *4 à 9 000* |
| *Globules rouges / mm3. . .* | 5.320.000 | *4,5 à 5,8 M* |
| *Hémoglobine g / 100 ml . .* | 16,3 | *13,0 à 18,0* |
| *Hématocrite %. . . . . .* | 46,8 | *42,0 à 52,0* |
| *Vol. Globulaire Moy. . . .* | 88,0 | *85 à 98* |
| *Teneur Corp. Moy. en Hb. .* | 30,6 | *27,0 à 32,0* |
| *Conc. Corp. Moy. en Hb . .* | 34,8 | *32,0 à 36,0* |
| *Coeff. de Variation G.R. %* | 12,2 | *inf. à 15,0* |
| PLAQUETTES *au mm3 . . . .* | 208.000 | *150-400 000* |

| FORMULE LEUCOCYTAIRE | % | /mm3 | |
|---|---|---|---|
| *Neutrophiles . . . . . .* | 44 | 2.640 | *1500 à 7000* |
| *Eosinophiles . . . . . .* | 4 | 240 | *0 à 400* |
| *Basophiles . . . . . .* | 1 | 60 | *0 à 100* |
| *Lymphocytes. . . . . .* | 41 | 2.460 | *800 à 4500* |
| *Monocytes. . . . . .* | 10 | 600 | *200 à 800* |

| VITESSE DE SEDIMENTATION | | |
|---|---|---|
| *1° heure . . . . . .* | 2 | |
| I.N.R. . . . . | 1,0 | |
| *Prophylaxie veineuse : 2 à 3* | *artérielle : 3 à 4,50* | |
| *(T.Q. % . . . . . .* | 100 | *70 à 100)* |
| *T.S. min . . . . . .* | 3'00 | *2 à 5* |

## *BILAN BIOLOGIQUE*

| | | | |
|---|---|---|---|
| *Glycémie . . . . . .* | 0,98 | *g/l* | *0,75 à 1,00* |
| *Calcium T. . . . . .* | 97 | *mg/l* | *90 à 105* |
| *Phosphore. . . . . .* | 39 | *mg/l* | *28 à 45* |

# Annexe 5:
# Programmes informatiques écrits en langage C adaptès spécifiquement pour gOcad pour générer des formes pantalon

Deux programmes indépenfdants de gOcad ont été développés grâce aux compétences de Taouffic ETTAJER, chercheur membre de l'équipe du L.I.A.D. (E.N.S.G., I.N.P.L.)

Ces deux programmes, MAIN 1 et MAIN2, permettent en dehors du contexte de l'utilisation du logiciel gOcad, de genérer des surfaces complexes en formes d'embranchements, à partir de contours sélectionés.

Les deux premières pages correspondent au programme MAIN 1

Les trois pages suivantes correspondent au programme MAIN 2

```
#include <INCLUDE/GEOBASE/Geobase.h>
#include <INCLUDE/GEOBASE/Geobinit.h>


main()
{
  TSURF_t      *p_tsurf ;
  PLINE_t      *p_pline_sup ;
  PLINE_t      *pp_pline[2] ;
  char          filename[256] ;
  FILE         *file ;
  ATOMPLINE_t *p_atompline ;
  TRANSFORM3_t transform   ;
  ITERATOR_t    iter       ;
  float         deplacement, zmin, zmax ;
  POINT3_t      point      ;
  BOOLEAN_t     mapp, hull ;
  int           ch ;
  SET_t        *p_set = SET_Create(2 ) ;

  GEOBASE_Init() ;

  printf("\nDonner Le Mode D'Association des Pieds du Pantalon");
  printf("\nTaper 1 pour mapp et 2 pour convex hull 3 pour les deux");
  scanf("%d",&ch);
  if( (ch > 3) || ( ch < 1 ) ) ch = 0 ;
  mapp = 1 ; hull = 2 ;
  mapp &= ch;
  hull &= ch;

  printf("\n---Entrer Le Nom de La Pline Sup");
  scanf("%s",filename);
  file = fopen( filename,"r");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",filename);
  p_pline_sup = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PL0.pl" ) ;
  if( !p_pline_sup )
       exit(1) ;
  p_pline_sup->loadAscii( (GOBJ_t*)p_pline_sup, file );
  fclose( file );
  file = fopen( p_pline_sup->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",p_pline_sup->name);
  p_pline_sup->saveAscii( (GOBJ_t*)p_pline_sup, file );
  fclose( file );



  pp_pline[0] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PL1.pl" ) ;
  if( !pp_pline[0] )
       exit(1) ;
  printf("\n---Entrer Le Nom de La Pline Inf 1 :");
  scanf("%s",filename);
  file = fopen( filename,"r");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",filename);
  pp_pline[0]->loadAscii( (GOBJ_t*)pp_pline[0], file );
  fclose( file );

  iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)p_pline_sup );
  p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) ;
  zmax = p_atompline->p_vrtx->pos.z ;
  iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)pp_pline[0] );
  p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) ;
```

```
  zmin = p_atompline->p_vrtx->pos.z ;
  deplacement = (zmax - zmin )/2 ;

  point.x = point.y = 0. ;
  point.z = deplacement ;
  TRANSFORM3_Set_Trans( transform, &point ) ;
  pp_pline[1] = (PLINE_t*)GOBJ_Copy((GOBJ_t*)pp_pline[0],STRING_Tmp(NULL)) ;
  pp_pline[0]->transform( (VSET_t*)pp_pline[0], transform )     ;
  SET_Add_Item( p_set, pp_pline[0] );
  file = fopen( pp_pline[0]->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",pp_pline[0]);
  pp_pline[0]->saveAscii( (GOBJ_t*)pp_pline[0], file );
  fclose( file );
  p_tsurf = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS1.ts");
  if( !p_tsurf )
   exit(0);
  file = fopen( p_tsurf->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf->name);
  if( TSURF_Load_from_2ClosedPlines( p_tsurf, pp_pline, 3, mapp, hull ))
  p_tsurf->saveAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf, file );
  fclose( file );


  printf("\n---Entrer Le Nom de La Pline Inf2 :");
  scanf("%s",filename);
  file = fopen( filename,"r");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",filename);
  pp_pline[0] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PL2.pl" ) ;
  if( !pp_pline[0] )
       exit(1) ;
  pp_pline[0]->loadAscii( (GOBJ_t*)pp_pline[0], file );
  fclose( file );
  pp_pline[1] = (PLINE_t*)GOBJ_Copy((GOBJ_t*)pp_pline[0],STRING_Tmp(NULL)) ;
  pp_pline[0]->transform( (VSET_t*)pp_pline[0], transform )     ;
  SET_Add_Item( p_set, pp_pline[0] );
  file = fopen( pp_pline[0]->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Pline %s N'existe Pas",pp_pline[0]);
  pp_pline[0]->saveAscii( (GOBJ_t*)pp_pline[0], file );
  fclose( file );
  p_tsurf = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS2.ts");
  if( !p_tsurf )
   exit(0);
  file = fopen( p_tsurf->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf->name);
  if( TSURF_Load_from_2ClosedPlines( p_tsurf, pp_pline, 3, mapp, hull ))
  p_tsurf->saveAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf, file );
  fclose( file );
  pp_pline[1] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PL3.pl");
  PLINE_Load_from_Plines( pp_pline[1], SET_Init_Next_Item( p_set ) );
  file = fopen( pp_pline[1]->name,"w");
  if( !file)
    printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf->name);
  iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)pp_pline[1]);
  while( p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) )
   p_atompline->p_vrtx->movable = 0 ;
  pp_pline[1]->saveAscii( (GOBJ_t*)pp_pline[1], file );
  system("clear");
  printf("\nLancer Gocad et Charger la pline PL3");
}
```

```
#include <INCLUDE/GEOBASE/Geobase.h>
#include <INCLUDE/GEOBASE/Geobinit.h>

#define NEXT_AT( p_a1, p_a2 )  \
(  (p_a2->p_sat[0]  == (ATOMXXX_t *)p_a1) ? (ATOMPLINE_t *)(p_a2->p_sat[1]) :
main()
{
  TSURF_t *p_tsurf1, *p_tsurf2, *p_tsurf3, *p_tsurf4, *p_tsurf5,
          *p_tsurf6, *p_tsurf7 ;
  PLINE_t *p_pline_assoc, *p_pline_int[2], *p_new_pline ;
  ATOMPLINE_t *pp_atom0[2], *pp_atom1[2], *pp_atom2[2], *pp_atom3[2] ;
  ATOMPLINE_t *p_new_atom0, *p_new_atom1, *p_new_atom2, *p_atompline ;
  long movable0[2], movable1[2], movable2[2], movable3[2] ;
  POINT3_t  *pos0[2], *pos1[2], *pos2[2], *pos3[2] ;
  VRTX_t *pp_vrtx[2] ;
  POINT3_t pos ;
  char  filename[256];
  COORD_t xmin, ymin, xmax, ymax ;
  ITERATOR_t iter ;
  int i ;
  FILE *file ;
  BOOLEAN_t mapp, hull ;
  SET_t  *p_set=SET_Create(2);
  SET_t  *p_set1=SET_Create(2);
  int       ch ;

  GEOBASE_Init() ;

  file = fopen( "PL3.pl","r");
  if( !file )
   exit(0);
  p_pline_assoc = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PLASSOC");
  if( !p_pline_assoc)
   exit( 0 );
  p_pline_assoc->loadAscii( (GOBJ_t*)p_pline_assoc, file );
  fclose( file );

  file = fopen( "PL1.pl","r");
  if( !file )
   exit(0);
  p_pline_int[0] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PLINT1");
  if( !p_pline_int[0] )
   exit( 0 );
  p_pline_int[0]->loadAscii( (GOBJ_t*)p_pline_int[0], file );
  fclose( file );

  file = fopen( "PL2.pl","r");
  if( !file )
   exit(0);
  p_pline_int[1] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PLINT2");
  if( !p_pline_int[1] )
   exit( 0 );
  p_pline_int[1]->loadAscii( (GOBJ_t*)p_pline_int[1], file );
  fclose( file );

  for( i=0; i<2; i++ )
   {
    pos0[i] = pos1[i] = pos2[i] = pos3[i] = NULL ;
    pp_atom0[i] = pp_atom1[i] = pp_atom2[i] = pp_atom3[i] = NULL ;
    movable0[i] = movable1[i] = movable2[i] = movable3[i] = 0 ;
   }

  iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)p_pline_assoc );
  while( p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) )
```

```
 {
  if( p_atompline->p_vrtx->movable == MOVEX )
   {
    for( i = 0; i< 2; i++ )
     if( !pos0[i] )break;
    pos0[i] = &p_atompline->p_vrtx->pos ;
    movable0[i] = MOVEX ;
   }
  else if( p_atompline->p_vrtx->movable == MOVEY )
   {
    for( i = 0; i< 2; i++ )
     if( !pos1[i] )break ;
    pos1[i] = &p_atompline->p_vrtx->pos ;
    movable1[i] = MOVEY ;
   }
  else if( p_atompline->p_vrtx->movable == MOVEZ )
   {
    for( i = 0; i< 2; i++ )
     if( !pos2[i] )break ;
    pos2[i] = &p_atompline->p_vrtx->pos ;
    movable2[i] = MOVEZ ;
   }
  else if( p_atompline->p_vrtx->movable == MOVEXY )
   {
    for( i = 0; i< 2; i++ )
     if( !pos3[i] )break ;
    pos3[i] = &p_atompline->p_vrtx->pos ;
    movable3[i] = MOVEXY ; ;
   }
 }
xmin = pos0[0]->x ; ymin = pos0[0]->y ;
xmax = xmin       ; ymax = ymin       ;
for( i=0; i<2; i++ )
 {
  if( pos0[i]->x < xmin )xmin = pos0[i]->x ;
  else if( pos0[i]->x > xmax )xmax = pos0[i]->x ;

  if( pos1[i]->x < xmin )xmin = pos1[i]->x ;
  else if( pos1[i]->x > xmax )xmax = pos1[i]->x ;

  if( pos2[i]->x < xmin )xmin = pos2[i]->x ;
  else if( pos2[i]->x > xmax )xmax = pos2[i]->x ;

  if( pos3[i]->x < xmin )xmin = pos3[i]->x ;
  else if( pos3[i]->x > xmax )xmax = pos3[i]->x ;

  if( pos0[i]->y < ymin )ymin = pos0[i]->y ;
  else if( pos0[i]->y > ymax )ymax = pos0[i]->y ;

  if( pos1[i]->y < ymin )ymin = pos1[i]->y ;
  else if( pos1[i]->y > ymax )ymax = pos1[i]->y ;

  if( pos2[i]->y < ymin )ymin = pos2[i]->y ;
  else if( pos2[i]->y > ymax )ymax = pos2[i]->y ;

  if( pos3[i]->y < ymin )ymin = pos3[i]->y ;
  else if( pos3[i]->y > ymax )ymax = pos3[i]->y ;
 }

iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)p_pline_int[0] );
while( p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) )
 {
  pos = p_atompline->p_vrtx->pos ;
  if( pos.x > xmax || pos.x < xmin ||
```

```
      pos.y < ymin || pos.y > ymax  )continue ;
  for( i =0 ; i< 2 ; i++ )
   {
    if(       (pos0[i]->x == pos.x) && (pos0[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable0[i] ;
      pp_atom0[0] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos1[i]->x == pos.x) && (pos1[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable1[i] ;
      pp_atom1[0] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos2[i]->x == pos.x) && (pos2[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable2[i] ;
      pp_atom2[0] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos3[i]->x == pos.x) && (pos3[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable1[i] ;
      pp_atom3[0] = p_atompline ;
     }
   }
 }
iter = ATOMIC_Init_Next_Atom( (ATOMIC_t*)p_pline_int[1] );
while( p_atompline = (ATOMPLINE_t*)Next( iter ) )
 {
  pos = p_atompline->p_vrtx->pos ;
  if( pos.x > xmax || pos.x < xmin ||
      pos.y < ymin || pos.y > ymax  )continue ;
  for( i =0 ; i< 2 ; i++ )
   {
    if(       (pos0[i]->x == pos.x) && (pos0[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable0[i] ;
      pp_atom0[1] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos1[i]->x == pos.x) && (pos1[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable1[i] ;
      pp_atom1[1] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos2[i]->x == pos.x) && (pos2[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable2[i] ;
      pp_atom2[1] = p_atompline ;
     }
    else if( (pos3[i]->x == pos.x) && (pos3[i]->y == pos.y) )
     {
      p_atompline->p_vrtx->movable = movable1[i] ;
      pp_atom3[1] = p_atompline ;
     }
   }
 }
for( i=0 ; i< 2; i++ )
 {
  if( !pp_atom0[i] || !pp_atom1[i] || !pp_atom2[i] || !pp_atom3[i] ||
      !movable0[i] || !movable1[i] || !movable2[i] || !movable3[i] ||
      !pos0[i]     || !pos1[i]     || !pos2[i]     || !pos3[i]      )
   {
    fprintf(stderr,"\nWhaooooooooooo");
   }
 }
```

```
 p_new_pline = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "NEWPLINE.pl" );
 if( ! SIMPLEXIC__Open((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline) )
   exit( 0 );

 pp_vrtx[0] = pp_atom1[0]->p_vrtx ;
 pp_vrtx[1] = pp_atom1[1]->p_vrtx ;
 SIMPLEXIC__Put_Simplex_from_Vertices((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline, pp_vrtx );

 pp_vrtx[0] = pp_atom2[0]->p_vrtx ;
 pp_vrtx[1] = pp_atom2[1]->p_vrtx ;
 SIMPLEXIC__Put_Simplex_from_Vertices((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline, pp_vrtx );

 p_new_atom0 = pp_atom1[0] ;
 p_new_atom1 = pp_atom0[0] ;
 p_new_atom1 = NEXT_AT( p_new_atom1, p_new_atom0 );
 while( p_new_atom1 != pp_atom3[0] )
  {
   pp_vrtx[0] = p_new_atom0->p_vrtx ;
   pp_vrtx[1] = p_new_atom1->p_vrtx  ;
   SIMPLEXIC__Put_Simplex_from_Vertices((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline, pp_vrtx
   p_new_atom2 = p_new_atom1 ;
   p_new_atom1 = NEXT_AT( p_new_atom0, p_new_atom1 );
   p_new_atom0 = p_new_atom2 ;
  }

 p_new_atom0 = pp_atom1[1] ;
 p_new_atom1 = pp_atom0[1] ;
 p_new_atom1 = NEXT_AT( p_new_atom1, p_new_atom0 );
 while( p_new_atom1 != pp_atom3[1] )
  {
   pp_vrtx[0] = p_new_atom0->p_vrtx ;
   pp_vrtx[1] = p_new_atom1->p_vrtx ;
   SIMPLEXIC__Put_Simplex_from_Vertices((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline, pp_vrtx
   p_new_atom2 = p_new_atom1 ;
   p_new_atom1 = NEXT_AT( p_new_atom0, p_new_atom1 );
   p_new_atom0 = p_new_atom2 ;
  }

if( ! SIMPLEXIC__Close((SIMPLEXIC_t*)p_new_pline) )
   exit( 0 );
file = fopen( p_new_pline->name, "w");
p_new_pline->saveAscii( (GOBJ_t*)p_new_pline, file );
fclose( file );
p_tsurf1 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS3.ts");
TSURF_Load_From1Pline(p_tsurf1, p_new_pline) ;
file = fopen( p_tsurf1->name,"w");
if( !file)
 printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf1->name);
p_tsurf1->saveAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf1, file );
fclose( file );

file = fopen( "PL0.pl","r");
 if( !file )
  exit(0);
 p_pline_int[1] = (PLINE_t*)GOBJ_Create( PLINE, "PLSUP");
 if( !p_pline_int[1])
  exit( 0 );
 p_pline_int[1]->loadAscii( (GOBJ_t*)p_pline_int[1], file );
 fclose( file );
p_pline_int[0] = p_pline_assoc ;

p_tsurf2 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS4.ts");
file = fopen( p_tsurf2->name,"w");
if( !file)
```

```
 printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf2->name);
printf("\nDonner Le Mode D'Association des Pieds du Pantalon");
printf("\nTaper 1 pour mapp et 2 pour convex hull 3 pour les deux");
scanf("%d",&ch);
if( (ch > 3) || ( ch < 1 ) ) ch = 0 ;
mapp = 1 ; hull = 2 ;
mapp &= ch;
hull &= ch;
if( TSURF_Load_from_2ClosedPlines( p_tsurf2, p_pline_int, 3, mapp, hull ))
p_tsurf2->saveAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf2, file );
fclose( file );

SET_Add_Item( p_set, p_tsurf1 );
SET_Add_Item( p_set, p_tsurf2 );
p_tsurf5 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS5.ts");
TSURF_Load_from_Tsurfs(p_tsurf5, SET_Init_Next_Item( p_set ), 0) ;

p_tsurf3 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS1.ts");
file = fopen( p_tsurf3->name,"r");
if( !file)
 printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf3->name);
p_tsurf3->loadAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf3, file );
 fclose( file );

p_tsurf4 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS2.ts");
file = fopen( p_tsurf4->name,"r");
if( !file)
 printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf4->name);
p_tsurf4->loadAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf4, file );
 fclose( file );

SET_Add_Item( p_set1, p_tsurf3 );
SET_Add_Item( p_set1, p_tsurf4 );
p_tsurf6 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS6.ts");
TSURF_Load_from_Tsurfs(p_tsurf6, SET_Init_Next_Item( p_set1 ), 0) ;

SET_Op(p_set,"=",EMPTYSET);
SET_Add_Item( p_set,p_tsurf5);
SET_Add_Item( p_set,p_tsurf6);
p_tsurf7 = (TSURF_t*)GOBJ_Create( TSURF, "TSS7.ts");
TSURF_Load_from_Tsurfs(p_tsurf7, SET_Init_Next_Item( p_set ), 0) ;

file = fopen( p_tsurf7->name,"w");
if( !file)
 printf("\n=====La Surface %s N'existe Pas",p_tsurf7->name);
p_tsurf7->saveAscii( (GOBJ_t*)p_tsurf7, file );
 fclose( file );
printf("\n====================>Fin Du Programme");
}
```

UNIVERSITÉ DE NANCY BIBLIOTHÈQUE de Médecine

Université HENRI POINCARÉ NANCY 1

FACULTÉ de MÉDECINE de NANCY
- 5. MAR. 1996
COURRIER - ARRIVÉE
N° 9559

Nom : **MOLÉ**

Prénom : **Christian**

**DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1**

en **MÉDECINE ET CHIRURGIE EXPÉRIMENTALES**

Spécialité : **ODONTOLOGIE**

VU, APPROUVÉ ET PERMIS D'IMPRIMER

Nancy, le - 4 MAR 1996 UHP 566

Le Président de l'Université

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ NANCY 1 PRÉSIDENT

J.P. FINANCE

UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ · NANCY 1
24-30, rue Lionnois B.P. 3069 54013 Nancy cedex - Tél. 83 85 48 00 - Fax 83 85 48 48
Adresse électronique : _____ @presn1.u-nancy.fr

MOLÉ CHRISTIAN

THÈSE DE DOCTORAT DE L'UNIVERSITÉ HENRI POINCARÉ, NANCY 1 - ANNÉE 1995
G.F.D.: Médecine et Chirurgie Expérimentales Mention: Odontologie

# INTERETS de PROCEDES de NOUVELLES TECHNOLOGIES en CHIRURGIE EXPERIMENTALE: IMPLEMENTATIONS de DONNEES MEDICALES en MODELISATION SURFACIQUE 3D et en RECONSTRUCTION PLASTIQUE par STEREOPHOTOLITHOGRAPHIE LASER.

---

## APPLICATIONS en IMPLANTOLOGIE MAXILLO-MANDIBULAIRE

**MOTS CLES:** Imagerie 3D, Stéréolithographie, Implantologie.

**RESUME:**

L'objectif du travail est de pouvoir obtenir une reconstruction tridimensionnelle des pièces osseuses telle que l'on puisse l'exploiter pour des protocoles cliniques et chirurgicaux.

Les deux premières parties concernent une revue de littérature sur l'imagerie médicale tridimensionnelle et sur les procédés de fabrication assistés par ordinateur.

Les deux parties suivantes décrivent l'étude expérimentale faisant intervenir un procédé de modélisation tridimensionnelle surfacique puis une reconstruction de modèles solides par stéréophotolithographie LASER.

La cinquième partie illustre un cas clinique en chirurgie implantaire. Un diagnostic morphologique et une simulation préopératoire sont réalisés avec l'aide d'une modélisation et de la fabrication d'une maquette stéréophotolithographique préopératoire. Puis intervient l'acte chirurgical suivi de la reconstruction prothétique.

les résultats semblent ouvrir des perspectives thérapeutiques garantissant la sécurité du diagnostic morphologique, du geste chirurgical et donc du pronostic.

Membres du Jury:

| | |
|---|---|
| Président: | Mr. le Pr. H. GERARD |
| Rapporteur: | Mr. le Pr. A. DANIEL |
| Rapporteur: | Mr. le Pr. J.L. MALLET |
| Directeur de thèse: | Mr. le Pr. J.F. CHASSAGNE |
| Juge: | Mr le Pr. J.P. LOUIS |
| Juge: | Mr. le Dr. S. CORBEL |
| Juge: | Mr. le Dr. N. MILLER |