



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>

THESE

Présentée à



Université Paul Verlaine – Metz

Par

Marwan DAAS

Pour l'obtention du grade de :

Docteur de l'Université Paul Verlaine – Metz

Discipline : Mécanique

Spécialité : Biomécanique

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DU COMPORTEMENT
BIOMECHANIQUE DE L'ENVIRONNEMENT
D'UN IMPLANT DENTAIRE**

Soutenance le 16 janvier 2008 devant le jury composé de :

Serge ARMAND	(Université de Toulouse 3)	Rapporteur
Anne Sophie BONNET	(ENIM– Metz)	Co-Encadrant de thèse
François LAVASTE	(ENSAM – Paris)	Rapporteur
Paul LIPINSKI	(ENIM– Metz)	Directeur de thèse
Alain LODINI	(Université de Reims)	Examineur
Michel POSTAIRE	(Université de Paris V)	Examineur
Christophe RIGNON-BRET	(Université de Paris V)	Co-Encadrant de thèse

A Monsieur le Professeur François LAVASTE

Docteur d'Etat ès Sciences

Professeur Emérite

Directeur Honoraire du Laboratoire de Biomécanique de l'ENSAM de Paris

Que nous remercions d'avoir accepté de juger ce travail. Votre passion et votre compétence dans le domaine de la Biomécanique sont pour nous un exemple.

Nous lui témoignons notre profonde gratitude.

A Monsieur le Professeur Serge ARMAND

Professeur des Universités
Praticien Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie
Lauréat de l'Université

*Que nous remercions d'avoir accepté de juger ce
travail malgré ses nombreuses responsabilités.
Qu'il trouve ici l'expression de nos sincères
remerciements.*

A Monsieur le Professeur Paul LIPINSKI

Professeur des Universités
Directeur de la Recherche à l' E.N.I.M

*Que nous remercions d'avoir accepté de diriger ce travail. Vos compétences, votre rigueur ainsi que votre disponibilité n'ont cessé de forcer notre admiration.
Soyez assuré de notre profonde et sincère Amitié.*

A Madame le Docteur Anne-Sophie BONNET

Maître de Conférences des Universités
Docteur en Sciences

Que nous remercions d'avoir accepté de co-encadrer ce travail. Vos qualités de chercheur et humaines ont été essentielles dans ce travail de recherche.

Nous lui témoignons nos remerciements chaleureux et notre sincère reconnaissance.

A Monsieur le Professeur Alain LODINI

Professeur des Universités

*Qui nous a fait l'honneur et la gentillesse de
participer à ce jury de thèse.
Qu'il trouve ici l'expression de nos vifs
remerciements.*

A Monsieur le Docteur Michel POSTAIRE

Maître de Conférences des Universités de Paris V
Praticien hospitalier des Hôpitaux de Paris
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur d'Etat en Odontologie

*Que nous remercions d'avoir accepté de participer
à ce jury. Pour ses conseils, son aide et son esprit
d'équipe.
Qu'il trouve ici le témoignage de notre amitié
sincère.*

A Monsieur le Docteur Christophe RIGNON-BRET

Maître de Conférences des Universités de Paris V
Praticien hospitalier des Hôpitaux de Paris
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences

*Que nous remercions d'avoir accepté de co-
encadrer ce travail.
Qu'il trouve ici l'expression de nos vifs
remerciements.*

A la mémoire de mon Père,
A ma mère,
*Qui m'ont tout donné au prix de nombreux sacrifices. Pour votre amour et confiance.
Très près d'eux de tout mon cœur souvent les mots sont pauvres pour exprimer ce que l'on
ressent.*

A ma femme Sarah,
Pour sa patience et son soutien. Avec toute ma tendresse.

A ma fille Clara,
Ma petite lumière. Pour les heures, les jours et les week-end manqués.

A mon frère Georges,
Pilier de la famille...Pour sa confiance et son abnégation.

A mes sœurs, mes frères et ma famille,
Que j'ai beaucoup de chance d'avoir. Avec toute mon affection.

A mes amis : Catherine, Karim, Dorothée, Fredo, Didier, Vincent, Bassam, Julien...
Pour leur soutien et leur encouragement.

A Guillaume, mon binôme,
Pour sa rigueur, ses compétences et surtout son amitié.

A toute l'équipe de l'ENIM : Cathy, Viviane, Pierre (s), Julien....
Pour leur accueil et leur dévouement.

SOMMAIRE

INTRODUCTION	5
CHAPITRE 1 : PROBLEMATIQUE	7
1.1. La prothèse amovible complète supra-implantaire	9
<i>1.1.1 Avantages</i>	<i>9</i>
<i>1.1.2 Inconvénients</i>	<i>9</i>
1.2. La prothèse fixée implanto-portée.....	10
<i>1.2.1 Avantages</i>	<i>10</i>
<i>1.2.2 Inconvénients</i>	<i>10</i>
Bibliographie	15
CHAPITRE 2 : LES PRINCIPES DE L'OSTEOINTEGRATION	18
2.1. Pré-requis à l'ostéointégration	18
<i>2.1.1 Chirurgie non traumatique.....</i>	<i>18</i>
<i>2.1.2. Absence de contamination.....</i>	<i>19</i>
<i>2.1.3. Période de cicatrisation</i>	<i>19</i>
<i>2.1.4. Facteurs généraux.....</i>	<i>19</i>
<i>2.1.5. Facteurs liés à l'implant</i>	<i>19</i>
2.2. Critères de succès	19
2.3. Protocole de mise en charge précoce et immédiate d'un implant :	
revue de la littérature.....	20
Bibliographie.....	23
CHAPITRE 3 : COMPORTEMENT INSTANTANE ETEVOLUTIF DU TISSU	
OSSEUX.....	27
3.1. Le tissu osseux	27
<i>3.1.1. Les différents types d'os</i>	<i>27</i>
<i>3.1.1.1. Structure de l'os cortical ou compact</i>	<i>28</i>
<i>3.1.1.2. Structure de l'os spongieux ou trabéculaire</i>	<i>29</i>

3.2. Comportement mécanique du tissu osseux	30
3.2.1. Comportement instantané de l'os	32
3.2.2. Mise en évidence et détermination expérimentale	41
3.3. Lois de remodelage osseux	45
3.3.1. Relation entre la densité et le module d'Young	47
3.3.2. Notion de stimulus	48
3.3.2.1. Stimulus énergétique	49
3.3.2.2. Stimulus en déformation.....	50
3.3.3. Approche basée sur la théorie d'endommagement.....	50
3.4. Conclusion.....	51
Bibliographie.....	53

CHAPITRE 4 : ANALYSE DU REMODELAGE OSSEUX A L'INTERFACE

OS – IMPLANT DENTAIRE.....	58
4.1. Histologie	59
4.2. Réalisation d'un modèle éléments finis	62
4.2.1. Etude expérimentale.....	64
4.2.1.1. Procédure d'essai	64
4.2.1.2. Résultats	65
4.2.2 Modélisation par éléments finis	67
4.2.2.1. Modèle I	67
4.2.2.1.1. MAILLAGE, LOIS DE COMPORTEMENT ET CONDITIONS AUX LIMITES	67
4.2.2.1.2. RESULTATS	71
4.2.2.1.2.1. COURBE FORCE-DEPLACEMENT	71
4.2.2.1.2.2. PLASTIFICATION ET FISSURATION	72
4.2.2.1.2.3. COMPARAISON EXPERIENCE-MODELE.....	73
4.2.2.1. Modèle II	74
4.2.2.2.1. MAILLAGE, LOIS DE COMPORTEMENT ET CONDITIONS AUX LIMITES	74
4.2.2.2.2. RESULTATS	77
4.2.2.2.3. DISCUSSION	80
Bibliographie.....	86

CHAPITRE 5 : INFLUENCE DES PARAMETRES PROTHETIQUES D'UNE PROTHESE AMOVIBLE COMPLETE SUPRA-IMPLANTAIRE MANDIBULAIRE SUR L'ENVIRONNEMENT DES IMPLANTS.....	97
5.1. Conception d'une prothèse complète supra-implantaire mandibulaire.....	102
5.1.1. Contraintes anatomiques	102
5.1.1.1. Le foramen mentonnier	103
5.1.1.2. La région symphysaire	103
5.1.2 Réalisation de la PACSI	103
5.1.2.1. La position des implants.....	105
5.1.2.2. Le choix du système d'attachement.....	106
5.2. Conception du modèle numérique.....	108
5.2.1. Modélisation géométrique	108
5.2.1.1. La mandibule et la PACSI	108
5.2.1.2. La fibromuqueuse	110
5.2.1.3. Les Muscles	112
5.2.1.3.1. EFFORT FOURNI PAR LES MUSCLES	112
5.2.1.3.2. BIOMECANIQUE MUSCULAIRE MANDIBULAIRE	113
5.2.1.4. Les articulations temporo-mandibulaire.....	116
5.2.1.5. L'aliment	117
5.2.1.6. Implants et composants prothétiques	117
5.2.1.7. Modèle mandibulaire complet.....	120
5.2.2. Modélisation des interactions et des propriétés mécaniques.....	120
5.2.2.1. Les interactions mécaniques	121
5.2.2.1.1. ETUDE DES FORCES MUSCULAIRES	121
5.2.2.1.2. GESTION DES CONTACTS	128
5.2.2.2. Les propriétés mécaniques	129
5.2.2.3. Influence de la modélisation des conditions aux limites	132
5.2.2.4. Influence de l'anisotropie.....	134
5.3. Résultats	140
5.3.1. Rôle du jeu axial dans un attachement type boule	140
5.3.1.1. Comportement global de la PACSI	140
5.3.1.2. Rôle de la muqueuse dans la transmission de l'effort de mastication...143	

5.3.2. Influence de la position des implants	144
5.3.2.1. Zones de contact intrados prothèse	145
5.3.2.2. Contraintes au niveau des attachements boules	147
5.3.2.2.1. CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'IMPLANT COTE CHARGEMENT	148
5.3.2.2.2. CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'IMPLANT COTE NON TRAVAILLANT..	150
5.3.3. Evolution des contraintes et déformations dans l'interface os-implant durant l'ostéointégration	151
Bibliographie.....	157
CONCLUSIONS GENERALES ET PERSPECTIVES	167

INTRODUCTION

Le succès de l'implantologie à court, moyen et long terme a modifié notre approche thérapeutique dans le traitement de l'édentement. Les restaurations prothétiques de petite et grande étendues, utilisant les implants, doivent donc être contrôlées avec la plus grande attention car elles font appels à des éléments d'ancrage dans l'os qui sont supposés rester et fonctionner durant toute la vie du patient sans avoir d'effets secondaires.

Depuis les premiers travaux de P.I. Brånemark sur l'ostéointégration nous avons beaucoup appris, au niveau cellulaire, sur la réaction du tissu osseux à l'interface des implants en titane. Néanmoins, nous ne devons pas avoir l'idée ou le sentiment que nous bénéficions maintenant d'une recette thérapeutique complète que ce soit pour remplacer une dent unitaire ou pour la restauration d'un édentement complet présentant une forte résorption osseuse.

C'est en partageant notre expérience des succès, des échecs et des problèmes rencontrés que nous pourrons aider nos confrères et à apporter à nos patients la thérapeutique la plus fiable tout en rappelant qu'il n'existe pas de panacée dans la pratique quotidienne.

Diverses études cliniques ont été menées validant des théories ou des concepts de traitement implantaire avec par exemple la mise en charge précoce ou immédiate des implants sans avoir parfois une réponse scientifique à la cause du succès ou des échecs de certains implants.

Une étroite collaboration entre deux spécialités a priori totalement indépendantes, odontologistes et mécaniciens, permet d'étudier et de comprendre le comportement biomécanique des implants et des prothèses afin d'améliorer la qualité des soins que nous pouvons apporter à nos patients.

C'est dans ce sens que ce travail de recherche a été mené afin de contribuer à l'étude du comportement biomécanique de l'ensemble os-implant-prothèse et de procéder à des applications numériques.

Dans un premier chapitre, consacré à la présentation de la problématique, sont définis les traitements implantaires de l'édenté complet avec leurs avantages et inconvénients ainsi que les différentes études biomécaniques consacrées à ce sujet.

Dans un deuxième chapitre, les principes et les critères de succès de l'ostéointégration sont présentés ainsi qu'une revue de la littérature sur l'évolution du concept de mise en charge des implants.

Un troisième chapitre, l'étude du comportement instantané et évolutif du tissu osseux, s'avère nécessaire afin d'analyser l'influence des différents processus de mise en charge des implants sur l'os péri-implantaire. Par conséquent, une description de la structure de l'os et de son comportement mécanique est présentée ainsi que les lois de remodelage et les différents stimuli du tissu osseux.

Dans un quatrième chapitre une analyse numérique du remodelage osseux à l'interface os-implant a été décrite. Une étude histologique de cette interface est développée avec ensuite un modèle éléments finis simulant la mise en place d'un implant, pour la restauration d'une incisive latérale maxillaire, et l'application d'une charge occlusale par l'intermédiaire d'un pilier implantaire angulé. Une étude expérimentale a été réalisée afin d'analyser le comportement mécanique du pilier angulé et de connaître la charge maximale pouvant induire la ruine de ce pilier. Concernant la couche d'os spongieux situé autour de l'implant, un modèle numérique basé sur la loi de Wolff, a été introduit pour déterminer comment l'os trabéculaire s'adapte à son environnement mécanique. La théorie de l'élasticité adaptative a été utilisée pour décrire l'évolution de la densité apparente de l'os et du module d'Young.

Enfin, dans un cinquième chapitre l'influence des paramètres prothétiques d'une prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI) est présentée. Un rappel sur la conception d'une PACSI et le choix du dispositif d'attachement est décrit. Un modèle éléments finis mandibulaire comportant deux implants et une PACSI est conçu. Une simulation de l'action musculaire, l'influence de la modélisation des conditions aux limites et de l'anisotropie, l'influence de la nature de la liaison du dispositif d'attachement entre l'implant et la prothèse sur le comportement global de la PACSI ainsi que les différentes positions de l'implant ont été étudiés. Un choix raisonné du dispositif d'attachement et de la position de l'implant, dans le traitement de l'édenté complet mandibulaire par une PACSI, sont alors proposés. Ce travail se termine par une tentative d'observation des répercussions de la modélisation de l'interface os-implant sur les champs mécaniques au niveau de l'os péri-implantaire.

CHAPITRE 1

PROBLEMATIQUE

Depuis le milieu des années 60, avec le traitement des édentements complets mandibulaires puis des édentements partiels mandibulaires et maxillaires, le traitement implantaire est devenu incontournable. Les taux de succès sur le très long terme des différentes modalités prothétiques sont proches de 100%, ce qui fait du traitement implantaire une thérapeutique de référence pour compenser les édentements.

Dans le traitement de l'édenté total, deux grandes familles de solutions thérapeutiques sont envisageables : la prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI) et la prothèse fixée implanto-portée (PFIP).

L'indication d'un traitement implantaire chez l'édenté complet maxillaire est souvent d'ordre psychologique et se dirige généralement vers une PFIP. En effet, dans la plupart des cas le souhait du patient est de retrouver une dentition qui ressemble à sa denture naturelle et donc une solution fixe.

De même l'apport et le succès de l'implantologie ont considérablement fait évoluer notre approche thérapeutique en présence d'un édentement complet mandibulaire. En effet, cette discipline d'implantologie permet d'apporter une réponse satisfaisante à la principale doléance du patient traité par prothèse amovible conventionnelle qu'est l'instabilité prothétique.

Il est important de comprendre qu'il existe plusieurs types de patients édentés qui ne présenteront donc pas les mêmes doléances et n'auront donc pas les mêmes attentes.

Le rôle du praticien est d'identifier les besoins de son patient afin d'éviter tout sur-traitement et de proposer à ce dernier la thérapeutique la plus appropriée à son contexte clinique.

Différentes situations peuvent donc justifier le recours aux implants dentaires :

La première d'entre elles est **l'insatisfaction du patient de sa réhabilitation** par une prothèse amovible conventionnelle. Devant un tel cas, l'examen de sa prothèse est indispensable et il convient de vérifier si cette dernière répond aux critères de qualité énoncés plus tard. Si c'est le cas, le recours aux implants dentaires sera éventuellement indiqué.

Dans le cas contraire, la réalisation préalable d'une nouvelle prothèse d'usage est indispensable. Ainsi, la probabilité d'une prothèse défectueuse est écartée et il est alors possible de **poser l'indication implantaire sur des critères objectifs**.

Une autre indication au traitement implantaire peut également être la **prévention de la résorption osseuse** (Wright et al.2002 [1.1]) et la préservation du capital osseux chez un sujet jeune ou la limitation d'une résorption avancée chez un sujet âgé.

Enfin, le recours aux implants dentaires peut être justifié d'emblée chez le sujet denté devant subir une édentation afin de limiter le traumatisme supporté par ce patient et lui permettre d'éprouver une continuité en termes de confort et d'esthétique.

Cependant la réalisation préalable d'une prothèse amovible conventionnelle reste indispensable car elle permet, dans l'optique d'un traitement implantaire, de :

- valider le concept occluso-prothétique (contacts occlusaux statique et cinématique) retenu pour la réhabilitation et de traiter l'arcade antagoniste sur le plan occlusal,
- objectiver l'espace prothétique disponible pour les différents composants chirurgicaux et prothétiques,
- garantir la continuité et la facilité du traitement chirurgical et prothétique,
- prévisualiser le résultat esthétique final,
- assurer une temporisation plus sûre pour les implants, car une prothèse répondant au principe d'équilibre est génératrice de moins de micromouvements.

En présence d'un édentement complet, deux solutions thérapeutiques sont ensuite envisageables. Les principaux avantages et inconvénients de ces deux solutions sont énoncés ci-dessous.

1.1. La prothèse amovible complète supra-implantaire

(Daas et Rignon-Bret 2002[1.2], Davarpanah et Martinez 2002 [1.3], Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [1.4], Bluche et Armand 2003 [1.5], MacEntee et al.2005 [1.6], Postaire et al.2006 [1.7]).

La PACSI à complément de rétention par attachement boule ou par barre, souvent indiquée à la mandibule, présente de nombreux avantages et inconvénients :

1.1.1. Avantages

- Améliore la stabilité et la rétention de la prothèse amovible conventionnelle,
- Assure une meilleure compensation d'une résorption élevée et d'un affaissement des tissus de soutien de la face qu'une prothèse fixée,
- Permet une hygiène et un entretien plus aisés qu'une prothèse fixée implanto-portée.

1.1.2. Inconvénients

- Son caractère amovible,
- Une maintenance contraignante en termes de coût (changement des pièces des attachements) pour le patient comme pour le praticien (temps),
- Apparition d'une flore bactérienne anaérobie, autour des dispositifs d'attachement, génératrice d'une possible péri-implantite (inflammation gingivale autour de l'implant) (Smedberg et al.1993 [1.8]).

La PACSI trouve donc l'essentiel de son indication chez les patients âgés désirant une amélioration de la rétention de leur prothèse conventionnelle mandibulaire.



FIG.1.1 : Prothèse amovible supra-implantaire mandibulaire à complément de rétention (2 attachements boules).

1.2. La prothèse fixée implanto-portée

(Davarpanah et Martinez 2002 [1.3], Postaire et al.2006 [1.4], Feine et Thomason 2003 [1.9], De Grandmont et al.1994 [1.10], Feine et al.1994 [1.11])

La PFIP, trouvant son indication au maxillaire et à la mandibule, présente également de nombreux avantages et inconvénients :

1.2.1. Avantages

- Prothèse stable et rétentive.
- Encombrement moins important que la PACSI.
- Impact psychologique positif dû à son caractère fixe proche de la denture naturelle.
- Rétablissement optimal des capacités masticatoires.

1.2.2. Inconvénients

- Coût initial très important.
- Devant une résorption importante :
 - bras de levier plus importants exercés sur les implants,
 - concordance difficile entre le couloir prothétique idéal et les emplacements implantaires possibles,
 - peut engendrer des problèmes esthétiques et phonétiques.



FIG.1.2 : Prothèse fixée implanto-portée mandibulaire transvissée sur 5 implants.

Une fois le choix de l'une de ces deux solutions thérapeutiques réalisé, le praticien est amené à sélectionner les différents paramètres prothétiques les mieux adaptés au patient.

Parmi ces paramètres, nous pouvons citer le nombre d'implants, leur situation et la nature de la liaison entre la prothèse et l'implant.

D'autre part, la réussite du traitement implantaire passe par une réponse physiologique correcte de l'os à une sollicitation engendrée par le placement chirurgical de l'implant.

Cette réponse ne peut être assurée que si le phénomène d'« ostéointégration » entre os et implant s'effectue de façon satisfaisante.

L'ostéointégration peut être décrite comme un processus de colonisation de la surface de l'implant par l'os afin de réaliser entre ces deux éléments une liaison stable et durable. Elle conditionne donc la fiabilité de la réhabilitation implanto-portée.

L'ostéointégration est obtenue grâce à l'activité cellulaire réalisant une apposition et un remaniement osseux au voisinage de l'implant. Cependant, l'obtention et le maintien de cette ostéointégration nécessitent le respect d'une succession de contraintes. L'une d'entre elles est le délai de mise en nourrice des implants avant leur mise en charge.

Les différents délais ont été classiquement décrits en 1988 par le Pr. Brånemark [1.12] et sont de 4 à 6 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire. Le temps du traitement implantaire peut représenter une contrainte pour le patient et son praticien.

C'est pourquoi l'idée de réduire les délais d'attente traditionnellement requis a été émise par de nombreux auteurs pour répondre aux demandes esthétiques et fonctionnelles des patients, tout en suivant les principes d'ostéointégration développés par le Pr. Brånemark.

Initialement, les études se sont focalisées sur la réduction du délai d'attente entre l'extraction de la dent et la pose de l'implant. Puis certains auteurs (Engquist et al.2005 [1.13], Ericsson et al.1994 [1.14]) ont proposé que les deux temps de la chirurgie se réduisent à une seule et même étape (technique en un temps chirurgical).

Le problème suivant à résoudre a été non seulement de réaliser un acte chirurgical unique, mais également de poser la restauration prothétique provisoire, ou définitive le plus précocement possible, voire le jour même de l'intervention chirurgicale.

Cela ne s'est avéré possible que grâce à une sélection rigoureuse des patients et à un protocole chirurgical strict.

La fiabilité des deux concepts prothétiques décrits précédemment (PACSI et PFIP), et utilisées depuis une trentaine d'années, a été prouvée par de nombreuses études cliniques dites « longitudinales » ou « limitées ».

Les études cliniques longitudinales (Oetterli et al.2001 [1.15]) consistent à étudier statistiquement l'évolution de divers paramètres cliniques sur une période suffisamment longue (souvent quelques années). Ce type d'étude est très intéressant car il permet d'obtenir des résultats très fiables en raison de son caractère statistique sur un grand nombre de patients. Cependant il pose d'importants problèmes. D'une part, ces analyses sont très lourdes à mettre en œuvre car elles demandent un suivi régulier sur un grand nombre de personnes et pendant plusieurs années. D'autre part, les conditions d'une telle étude varient entre le début et la fin de la période considérée.

Dans le cas des études *in vivo* limitées (Menicucci et al.1998 [1.16]), il s'agit d'obtenir des résultats expérimentaux de la solution étudiée sur un nombre limité de patients. Ces études s'avèrent intéressantes car, contrairement aux différents modèles, elles se basent sur une expérimentation et permettent donc des mesures ne relevant d'aucune hypothèse. En revanche, elles présentent un problème éthique et parfois une lourde mise en place de protocole. Elles peuvent donc être dangereuses pour les patients si elles sont mal conduites.

Par ailleurs, il faut également tenir compte du biais introduit par tout le cadre expérimental : les patients, équipés de dispositifs de mesure, utilisent des solutions prothétiques auxquelles ils ne sont pas toujours habitués et peuvent être stressés par le contexte expérimental. Par conséquent, ces paramètres peuvent modifier le cycle de mastication habituel du patient et ainsi agir sur la qualité des résultats. Enfin, il est également évident que n'importe quelle expérimentation ne peut être conduite sur un être vivant (pour des raisons éthiques et de sécurité) et les possibilités d'étude clinique sont donc limitées.

Une autre manière d'analyser le comportement biomécanique de la prothèse sur implants est l'utilisation de modèles stéréolithographiques (Heckmann et al.2001 [1.17], Heckmann et al.2001 [1.18]). Ces modèles peuvent servir à conduire des analyses photoélasticimétriques de façon à accéder aux champs de contraintes et déformations au sein de la pièce. Ces modèles présentent l'avantage de pouvoir réaliser des expériences impossibles à effectuer *in vivo* tout en offrant la possibilité d'être calibrés par rapport à des mesures *in vivo* simples.

Cependant, ils sont relativement lourds et complexes à mettre en œuvre. De plus, ils présentent obligatoirement un certain degré d'imprécision car un modèle, même évolué, ne peut représenter la complexité de la réalité anatomique et clinique. Ils posent notamment le problème de trouver un matériau ayant un comportement proche de celui de la structure réelle. Une difficulté sans doute encore grande est la reproduction précise des conditions aux limites du problème qui influencera directement la qualité des résultats.

Une méthode d'étude biomécanique qui permet de contourner les difficultés énoncées ci-dessus est la simulation numérique.

Les recherches biomécaniques par la méthode des éléments finis ont souvent été dans le passé limitées à des études bidimensionnelles mais des modèles plus évolués sont apparus depuis quelques années. Ces études sont devenues sans doute, à l'heure actuelle, les plus fréquentes car elles permettent, grâce à la qualité des logiciels et les moyens de calcul, de tenir compte de nombreux paramètres et ainsi d'obtenir des résultats riches en information.

Cependant, la qualité et la validité des résultats des simulations par éléments finis sont très fortement liées à la qualité du modèle utilisé. Il convient donc d'être extrêmement prudent, lorsqu'on désire effectuer une telle étude, et d'avoir une rigueur absolue dans la conception et la modélisation du modèle numérique et de son environnement.

Plusieurs questions se posent encore, d'un point de vue scientifique, sur la nature du comportement immédiat et l'évolution de l'interface os-implant lorsqu'un implant est mis en charge sous une prothèse amovible ou fixée.

Le travail présenté dans ce mémoire a donc pour but d'étudier :

- la possibilité d'une mise en charge immédiate des implants,
- le remodelage osseux péri-implantaire permettant d'assurer l'ostéointégration,
- l'influence des paramètres prothétiques sur l'implant et son environnement.

Afin d'apporter des éléments de réponse à ces questions et devant les avantages et la fiabilité de ces études par éléments finis, nous avons, à travers ce travail de recherche, analysé les divers objectifs cités ci-dessus grâce à la conception de deux modèles numériques maxillaire et mandibulaire, tout en portant une attention particulière au maillage, à la modélisation et au comportement des différents matériaux, et enfin aux conditions aux limites de ces modèles numériques :

1. Un modèle numérique maxillaire avec l'utilisation d'un pilier implantaire angulé placé sur un implant au niveau d'une incisive latérale. Cette application nous permet d'étudier la possibilité d'une mise en charge immédiate, le remodelage osseux autour d'un implant en fonction du temps et d'analyser le chargement que nous pouvons appliquer sur cet implant.
2. Un modèle numérique mandibulaire avec la mise en place des attachements boules sur deux implants dans la région symphysaire (la région antérieure de la mandibule) et une PACSI. Cette application nous permet d'étudier l'influence des différents paramètres prothétiques d'une PACSI sur l'environnement des implants.

BIBLIOGRAPHIE

1.1- Wright P, Glantz P, Randow K, Watson R.

The effects of fixed and removable implant-stabilised prostheses on posterior mandibular residual ridge resorption. Clin Oral Implant Res 2002,13:169-174.

1.2- Daas M, Rignon-Bret C.

Apports de l'implantologie à la prothèse complète mandibulaire.

Entretiens de Bichat. Odontologie-Stomatologie. Paris : L'expansion scientifique 2002:75-82.

1.3- Davarpanah M, Martinez H.

Options implantaires chez l'édenté total : critères de choix. Implant 2002,2:79-90.

1.4- Rignon-Bret C, Rignon-Bret JM.

Prothèse amovible complète, Prothèse immédiate, Prothèses supra-radicaire et implantaire.

Paris: editions CDP, 2002.

1.5- Bluche L, Armand S.

Prothèses amovibles complètes sur implants: aide à la conception des barres à la mandibule.

Cah Prothèse 2003,123: 7-15.

1.6- MacEntee MI, Walton JN, Glick N.

A clinical trial of patient satisfaction and prosthodontic needs with ball and bar attachments for implant-retained complete overdentures: three-year results. J Prosthet Dent 2005,93:28-37.

1.7- Postaire M, Daas M, Dada K.

Réussir prothèses et implants pour l'édenté complet mandibulaire. Collection Réussir, Quintessence 2006:115p.

1.8- Smedberg JL, Svensater G, Edwardsson S.

The microflora adjacent to osseointegrated implants supporting maxillary removable prostheses. Clin Oral Implant Res 1993,4:165-171.

1.9- Feine J, Thomason JM.

Prothèses fixées et amovibles à la mandibule édentée: choix fondés sur la preuve.

Réal cliniques 2003,14(2):129-140.

1.10- De Grandmont P, Feine J.S, Tache R, Boudrias P, Donohue WB, Tanguay R et Lund JP.

Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses : psychometric evaluation. J Dent Res 1994,73:1096-1104.

1.11- Feine J.S, De Grandmont P, Boudrias P, Brien N, LaMarche C, Tache R, Lund JP.

Within-subject comparisons of implant-supported mandibular prostheses : choice of prosthesis. J Dent Res 1994,73:1105-1111.

1.12- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.

Prothèses ostéointégrées. Paris: éditions CDP, 1988.

1.13- Engquist B, Astrand P, Anzen B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Karlsson U, Nord PG, Sahlholm S, Svardstrom P.

Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3-year follow-up report of a controlled prospective study of one-stage versus two-stage surgery and early loading. Clin Implant Dent Relat Res 2005,7: 95-104.

1.14- Ericsson I, Randow K, Glantz PO, Lindhe J, Nilner K.

Clinical and radiographical features of submerged and non-submerged titanium implants. Clin Oral Implant Res 1994,5:185-189.

1.15- Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R.

A Longitudinal Study on Mandibular Implants Supporting an Overdenture: The Influence of Retention Mechanism and Anatomic-Prosthetic Variables on Periimplant Parameters
Int J Prosthodont 2001,14:536-542.

1.16- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G.

Mandibular Implant-Retained Overdenture: A Clinical Trial of Two Anchorage Systems.
Int J Oral Maxillofac Implants 1998,13(6):851-856.

1.17- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman MG.

Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1:
In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implant Res 2001,12:617-623.

1.18- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman MG.

Overdenture Attachment Selection and the Loading of Implant and Denture-Bearing Area.

Part 2: A Methodical Study Using Five Types of Attachment.

Clin Oral Implant Res 2001,12:640-647.

CHAPITRE 2

LES PRINCIPES DE L'OSTEOINTEGRATION

Le concept de l'ostéointégration fut découvert par Brånemark en 1977 lors de recherches sur la revascularisation et la cicatrisation osseuse. Des chambres en titane étaient implantées dans l'os. Au terme de l'étude, les pièces en titane étaient solidarisées à l'os et ne pouvaient pas être retirées. De là est né le concept de liaison os/titane aux prothèses ostéointégrées.

L'ostéointégration se définit donc comme un processus conduisant à la liaison structurale et fonctionnelle entre une surface osseuse vivante et un implant mis en charge (Brånemark et al.1988 [2.1]).

La création et la pérennité de l'ostéointégration dépendent donc de la compréhension des capacités de remaniement, de réparation et de cicatrisation du tissu osseux.

L'ostéointégration est soumise à des pré-requis. Ces pré-requis sont essentiels pour la réussite de nos traitements implantaires, qu'ils soient réalisés selon le protocole classique ou en mise en charge immédiate et sont donc les premiers critères de succès de ces traitements. Il nous apparaît donc utile de faire un rappel sur ces derniers.

2.1. Pré-requis à l'ostéointégration

Toujours d'après Brånemark, les pré-requis suivants ont été définis pour obtenir et conserver l'ostéointégration (Brånemark et al.1995 [2.2]) :

2.1.1 Chirurgie non traumatique

Lors du forage de l'alvéole artificielle, un échauffement se produit. Un échauffement supérieur à 50°C est suffisant pour compromettre la cicatrisation (destruction des facteurs de croissance libérés lors du forage et nécessaires pour l'ostéointégration). Or des températures de 80°C peuvent être atteintes lors de l'acte chirurgical. Idéalement cette température ne doit pas dépasser 39-44°C. C'est pourquoi un protocole chirurgical strict a été instauré (utilisation d'instruments de forage de diamètre croissant, à usage unique, stériles, employés à des vitesses adaptées).

2.1.2. Absence de contamination

La couche d'oxyde qui recouvre la surface implantaire, indispensable pour l'ostéointégration, ne doit pas être contaminée. Cela implique que du processus de fabrication à sa mise en place chirurgicale, l'implant ne doit pas être contaminé et doit rester stérile.

2.1.3. Période de cicatrisation

Dans le protocole classique, une absence de micromouvement de l'implant dans son alvéole artificielle était exigée pendant la période de cicatrisation. Pour ce faire, Brånemark préconisait l'enfouissement de l'implant pendant 3 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire afin de ne pas le soumettre aux chargements lors des différentes fonctions orales et éviter ainsi une cicatrisation fibreuse.

L'enfouissement de l'implant a permis de passer de la fibrointégration, avec ses résultats médiocres à moyen et long terme, à l'ostéointégration avec ses 95 % de succès à long terme.

2.1.4. Facteurs généraux

Certaines maladies systémiques non équilibrées (comme le diabète par exemple), ou des thérapeutiques influençant le métabolisme osseux peuvent contrarier l'ostéointégration.

2.1.5. Facteurs liés à l'implant

Pour assurer la biocompatibilité de l'implant, l'utilisation du titane commercialement pur est préconisée.

La forme de l'implant est également définie de façon à ce que la vis permette un contact maximal entre l'os et l'implant, immédiatement après la chirurgie de mise en place.

2.2. Critères de succès

Au début de l'implantologie moderne, seule l'ostéointégration était en soi considérée comme un succès. Le positionnement de l'implant et son exploitation prothétique ne constituaient aucun des critères qualitatifs de succès.

Ce n'est qu'en 1986 qu'Albrektsson et al. [2.3] ont proposé des critères plus avancés pour évaluer l'ostéointégration des implants :

- absence de douleur, d'inconfort, de sensation altérée ou d'infection imputable aux implants, les implants sont immobiles lorsqu'ils sont testés individuellement et non reliés,

- la perte osseuse verticale péri-implantaire moyenne est de 0,2 mm par an après la 1^{ère} année de mise en fonction,
- absence de zone radio-claire autour de l'implant à l'examen de radiographies rétro-alvéolaires,
- niveau de succès de 85% sur 5 ans et 80% sur 10 ans.

Il a fallu attendre la fin des années 90 et le consensus international de Toronto (Zarb et Albrektsson 1998 [2.4]) pour voir enfin ajouter ces critères prothétiques essentiels :

- L'implant ne doit pas compromettre la mise en place d'une prothèse fonctionnelle et esthétique qui satisfasse à la fois le patient et le praticien.
- Toute prothèse « implantaire » ne doit pas compromettre l'ostéointégration.

Une fois le challenge de l'ostéointégration remporté, de nombreux praticiens, cédant de plus en plus aux attentes de leurs patients, se sont mis en quête de moyens leur permettant de raccourcir la durée des traitements. C'est ainsi que certains auteurs (Brånemark 2001 [2.5], Brunski 1999 [2.6], Szmukler-Moncler et al.1998 [2.7], Chiapasco 2004 [2.8], Stricker et al.2004 [2.9]) se sont penchés sur la possibilité d'une mise en charge immédiate des implants.

2.3. Protocole de mise en charge précoce et immédiate d'un implant : revue de la littérature

Une période de mise en nourrice, entre 3 mois au niveau de la région symphysaire mandibulaire et 6 mois pour les autres régions des maxillaires, a été longtemps considérée comme une « condition sine qua non » pour permettre l'ostéointégration des implants.

Ce type de protocole a été établi sur la base des études (pré)cliniques effectuées il y a plus de 30 ans (Brånemark et al.1977 [2.10]). En conséquence, il est parfaitement justifiable de se poser la question de savoir si une période de cicatrisation aussi longue est absolument nécessaire pour obtenir l'ostéointégration de l'implant ou bien s'il est possible de réduire cette période dans certains cas ou systématiquement.

De plus, le développement de nouvelles surfaces implantaires qui accélèrent l'apposition osseuse permet cette remise en question.

L'état de surface « brut d'usinage » initialement décrit par Brånemark est actuellement remplacé par des états de surfaces sablés, mordancés, anodisés... En effet, même si l'état de surface n'influence pas la stabilité primaire de l'implant, il joue un rôle important durant la cicatrisation osseuse augmentant ainsi la tolérance de l'implant aux micromouvements par rapport à ceux ayant une surface usinée (Friberg et al.1999 [2.11], Sennerby et al.1991 [2.12]-Jaffin et al.2004 [2.13]).

La mise en charge est dite immédiate si l'établissement d'un contact occlusal se fait le jour même ou le lendemain, précoce s'il se fait après 1 à 2 semaines ; tout ce qui est au-delà est différé.

La différence entre les protocoles de mise en charge précoce et immédiate doit être étudiée d'un point de vue biologique. Dans la mise en charge précoce, la charge occlusale a lieu pendant la phase d'apposition osseuse débutante et le remodelage osseux rapide autour de l'interface os-implant.

La stabilité obtenue immédiatement après la mise en place de l'implant est plus élevée que celle obtenue après environ deux jours. Cette stabilité augmente ensuite et retrouve son niveau du moment du placement de l'implant environ 1 semaine après la chirurgie (Glauser et al.2003 [2.14]).

La mise en charge précoce doit donc, de préférence, avoir lieu à partir de la 2^{ème} semaine après la mise en place de l'implant quand la première phase d'apposition osseuse est terminée (Szmukler-Moncler et al.1998 [2.7], Maniopoulos et al.1986 [2.15], Pilliar et al.1986 [2.16])

D'autre part, les travaux de Szmukler-Moncler et al.1998 [2.7] et Brunski 1999 [2.6] ont montré que des micromouvements inférieurs à 100µm sont nécessaires pour favoriser l'ostéointégration.

En effet, des micromouvements d'environ 50 µm semblent stimuler l'activité des ostéoblastes (cellules osseuses qui forment de l'os) et les capacités de remodelage osseux. Une bonne répartition des forces appliquées sur les implants pendant cette période apparaît essentielle pour satisfaire cette condition.

Van Steenberghe et al.2004 [2.17] préconisent, dans leurs protocoles de mise en charge immédiate pour la réhabilitation partielle ou totale des arcades édentées, une fixation rigide des implants pour assurer une distribution optimale de ces forces.

La mise en charge immédiate ou précoce d'un implant est entièrement conditionnée par sa stabilité primaire.

Pour Ostman et al. 2005 [2.18], cette stabilité primaire est supposée exister lorsqu'un couple de serrage minimal de 35 Ncm est atteint lors de l'enfouissement de l'implant

Ils ont démontré que, grâce à la densité osseuse mesurée par tomodensitométrie, il est possible de traduire la résistance rencontrée lors de la mise en place de l'implant. En effet, dans une région où la densité atteint 160 unités Hounsfield ou plus (échelle permettant de quantifier l'atténuation de chaque pixel de densités radiologiques où une valeur de -1000 unités correspond à l'air et + 100 à l'eau), un couple de serrage supérieur ou égal à 35 Ncm est appliqué au moment de la pose de l'implant.

Un autre moyen d'estimation de la stabilité primaire, décrit par Glauser et al. 2004 [2.14], est la mesure des fréquences de résonance (RFA) d'un implant enfoui par l'intermédiaire d'un outil dénommé Osstell®. Ce nouvel outil met en œuvre l'analyse de la fréquence de résonance d'un petit transducteur fixé à un implant et permet de mesurer l'ISQ (Quotient de stabilité de l'implant).

L'analyse de la fréquence de résonance a été présentée par Meredith et al. 1996 [2.19]. Le transducteur en forme de L est vissé, soit directement sur l'implant, soit sur le pilier transmuqueux. Sur la partie verticale du L, se trouvent deux éléments piézo-électriques qui ont la propriété de transformer un signal électrique en déformation mécanique et réciproquement. Au cours de la mesure de la stabilité de l'implant avec l'analyse de fréquence de résonance, un des éléments piézo-électriques est excité par une série de signaux électriques sinusoïdaux d'une amplitude de 1 volt et dont la fréquence varie de 5 à 15 kHz. L'autre élément piézo-électrique analyse la réponse vibratoire du transducteur. La première fréquence de résonance est mesurée.

Les données sont recueillies sous forme d'une courbe représentant l'amplitude (dB) du signal électrique de sortie en fonction de sa fréquence (Hz). La fréquence de résonance du système implant– transducteur apparaît sous la forme d'un pic d'amplitude sur cette courbe.

Les travaux de Friberg et al. 1999 [2.20] ont mis en évidence une valeur seuil d'environ 60 ± 5 ISQ correspondant à la stabilité d'un implant ostéointégré.

Plus intéressant encore, Friberg a démontré deux phénomènes :

- un implant présentant un ISQ faible initial (inférieur à 40) laissé enfoui à l'abri de toute sollicitation évolue vers cette valeur de 60 ± 5 ISQ qui perdure avec le temps et la mise en charge.

- un implant présentant un ISQ élevé (supérieur à 70) va au contraire faire l'objet d'une relaxation de contrainte au niveau osseux le ramenant lui aussi à environ 60 d'ISQ.

Il s'ensuit donc que dès que cette valeur seuil de 60 ISQ est atteinte, l'implant peut être mis en charge puisqu'il a atteint sa stabilité optimale (FIG.2.1).

De même si cette valeur est atteinte le jour de la pose de l'implant, une mise en charge immédiate de ce dernier peut être effectuée.

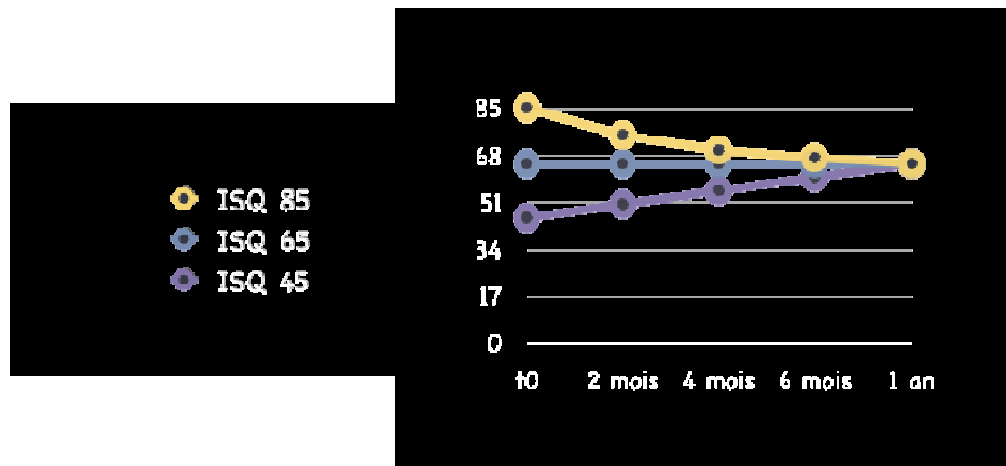


FIG.2.1. Evolution des quotients de stabilité dans le temps. Une fois l'implant ostéointégré, une même valeur seuil de 68 ISQ est atteinte (Friberg et al.1999 [2.20]).

Peu d'études sont publiées sur les résultats à long terme de la mise en charge précoce ou immédiate d'implants. La plupart de ces travaux concernent un suivi de 1 ou 2 ans seulement. Un taux de succès de 95% après un suivi en moyenne de 2,5 ans est acceptable mais il est en deçà des taux de réussite des protocoles standard (99% après 15 ans) (Lindquist et al.1996 [2.21]).

Le principal avantage de ce type de protocole de mise en charge, immédiate ou précoce, est la diminution du nombre d'actes chirurgicaux, des frais et un confort pour les patients. Il semble donc particulièrement nécessaire d'étudier plus en détails ses possibilités d'application.

L'un de nos objectifs annoncés étant d'analyser l'influence des différents processus de mise en charge des implants sur l'os péri-implantaire, il est nécessaire pour mener à bien cette étude au sein d'un modèle numérique, d'identifier le comportement du tissu osseux. Par conséquent, une description de la structure de l'os et de son comportement instantané et évolutif est présentée dans le chapitre suivant.

BIBLIOGRAPHIE

2.1- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T.

Prothèses ostéointégrées. Paris: éditions CDP,1988.

2.2- Brånemark P-I, Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T.

Tissue-Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc,1985.

2.3- Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR.

The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986,1:11-25.

2.4- Zarb GA, Albrektsson T.

Consensus report: towards optimized treatment outcomes for dental implants.

J Prosthet Dent 1998,80:641.

2.5- Brånemark PI.

The Branemark novum protocol for same-day teeth. A global perspective.

Berlin : Quintessenz Verlags-GmbH, 2001.

2.6- Brunski J B.

In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface.

Adv Dent Res 1999,13:99-119.

2.7- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J H.

Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J Biomed Mater Res 1998,2:192-203.

2.8- Chiapasco M.

Early and immediate restoration and loading of implants in completely edentulous patients.

Int J Oral Maxillofac Implants 2004,19(suppl):76-91.

2.9- Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG.

Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004,19:868-872.

2.10- Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaws. Experience from a 10-year study period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977,16:1-132.

2.11- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondhal K, Lekholm U.

Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1999,28:266-72.

2.12- Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Åstrand P.

Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants.

Clin Oral Implants Res 1991,2:103-111.

2.13- Jaffin RA, Kumar A, Berman CL.

Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004,19:721-730.

2.14- Glauser R, Sennerby L, Meredith N, Ree A, Lundgren A, Gottlow J, et al.

Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful versus failing implants. *Clin Oral Implants Res* 2004,15:428-434.

2.15- Maniopoulos C, Pilliar RM, Smith DC.

Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic implant model. *J Biomed Mater Res* 1986,20:1309-1333.

2.16- Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C.

Observation on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants.

Clin Orthop Relat Res 1986,208:108-113.

- 2.17- Van Steenberghe D, Molly L, Jacobs R, Vanderkerckhove B, Quirynen M, Naert I.
The immediate rehabilitation by means of a ready-made final fixed prosthesis in the edentulous mandible: a 1-year follow-up study on 50 consecutive patients.
Clin Oral Implants Res 2004,15:360-365.
- 2.18- Ostman PO, Hellman M, Sennerby L
Direct implant loading in the edentulous maxilla using a bone density adapted surgical protocol and primary implant stability criteria for inclusion.
Clin Implant Dent Relat Res 2005,7(1):S60-S69.
- 2.19- Meredith N, Alleyne D, Cawley P.
Quantative determination of stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implants Res 1996,7:261-267.
- 2.20- Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondhal K, Lekholm U.
Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg 1999,28:266-72.
- 2.21- Lindquist LW, Carlsson GE, Jemt T.
A prospective 15-year follow-up study of mandibular fixed prostheses supported by osseointegrated implants. Clinical results and marginal bone loss.
Clin Oral Implants Res 1996,7(4):329-336.

CHAPITRE 3

COMPORTEMENT INSTANTANE ET EVOLUTIF DU TISSU OSSEUX.

3.1. Le tissu osseux

3.1.1. Les différents types d'os (FIG.3.1)

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ $\frac{1}{4}$ du poids de l'os), de matières organiques et de sels minéraux. La matrice de l'os est formée d'une partie organique (fibres de collagène), d'une phase minérale d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium) et de carbonate de calcium, le tout est parcouru par un réseau de cellules et de vaisseaux sanguins.

D'un point de vue macroscopique l'os est constitué d'une couche extérieure compacte appelée *os cortical* et d'un cœur poreux, s'il existe, appelé *os spongieux* ou *trabéculaire*.

Il s'agit alors d'un tissu hétérogène avec une architecture interne complexe, due à une répartition spatiale des pores, lui procurant un comportement mécanique anisotrope, c'est-à-dire qu'il présente un comportement différent en réponse à des contraintes mécaniques, en fonction de la direction d'application de ces contraintes (Marcelli et Sebert 1993 [3.1]).

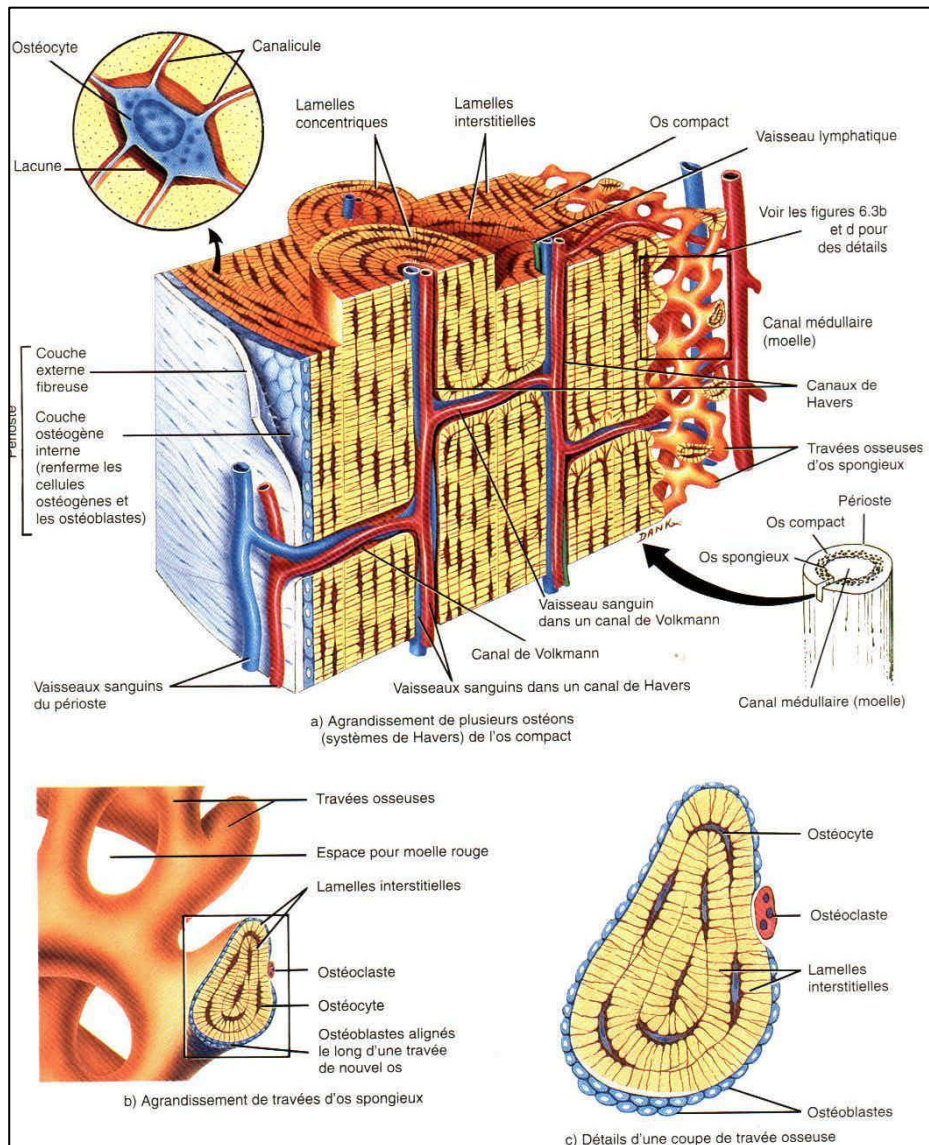


FIG.3.1: Schéma de l'os cortical et spongieux, système de Havers d'après Grabowski 1994 [3.2].

3.1.1.1. Structure de l'os cortical ou compact

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux. Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers. Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique.

3.1.1.2. Structure de l'os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, situé sous la corticale de tissu compact. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur, sur lesquelles s'exerce les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurales élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accrochent les uns aux autres au niveau des lignes cimentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse). Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0,5 et 1mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire.

L'os spongieux peut être considéré comme un matériau composite. En effet, selon Ashman et al. 1987 [3.3] un matériau composé, à l'échelle macroscopique, d'au moins deux éléments non miscibles de nature, de forme, de structure différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène avec des performances globales optimisées est nommé *composite*. Dans le cas de l'os spongieux les deux éléments constitutifs sont les trabécules et le vide.

Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire.

D'autre part, la densité et les propriétés mécaniques du tissu spongieux dépendent de sa localisation (fémur, humérus, vertèbres...) et peuvent évoluer en fonction des sollicitations appliquées.

3.2. Comportement mécanique du tissu osseux

L'os n'est pas un matériau inerte comme les matériaux classiques d'ingénierie, c'est un tissu vivant en perpétuelle évolution. Il subit un remaniement constant, le squelette se renouvelle de 10% tous les ans, il est continuellement résorbé et reconstruit. Bien que ce phénomène de remaniement soit le propre de tout os sain, la reconstruction est ralentie avec le vieillissement. Les changements de l'architecture et des propriétés induits par le vieillissement du tissu osseux sont bien connus. Des nombreuses études (Evans 1976 [3.4], Burstein et al.1976 [3.5], Mosekilde 1988 [3.6], Parfitt [3.7] ont été menées pour décrire ce phénomène. L'importance de ces études croît rapidement avec l'allongement de la durée de vie de l'homme. Il est reconnu, au moins en absence des maladies dégénératives de l'os, qu'une activité physique régulière permet de retarder la dégradation de l'os.

Une autre forme de ce remaniement est connue sous le nom d'*adaptation fonctionnelle* et a été formalisée par Wolff [3.8] postulant qu'il existe une *corrélation entre le champ de contraintes s'exerçant dans l'os et son architecture*. Dans d'autres termes, l'os est une structure optimale par rapport à son environnement mécanique. Il a une habilité de maintenir une configuration géométrique optimale en adaptant sa forme extérieure et sa microstructure interne en fonction des stimuli mécaniques telle que la (vitesse de) déformation, la (vitesse de) contrainte ou l'énergie de déformation. Un autre exemple est lié à la mise en place d'un implant perturbant l'équilibre local de l'os dans son voisinage. La réussite de l'ostéointégration dépend du remaniement de l'os autour du corps étranger qui est l'implant.

Comme nous le verrons plus loin, ce remaniement dépend fortement des sollicitations auxquelles l'implant et l'os environnant sont soumis.

Dans les trois cas cités ici, il apparaît un *couplage entre les champs mécaniques s'exerçant dans le tissu osseux et le processus de remaniement* de sa structure conduisant au changement des champs mécaniques. Un tel couplage fort est connu dans les sciences des matériaux. Citons par exemple le cas de la plasticité des métaux où les propriétés du matériau et sa microstructure sont induites par les déformations plastiques qu'il subit (Lipinski et al.1995 [3.9]). Cependant, de très fortes différences existent entre les deux évolutions.

D'une part, l'évolution des propriétés des matériaux non vivants se fait pratiquement uniquement en respectant *le principe de la conservation de masse*. Ce principe n'est pas observé par les tissus vivants.

D'autre part, si l'évolution des propriétés mécaniques des matériaux classiques d'ingénierie suit quasi instantanément l'évolution des champs mécaniques tel n'est pas le cas des tissus vivants et de l'os en particulier. Il en résulte que *l'étude du comportement et de l'évolution de l'os* demande l'introduction de deux échelles de temps très distinctes; *l'échelle courte*, caractérisée par une période T_M , correspondant aux chargements mécaniques appliqués à l'os et *l'échelle longue*, caractérisée par une période T_R , correspondant à sa croissance, remodelage, guérison ou généralement parlant de son évolution. Si la durée d'un chargement mécanique typique, lié aux activités quotidiennes de l'homme, se mesure en secondes - voire en fraction de secondes, la durée de la croissance ou celle du remodelage se mesure en semaines ou en mois.

Le rapport typique entre les deux périodes est:

$$r = \frac{T_R}{T_M} \approx 1,0.10^6$$

Ce rapport très élevé nous permet d'introduire des hypothèses simplificatrices facilitant la description du comportement de l'os. En effet, nous pouvons négliger le changement de la configuration du tissu osseux survenu pendant le cycle de chargement.

Le chargement mécanique sera donc effectué sur *une géométrie de l'os figée* dont les propriétés mécaniques correspondent à l'instant considéré.

D'autre part, la *description du remaniement* de la structure du tissu se fera en fonction des stimuli mécaniques intégrés ou moyens sur des périodes longues, par exemple un jour, en négligeant les fluctuations des sollicitations internes telles que les déformations ou contraintes s'exerçant dans l'os.

La *description de l'évolution* de l'architecture de l'os se fera, d'une certaine manière, sur la configuration déchargée. Il en résulte, que les deux représentations sont considérées indépendamment. *Nous pouvons alors analyser la construction de la loi de comportement (instantané) de l'os séparément de la construction des règles de remodelage de l'os. Cette conclusion n'enlève rien au caractère fortement couplé de l'adaptation fonctionnelle ou du remodelage de l'os.*

3.2.1. Comportement instantané de l'os

L'os possède une structure hétérogène (poreuse), anisotrope, et a un comportement viscoélastique.

Néanmoins, la majorité des auteurs pose un certain nombre d'hypothèses simplificatrices dont la plus fréquemment admise concerne les effets visqueux qui peuvent être négligés dans les études du chargement mécanique de l'os.

Souvent, un parallèle est également établi entre le comportement de l'os et des composites artificiels. Celui-ci permet aux auteurs de justifier l'emploi des outils développés pour la description du comportement des composites au cas de l'os.

D'une manière plus générale, la construction d'une loi de comportement peut être effectuée à différentes échelles. Nous dirons, qu'il s'agit d'une approche phénoménologique quand cette loi est déterminée directement à l'échelle macroscopique ou globale. Dans cette description, le tissu est traité comme une "boîte noire" dont les entrées sont par exemple, les contraintes et les sorties les déformations, ou vice versa.

L'identification des propriétés de cette boîte se fait expérimentalement par un nombre d'essais mécaniques suffisants pour définir le comportement du matériau.

Dans les approches mécanistiques, l'attention est portée sur la microstructure (architecture) du matériau. Les propriétés élémentaires sont identifiées (également expérimentalement) à une échelle des hétérogénéités constitutives. L'emploi des outils mathématiques adéquats de transition d'échelles permet l'obtention de ces propriétés à l'échelle globale.

C'est dans ce cadre que l'étude menée par exemple par Kabel et al.1999 [3.10] établit dans quelles mesures l'hypothèse qu'un comportement effectif de la matière osseuse peut-être une bonne estimation pour le comportement anisotrope global de la structure de l'os spongieux.

Dans notre travail, nous utiliserons l'approche phénoménologique. Nous admettons que le comportement du tissu osseux (compact ou spongieux) peut être précisément décrit par une *loi hyperélastique*. Nous limitons nos considérations au cas des petites déformations. Supposons alors l'existence d'une énergie, fonction des déformations $\boldsymbol{\varepsilon}$, que nous appelons densité de l'énergie de déformations élastiques $w(\boldsymbol{\varepsilon})$. Puisque les matériaux élastiques ne dissipent pas d'énergie, il est possible de démontrer que l'égalité suivante tient :

$$\boldsymbol{\sigma} = \frac{\partial w(\boldsymbol{\varepsilon})}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \quad (3.1)$$

Elle définit alors la structure d'une *loi de comportement des matériaux élastiques*, ici en petites déformations. Cette hypothèse permet un développement limité de l'énergie w au voisinage de zéro :

$$w(\boldsymbol{\varepsilon}) \approx w_0 + R_{ij}\varepsilon_{ij} + \frac{1}{2}C_{ijkl}\varepsilon_{ij}\varepsilon_{kl} + \frac{1}{6}D_{ijklmn}\varepsilon_{ij}\varepsilon_{kl}\varepsilon_{mn} + \dots \quad (3.2)$$

où :

- w_0 est une valeur constante, indéterminée, de l'énergie w
- R_{ij} correspond aux contraintes résiduelles présentes dans le matériau
- ε_{ij} définissent les composantes du tenseur de déformations élastiques
- C_{ijkl} sont les composantes du tenseur des constantes élastiques du second ordre
- D_{ijklmn} sont les composantes du tenseur des constantes élastiques du troisième ordre.

En ne retenant que les trois premiers termes du développement limité, nous obtenons à partir de la relation (1) la loi de Hooke généralisée, valable pour les matériaux élastiques linéaires :

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial \left(w_0 + R_{kl}\varepsilon_{kl} + \frac{1}{2}C_{klmn}\varepsilon_{kl}\varepsilon_{mn} \right)}{\partial \varepsilon_{ij}} = R_{ij} + C_{ijkl}\varepsilon_{kl} \quad (3.3)$$

Ce résultat est obtenu en admettant la symétrie principale du tenseur de constantes élastiques :

$$C_{ijkl} = C_{klij} \quad (3.4)$$

Ce tenseur possède deux autres symétries résultant de la symétrie des tenseurs de déformations et de contraintes. Elles s'écrivent :

$$C_{ijkl} = C_{jikl} \quad (3.5a)$$

$$C_{ijkl} = C_{ijlk} \quad (3.5b)$$

Le tenseur de quatrième ordre $\mathbf{C}$ possède 81 composantes. Parmi ces composantes, dans le cas d'anisotropie générale, seules 21 d'entre elles sont indépendantes grâce aux relations (4, 5a, 5b).

Pour faciliter la représentation des propriétés des matériaux anisotropes, la notation tensorielle utilisée ci-dessus est remplacée par la notation matricielle, nommée également la notation de Voigt. Conformément à cette notation, qui est utilisée dans les codes d'éléments finis, nous introduisons :

- la matrice des contraintes

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \sigma_1 \\ \sigma_2 \\ \sigma_3 \\ \sigma_4 \\ \sigma_5 \\ \sigma_6 \end{Bmatrix} \quad (3.6)$$

- la matrice des déformations

$$\{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{12} \\ 2\varepsilon_{13} \\ 2\varepsilon_{23} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \\ \varepsilon_5 \\ \varepsilon_6 \end{Bmatrix} \quad (3.7)$$

- la matrice symétrique des constantes élastiques

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & C_{14} & C_{15} & C_{16} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} & C_{24} & C_{25} & C_{26} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} & C_{34} & C_{35} & C_{36} \\ C_{41} & C_{42} & C_{43} & C_{44} & C_{45} & C_{46} \\ C_{51} & C_{52} & C_{53} & C_{54} & C_{55} & C_{56} \\ C_{61} & C_{62} & C_{63} & C_{64} & C_{65} & C_{66} \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Ces notations conduisent à une écriture matricielle de la loi de Hooke (3)

$$\{\sigma\} - \{R\} = [C]\{\varepsilon\} \quad (3.9)$$

Une relation réciproque, exprimant la déformation en fonction de la contrainte est également utilisée :

$$\{\varepsilon\} = [C]^{-1} (\{\sigma\} - \{R\}) = [S] (\{\sigma\} - \{R\}) \quad (3.10)$$

faisant appel à la matrice des souplesses élastiques $[S]$. Comme la matrice $[C]$, dont elle est inverse, elle est symétrique et, dans le cas d'anisotropie générale, définie par 21 composantes indépendantes.

Le comportement instantané des tissus osseux est décrit dans le cadre théorique exposé ci-dessus. Comme une grande partie des matériaux, il est admis pour le tissu osseux qu'il possède des symétries matérielles réduisant le nombre de constantes indépendantes des matrices $[S]$ et $[C]$. Nous disons que la matière possède un axe de symétrie de rang n quand ces propriétés ne changent pas après une rotation de $2\pi/n$ autour de cet axe. Ainsi, les propriétés élastiques d'un matériau possédant un axe de symétrie de rang 2 (axe z ou 3 dans l'exemple qui suit) sont décrites par la matrice $[C]$ contenant 13 constantes indépendantes.

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & C_{16} \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & C_{26} \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & C_{36} \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & C_{45} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{45} & C_{55} & 0 \\ C_{16} & C_{26} & C_{36} & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

L'os spongieux est souvent assimilé, au niveau macroscopique, à un matériau continu, homogène, élastique et orthotrope. Il s'agit d'un matériau à 2 axes de rang 2 orthogonaux.

Sa matrice d'élasticité prend la forme :

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{22} & C_{23} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{23} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

Elle est définie par neuf constantes indépendantes. Dans la littérature, les matériaux orthotropes sont fréquemment caractérisés par les modules élastiques. Ils sont utilisés pour former la matrice des souplesses élastiques.

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{yx}}{E_y} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_x} & \frac{1}{E_y} & -\frac{\nu_{zy}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & -\frac{\nu_{yz}}{E_y} & \frac{1}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{yz}} \end{bmatrix} \quad (3.13)$$

Puisque cette matrice doit être symétrique, les relations suivantes sont valables :

$$\begin{aligned} \frac{\nu_{xy}}{E_x} &= \frac{\nu_{yx}}{E_y} \\ \frac{\nu_{xz}}{E_x} &= \frac{\nu_{zx}}{E_z} \\ \frac{\nu_{yz}}{E_y} &= \frac{\nu_{zy}}{E_z} \end{aligned} \quad (3.14)$$

Dans ces expressions E_i correspondent aux modules de Young dans les trois directions d'orthotropie du matériau, G_{ij} définissent les trois modules de cisaillement et ν_{ij} représentent les six coefficients ou rapports de Poisson.

De ces douze constantes, neuf sont uniquement indépendantes car les coefficients de Poisson et les modules de Young doivent vérifier les relations (3.14). Alors, pour décrire le comportement orthotrope de l'os spongieux, nous identifierons ces neuf constantes.

L'os compact est souvent assimilé au niveau macroscopique à un matériau continu et homogène répondant à une loi élastique de type isotrope transverse. Un tel matériau a un axe de révolution (rang infini) et est défini par cinq constantes indépendantes.

Cette dernière hypothèse est justifiée dans le cas d'os compact par le type de structure en lamelles concentriques dont les axes de révolution possèdent la même orientation.

$$[C] = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{2}(C_{11}-C_{12}) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{55} \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

Sa matrice de souplesses élastiques prend la forme :

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{yx}}{E_x} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xy}}{E_x} & \frac{1}{E_x} & -\frac{\nu_{zx}}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & -\frac{\nu_{xz}}{E_x} & \frac{1}{E_z} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xy}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{xz}} \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Les relations suivantes doivent être vérifiées:

$$\begin{aligned} \nu_{xy} &= \nu_{yx} \\ \frac{\nu_{xz}}{E_x} &= \frac{\nu_{zx}}{E_z} \\ G_{xy} &= \frac{E_x}{2(1+\nu_{xy})} \end{aligned} \quad (3.17)$$

Fréquemment, les simulations numériques du comportement de l'os sont faites sous hypothèse simplificatrice de l'isotropie du tissu. Un matériau isotrope possède un nombre infini d'axes de symétrie. Dans ce cas, uniquement deux constantes indépendantes sont nécessaires pour traduire sa matrice de souplesses. Nous choisissons ici le module de Young E et le coefficient de Poisson ν .

$$[S] = \begin{bmatrix} \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & -\frac{\nu}{E} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu}{E} & -\frac{\nu}{E} & \frac{1}{E} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G} \end{bmatrix} \quad (3.18)$$

Le module de cisaillement présent dans cette matrice s'exprime en fonction de E et ν comme suit:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (3.19)$$

Cette hypothèse est également retenue pour certaines modélisations présentées dans ce travail. Dans ces cas, le matériau isotrope équivalent au tissu anisotrope est considéré.

Cette équivalence est construite en comparant les densités de l'énergie des déformations élastiques des deux matériaux pour deux chargements simples. Reprenons la définition de la densité d'énergie de déformation élastique

$$W = \frac{1}{2} \varepsilon_{ij} \sigma_{ij} \quad (3.20)$$

et substituons la déformation élastique par la contrainte, en utilisant la loi de Hooke

$$\varepsilon_{ij} = S_{ijkl} \sigma_{kl} \quad (3.21)$$

Nous obtenons alors :

$$W = \frac{1}{2} \sigma_{ij} S_{ijkl} \sigma_{kl} = \frac{1}{2} \{ \sigma \} [S] \{ \sigma \} \quad (3.22)$$

Imaginons à présent deux sollicitations internes mettant en jeu deux modules d'un matériau isotrope. Nous rappelons que deux constantes sont suffisantes pour décrire le comportement d'un matériau isotrope.

Choisissons la traction/compression hydrostatique et le cisaillement 3D faisant appel respectivement au module de compressibilité K et au module de cisaillement G , noté également μ .

La traction/compression hydrostatique est définie par l'état de contrainte suivant :

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma \\ \sigma \\ \sigma \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (3.23)$$

Le cisaillement 3D conduit à :

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \tau \\ \tau \\ \tau \end{Bmatrix} \quad (3.24)$$

Le calcul des densités de l'énergie de déformation élastique, pour les matériaux orthotrope et isotrope donne :

- en traction/compression hydrostatique:

$$W_{hyd}^{ortho} = \frac{1}{2} \sigma^2 \left(\frac{1}{E_x} + \frac{1}{E_y} + \frac{1}{E_z} - 2 \frac{\nu_{yx}}{E_y} - 2 \frac{\nu_{zy}}{E_z} - 2 \frac{\nu_{xz}}{E_x} \right) \quad W_{hyd}^{iso} = \frac{1}{2} \sigma^2 \frac{3}{E} (1 - 2\nu) \quad (3.25)$$

- en cisaillement 3D:

$$W_{cis}^{ortho} = \frac{1}{2} \tau^2 \left(\frac{1}{G_{xy}} + \frac{1}{G_{yz}} + \frac{1}{G_{zx}} \right) \quad W_{cis}^{iso} = \frac{1}{2} \tau^2 \frac{3}{G} \quad (3.26)$$

Le principe d'équivalence énergétique conduit alors aux égalités :

$$W_{hyd}^{ortho} = W_{hyd}^{iso} \Leftrightarrow \left(\frac{1}{E_x} + \frac{1}{E_y} + \frac{1}{E_z} - 2 \frac{\nu_{yx}}{E_y} - 2 \frac{\nu_{zy}}{E_z} - 2 \frac{\nu_{xz}}{E_x} \right) = \frac{3}{E} (1 - 2\nu) = \frac{1}{K} \quad (3.27)$$

où à la définition des modules de compressibilité et de cisaillement équivalents :

$$K = \frac{E_x E_y E_z}{(1 - 2\nu_{xz}) E_y E_z + (1 - 2\nu_{yx}) E_x E_z + (1 - 2\nu_{zy}) E_x E_y} \quad (3.28)$$

$$G = \frac{3G_{xy} G_{yz} G_{zx}}{G_{yz} G_{zx} + G_{xy} G_{zx} + G_{xy} G_{yz}} \quad (3.29)$$

Pour trouver les autres modules du matériau isotrope les relations habituelles, valables dans ce cas, peuvent être utilisées.

Par exemple, le module de Young E et le coefficient de Poisson ν s'écrivent en fonction de K et G comme suit :

$$E = \frac{9KG}{3K + G} \quad (3.30)$$

$$\nu = \frac{3K - 2G}{2(3K + G)} \quad (3.31)$$

Dans le but de pouvoir optimiser les solutions prothétiques, il est important de reproduire le plus fidèlement possible le comportement de l'os.

Les mesures des caractéristiques mécaniques figurant dans les expressions (3.13) et (3.16) sont relativement difficiles. Il existe une très forte disparité des valeurs de modules d'élasticité.

Il y a au moins deux raisons à cela, d'abord la qualité de l'os qui varie selon le sujet (espèce, âge, histoire, ...) et la localisation du prélèvement et puis les techniques de mesure en elles-mêmes qui, pour un même échantillon, peuvent fournir des résultats différents (tableau 3.1. Rho et al.1991 [3.11]).

Source	Test ou Méthode	Module d'Elasticité (GPa)
Wolff 1982 [3.8]	Hypothèses	17-20 (hypothèse)
Runkle et Pugh 1975 [3.12]	Flambement	8.69 ± 3.17 (os sec)
Townsend et al.1975 [3.13]	Flambement non élastique	11.38 (os humide)
Williams et Lewis 1982 [3.14]	Calcul par éléments finis	1.30
Ashman et Rho 1988 [3.15]	Ultrason	1.27 ± 20 (humide)
Ryan et Williams 1989 [3.16]	Essai de traction	0.76 ± 0.39
Hodgskinson et al.1989 [3.17]	Micro-dureté	15 (estimation)
Khun et al.1989 [3.18]	Flexion en trois points	3.81 (humide)
Mente et Lawis 1989 [3.19]	poutre encastrée par éléments finis	7.8 ± 5.4 (sec)
Choi et al.1990 [3.20]	Flexion en quatre points	5.35 ± 1.36 (humide)
Rho e al.1993 [3.21]	Test de traction Ultrason	10.4 ± 3.5 (sec) $10.8 \pm 1,4$ (humide)
Rho et al.1997 [3.22]	Nano-indentation	19.6 ± 3.5 (sec): longitudinale 15.0 ± 3.0 (sec): transversale

Tableau 3.1 : Différentes valeurs de modules de Young d'os spongieux mesurées par un certain nombre d'auteurs suivant la méthode de mesure utilisé (d'après Rho et al.1995 [3.11])

3.2.2. Mise en évidence et détermination expérimentale

De nombreuses études ont été menées pour définir le module d'Young de l'os, cependant cette valeur n'est pas simple à déterminer sans faire des essais destructifs.

En effet, il n'est pas envisageable de devoir extraire des échantillons de la mandibule d'un patient. Ainsi, certains chercheurs ont voulu essayer d'employer des méthodes non invasives pour l'obtenir.

De ce fait, l'étude menée par Lettry et al [3.23] avait pour but de valider la méthode de détermination des propriétés de l'os cortical par lecture de fichiers scanner, en comparant les valeurs relevées à l'aide de cette méthode avec celles mesurées expérimentalement.

Dans un premier temps, des échantillons sont prélevés dans cinq mandibules fraîches à différents endroits et suivant des directions distinctes.

Les découpes sont effectuées de la façon suivante :

Du côté droit : sept découpes sur deux sections adjacentes comme illustré sur la figure.3.2.

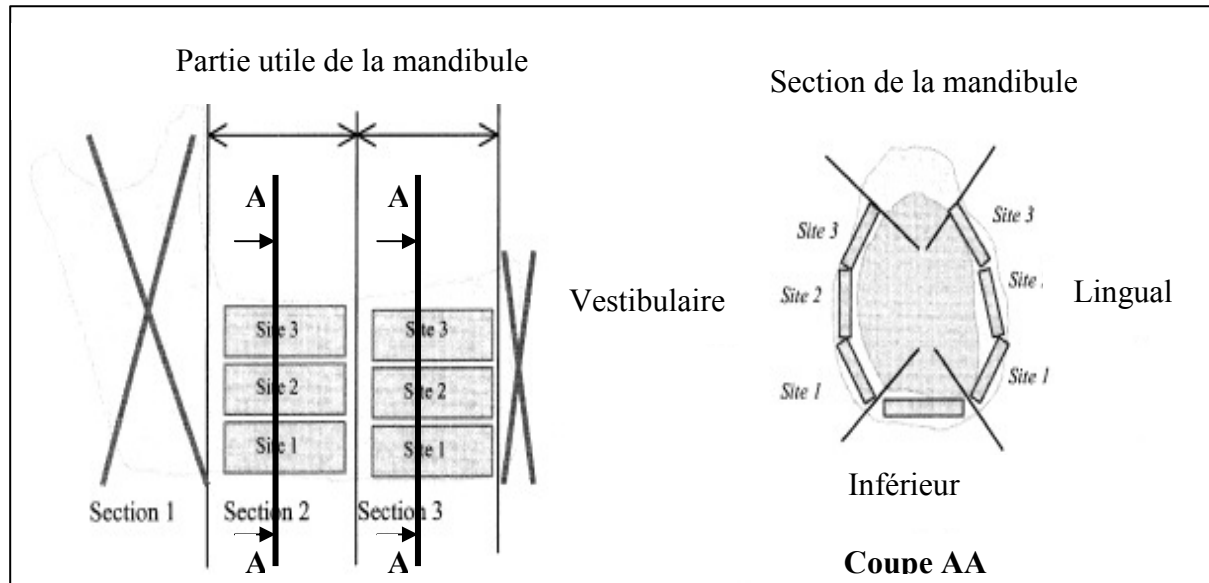


FIG.3.2 : Coupes réalisées du côté droit de chaque mandibule (d'après Lettry et al.2003 [3.23])

Du côté gauche : 3 sites à 0, 45 et 90° sur 2 sections adjacentes (FIG.3.3)

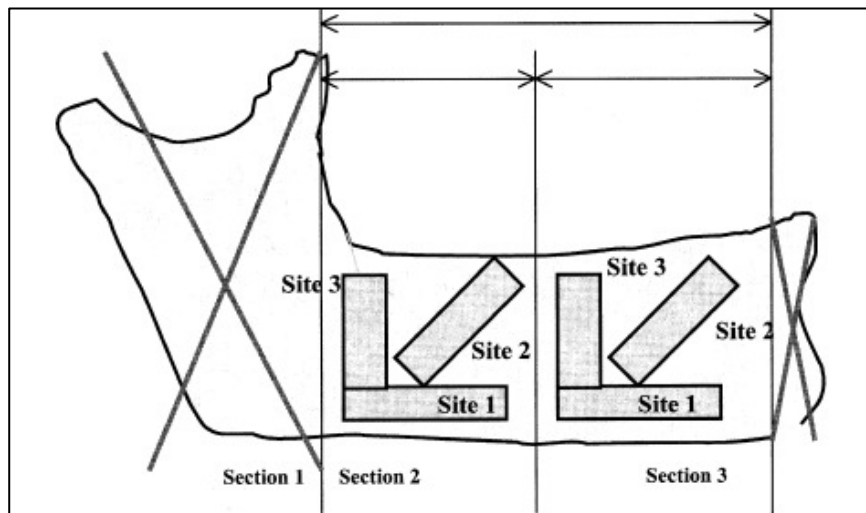


FIG.3.3 : Coupes réalisées du côté gauche de chaque mandibule (d'après Lettry et al.2003 [3.23]).

Les échantillons ont été soumis à un test de flexion trois points.

Les formules classiques de la RdM sont ensuite utilisées pour caractériser le module de Young en fonction de la force appliquée et de la flèche de l'échantillon testé.

Le dépouillement de leurs résultats montre que le module de Young varie en fonction de l'orientation et de l'emplacement (FIG.3.4). Cependant, une dispersion importante est obtenue parmi toutes les mandibules testées, ce qui souligne le caractère tout à fait unique de l'anatomie.

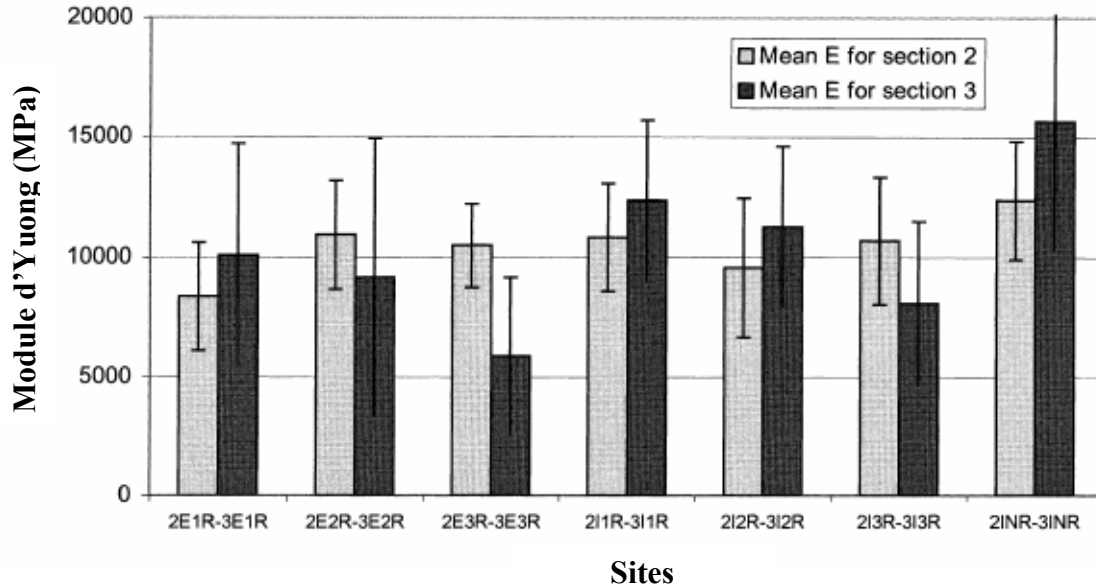


FIG.3.4 : Module d'Young en fonction des sites (section 2 : molaire, section 3 : prémolaire, E : externe, I : interne, L : gauche, R : droite) (d'après Lettry et al.2003 [3.23]).

Lettry et al.2003 [3.23] ont comparé aussi leurs résultats avec l'étude de Tamatsu et al. 1996 [3.24], ces auteurs ayant effectué le même genre de mesure quelques années plus tôt. D'importants écarts ont été observés. Toutefois, ceux-ci peuvent être facilement expliqués par un certain nombre de différences :

- L'âge et le sexe des donneurs : des hommes de 50 à 60 ans pour Tamatsu, deux hommes et trois femmes de 53 à 106 ans pour Lettry,
- Différences entre les essais mécaniques,
- Conservation des mandibules : utilisation des mandibules sèches pour Tamatsu.

Finalement, Lettry et al. ont corrélié leurs résultats avec les nuances de gris obtenues sur les scanners des mandibules avant qu'elles ne soient découpées.

La comparaison ne leur a pas permis de valider la méthode de détermination des propriétés par lecture scanner. Ces auteurs ont conclu que les conditions de prises des clichés influencent fortement les relevés.

O'Mahony et al.2000 [3.25] ont tenté d'établir une relation entre le module d'Young et la densité de l'os spongieux. Pour cela, ils ont effectué des *tests de compression* sur sept échantillons découpés dans une mandibule au niveau incisif, canin et prémolaire puis ils ont mesuré les *densités apparentes* de ces sept échantillons. Les résultats obtenus sont illustrés dans le tableau 3.2. Les auteurs indiquent qu'une *isotropie transverse* semble se dégager car les modules d'Young obtenus dans la direction inféro-supérieure sont plus faibles que dans les deux autres directions (pour lesquelles les valeurs sont globalement proches).

Sites	Densité apparente (g/cc)	E inféro- supérieur (MPa)	E vestibulo- lingual (MPa)	E mesio- distal (MPa)
Incisive centrale gauche	0.30	56	126	52
Incisive latérale gauche	0.40	105	160	312
Incisive centrale droite	0.98	123	1113	2283
Canine droite	0.23	48	71	140
1ere prémolaire droite inf.	0.75	262	1464	1768
1ere prémolaire droite sup.	0.78	158	553	805
2de molaire droite	0.39	47	91	988

Tableau 3.2 : Propriétés de l'os par site anatomique (d'après O'Mahony et al.2000 [3.25])

Une fois les expérimentations réalisées, une régression par la méthode des moindres carrés a été utilisée pour tester une loi puissance entre le module d'Young et la densité apparente.

Ce qui a donné les résultats suivants :

- Mesio-distal : $E = 2349\rho_a^{2,15}$ avec $R^2=0,8$ et $P=0,02$
- Vestibulo-lingual : $E = 1274\rho_a^{2,12}$ avec $R^2=0,7$ et $P=0,002$
- Inféro-supérieur : $E = 194\rho_a^1$ avec $R^2=0,5$ et $P=0,02$

Ce modèle paraît assez intéressant mais il est dommage que cette étude ait été restreinte à une unique mandibule. Il est alors difficile de savoir si les lois obtenues sont réellement adaptées.

3.3. Lois de remodelage osseux

Les propriétés mécaniques de l'os résultent d'un compromis entre le besoin d'une certaine rigidité et le besoin d'une ductilité suffisante pour amortir les chocs.

L'anisotropie résulte d'une optimisation des propriétés suivant les directions des différentes sollicitations. C'est Wolff [3.8] qui observa le premier la relation entre la structure de l'os et les charges auxquelles il est soumis. Dans l'hypothèse d'un comportement élastique, le module d'Young dans la direction de contrainte maximale sera plus élevé que le module dans les autres directions. Cette optimisation rend le rapport performance/poids maximum.

Le renforcement du matériau se fait par l'intermédiaire de l'orientation et de la densification de matière osseuse dans les directions de fortes sollicitations. De plus, ces changements sont directement liés à la densité apparente de l'os.

En tant que structure adaptée, adaptable et optimisée, l'architecture osseuse est continuellement régénérée par apposition et résorption locale d'os : c'est le remodelage osseux. L'os compact et l'os spongieux sont composés d'unités morphologiques élémentaires ou BSU (Basic Structural Units) qui sont visibles en lumière polarisée. Ces processus de formation et résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un sujet en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse, mais le processus de remaniement n'est pas uniforme. Chaque année, un homme adulte renouvelle 25% de son os trabéculaire et 4% de son os cortical.

Ce phénomène physiologique du remodelage osseux (Cowin 1994 [3.26]) peut être schématisé de la façon suivante: les ostéoblastes apposent de l'os aux endroits réclamant plus de renfort, pendant que les ostéoclastes assurent la résorption là où l'os devient inutile dans ses fonctions mécaniques. La destruction ostéoclastique et la reconstruction ostéoblastique s'enchaînent dans le temps et l'espace à l'échelle microscopique.

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration de calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir, s'il est nécessaire et à quel moment, de démarrer le remodelage.

- un processus de régulation mécanique dépendant des sollicitations s'exerçant dans le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien des tissus mous, et pour cela, choisit l'endroit du remaniement.

Le remodelage se déroule de façon cyclique en quatre phases (FIG.3.5) :

- Phase d'activation : le long de la surface osseuse inactive recouverte de cellules bordantes, ou ostéoblastes quiescents, surviennent les précurseurs mononucléés des ostéoclastes.
- Phase de résorption : l'os ancien est résorbé par des ostéoclastes.
- Phase d'inversion : les ostéoclastes sont remplacés par des cellules mononucléées.
- Phase de reconstruction (ostéoformation): les ostéoblastes colonisent la lacune et la comblerent en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors ostéocytes.

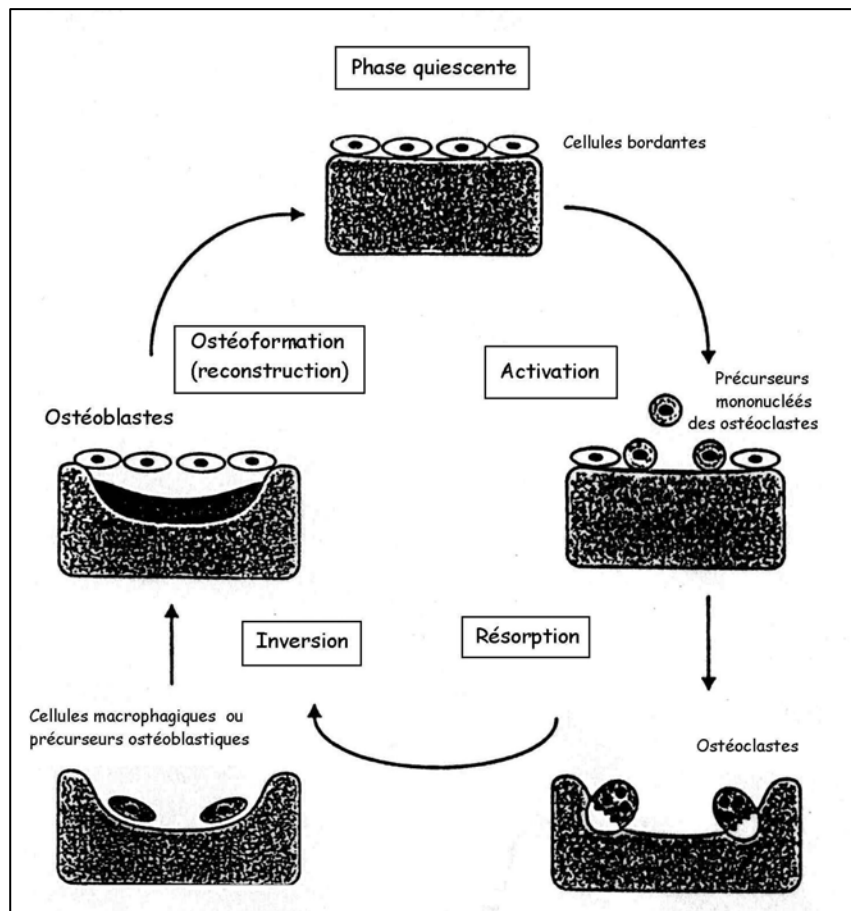


FIG.3.5: Le remodelage osseux d'après Cowin 1994 [3.15]

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement auxquelles il est soumis, il doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer le remaniement osseux. De nombreuses hypothèses ont été faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives.

En effet, d'après Cowin 1994 [3.26], ces cellules capteraient les signaux mécaniques et seraient régulateurs de la masse osseuse en agissant sur les cellules actrices du remodelage (ostéoclastes et ostéoblastes).

Ces hypothèses sont dues au fait que les ostéocytes se révèlent être les candidates appropriées pour ce rôle de part leur architecture et leur position favorable dans la matrice extra-cellulaire osseuse.

3.3.1. Relation entre la densité et le module d'Young

La densité apparente de l'os est la masse totale d'un volume de matière osseuse divisée par le volume de l'échantillon, os et porosités compris. La densité apparente d'un os sans porosité est d'environ 2 100 kg/m³, pour un os cortical elle n'excède pas 1 920 kg/m³.

Dans la littérature, il est montré expérimentalement que la densité apparente peut être corrélée avec les caractéristiques mécaniques de l'os et en particulier avec le module d'Young.

Les modèles de remodelage sont souvent bâtis sur ce genre de loi afin de pouvoir aisément passer de la densité aux propriétés mécaniques. Parmi les relations existantes on retiendra les suivantes proposées par Jacobs 1994 [3.27] :

$$E = B(\rho) \rho^{\beta(\rho)} \quad (3.32)$$

En pratique, les fonctions $B(\rho)$ et $\beta(\rho)$ sont supposées constantes. Jacobs [3.27], par exemple, a établi les relations:

$$E = \begin{cases} 2014 \rho^{2.5} & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1762 \rho^{3.2} & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

$$\nu = \begin{cases} 0.2 & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32 & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

où ρ est la densité apparente, E le module d'Young et ν le coefficient de Poisson.

3.3.2. Notion de stimulus (FIG.3.6)

Couramment dans la littérature (Cowin 1994 [3.26], Doblaré et Garcia 2001 [3.28], Jacobs et al.2001 [3.29], Miller et al.2001 [3.30], Turner et al.1997 [3.31]), les auteurs utilisent la notion de stimulus (Ψ) pour décrire le remodelage.

C'est un critère scalaire qui quantifie la sollicitation appliquée à l'os. Il est admis, qu'il existe un stimulus de référence (Ψ_{ref}) pour lequel l'os n'évolue pas au point de vue mécanique.

Lorsque Ψ est éloigné de la valeur de référence, l'os compense en adaptant ses propriétés afin de diminuer l'écart entre Ψ et Ψ_{ref} . Le stimulus est relié à l'évolution d'une grandeur physique de l'os, celle-ci peut-être la densité ou le module d'Young. Grâce aux relations citées précédemment, on peut aisément passer de l'une à l'autre de ces grandeurs. Les lois d'évolution les plus simples rencontrées entre Ψ et ρ (ou E) sont de type linéaire, comme illustré sur la figure 3.6.

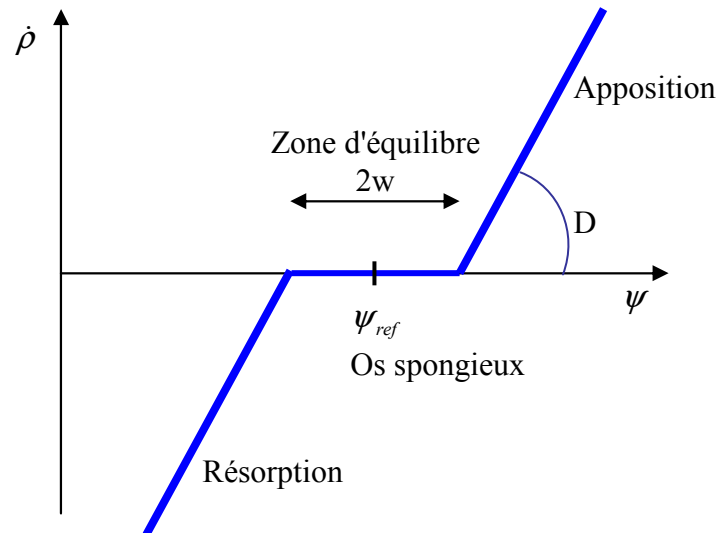


FIG.3.6: Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité

Sur cette figure, D correspond à la vitesse de remodelage. La largeur $2w$ est appelée zone d'équilibre ou zone morte et correspond à une plage de valeurs de stimulus dans laquelle l'os n'évolue pas. Elle traduit un certain flou dans la valeur du stimulus de référence d'un os réel, car celui-ci ne répond pas à une valeur précise. Lorsque Ψ est à gauche de la zone morte l'os diminue sa résistance, c'est la résorption. Inversement si Ψ est situé à droite de la zone morte l'os compense en renforçant sa structure, c'est l'apposition. Enfin si Ψ est à l'intérieur de la zone morte aucun changement ne se produit, l'os a atteint une structure optimale par rapport à la sollicitation à laquelle il est soumis.

Dans la littérature, différentes grandeurs mécaniques sont évoquées comme stimulus potentiel. Dans la suite, nous présentons les cas les plus fréquemment utilisés.

3.3.2.1. Stimulus énergétique

Weinans et al.1992 [3.32], ont introduit une mesure basée sur la densité de l'énergie de déformation élastique de la forme suivante :

$$\psi = \frac{W}{\rho} \text{ avec } W = \frac{1}{2} \epsilon_{ij} \sigma_{ij} \quad (3.33)$$

Le stimulus apparaît ici comme rapport entre la densité d'énergie et la densité de l'os.

L'évolution de la densité est décrite comme une fonction linéaire du stimulus en négligeant l'existence d'une zone d'équilibre :

$$\frac{d\rho}{dt} = D \left(\frac{W}{\rho} - \psi_{ref} \right) \quad (3.34)$$

Ainsi en supposant l'élasticité isotrope de l'os et en utilisant les relations entre le module d'Young, le coefficient de Poisson et la densité, il est donc possible de construire la matrice de rigidité pour chaque volume élémentaire d'os considéré.

Jacobs et al.1997 [3.29] ont proposé un modèle basé sur un stimulus énergétique dans le cas général de l'anisotropie des propriétés du matériau. Le stimulus introduit est le suivant :

$$\Psi = \frac{\rho_{corti}^2 \sqrt{B \sigma_{ij} \epsilon_{ij}}}{\rho^{2 - \frac{\beta}{2}}} \quad (3.35)$$

Avec B et β les coefficients de l'équation

La variation de densité est donnée par :

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = D \left(\frac{\rho_{corti}^2 \sqrt{B \sigma_{ij} \epsilon_{ij}}}{\rho^{2 - \frac{\beta}{2}}} - \Psi_{ref} \right) \quad (3.36)$$

A la différence du cas isotrope élastique, où l'évolution des propriétés se fait directement sur des coefficients de la matrice de rigidité C, Jacobs et al.1997 [3.29] proposent une évolution globale de la matrice de rigidité sous la forme :

$$\frac{\partial C_{ijkl}}{\partial t} = \frac{\partial \rho}{\partial t} \frac{\beta}{\rho} \frac{\sigma_{ij} \sigma_{kl}}{\sigma_{mn} \varepsilon_{mn}} \quad (3.37)$$

3.3.2.2. Stimulus en déformation

De la même façon que précédemment, Turner et al.1997 [3.31] ont introduit, sur la base d'un modèle proposé par Cowin 1994 [3.26], un stimulus en déformation pour un problème 2D : où ε_1 et ε_2 sont les déformations principales

$$\Psi = \frac{|\varepsilon_1| + |\varepsilon_2|}{2} \quad (3.38)$$

L'évolution des propriétés proposées est la suivante :

$$\frac{\partial E}{\partial t} = D \left(\frac{|\varepsilon_1| + |\varepsilon_2|}{2} - \varepsilon_0 \right) \quad (3.39)$$

où ε^0 est le stimulus de référence.

La densité peut-être ensuite obtenue en inversant les relations (3.32).

3.3.3. Approche basée sur la théorie d'endommagement (Doblaré et Garcia 2001 [3.28])

Cette étude présente une autre approche de remodelage osseux orthotrope basée sur la théorie de l'endommagement des milieux continus. Pour cela les auteurs introduisent un tenseur de remodelage défini à l'aide de la densité apparente, traduisant la porosité de l'os, et du tenseur de fabrique qui définit les directions de la matière osseuse.

Contrairement aux matériaux courants, l'endommagement de l'os, traduit par le tenseur de remodelage, peut-être négatif et ainsi conduire à un renforcement de la structure suivant des directions particulières. De plus, un état de contrainte élevé aura pour effet de renforcer la structure de l'os, en revanche une trop faible sollicitation entraînera une diminution des propriétés élastiques.

Le modèle introduit dans cette publication est inspiré des travaux effectués à l'université de Stanford par Beaupré et al.1990 [3.33] mais aussi de la théorie de l'endommagement des milieux continus par Cordebois et Sideroff [3.34], Kachanov [3.35] et Lemaitre [3.36].

Les détails de ce modèle dépassent le cadre de ce travail et peuvent être trouvés dans l'étude de Cordebois et Sideroff [3.34].

3.4. Conclusion

De cette analyse de la littérature sur le remodelage il apparaît que l'os est une structure très complexe. Il est difficile d'évaluer ses propriétés mécaniques, d'autant que celles-ci ne sont valables que pour un type d'os, pour un individu à un instant donné. C'est pour ces raisons qu'un certain nombre d'auteurs ont introduit des corrélations entre des grandeurs facilement mesurables et les propriétés élastiques.

Il faut superposer à cela le remodelage permanent de cet os qui modifie perpétuellement ses caractéristiques élastiques pour s'adapter, entre autres, au chargement qui lui est imposé.

Cet aspect évolutif de l'os est particulièrement important dans la pose de prothèses sur implants. Une prothèse ne sollicitant pas assez l'os causera son affaiblissement par résorption de la zone osseuse à proximité de l'implant. De façon inverse, une sollicitation trop intense provoquera une destruction locale de l'os. Pour préserver l'implant, la sollicitation de l'os doit correspondre aux niveaux physiologiques rencontrés au voisinage des dents.

C'est ce remaniement osseux permanent qui est à l'origine des nombreuses questions sur la possibilité d'une mise en charge immédiate ou précoce d'un implant. Celle-ci a été rendue possible, ces dernières années, d'une part par l'évolution des techniques chirurgicales et d'autre part par l'amélioration de l'état de surface et le design des implants.

Par exemple les implants de la firme Nobel Biocare sont recouverts d'une couche de TiUnite[®] afin de favoriser la mise en charge immédiate. C'est un oxyde de titane enrichi en phosphore et hautement cristallin. Sa microstructure se caractérise par la présence de pores ouverts de très faible diamètre (micromètres), distribués uniformément.

Glauser et al.2003, 2005 [3.27-3.28] ont prouvé que cette surface interagit avec l'environnement biologique et stimule l'intégration tissulaire. En effet, le TiUnite[®] attire les cellules ostéogénitrices et leur permet de proliférer et de former de l'os directement le long de la surface implantaire par ostéoconduction. Il en résulte une ostéointégration plus rapide et une remarquable capacité à maintenir la stabilité implantaire à un niveau plus élevé pendant toute la cicatrisation.

De même la présence de rainures le long de la partie filetée de l'implant apporte une nouvelle dimension à ces implants. Elles ont une taille intermédiaire entre celle de la microstructure de TiUnite[®] et la microstructure de l'implant.

Les dimensions optimales des rainures, associées aux caractéristiques de TiUnite[®], créent un environnement favorable pour une ostéogenèse préférentielle et accélérée au sein des rainures. Il en résulte non seulement une ostéointégration plus rapide mais une stabilité implantaire 30 % plus élevée pendant la cicatrisation, due à un ancrage biomécanique plus important de l'implant dans l'os environnant.

Enfin l'effet combiné de TiUnite[®] et des rainures optimise l'efficacité des implants et de la mise en fonction immédiate ainsi que la sécurité du traitement implantaire, notamment dans les situations osseuses difficiles.

Une application numérique de ces lois de remodelage osseux a été réalisée et est exposée dans le chapitre suivant. Elle concerne le remodelage de l'os autour d'un implant unique avec un pilier implantaire angulé placés au niveau d'une incisive latérale supérieure.

BIBLIOGRAPHIE

3.1- Marcelli C, Sebert JL.

Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris: editions Masson, 1993.

3.2- Grabowski T.

Principes d'anatomie et de physiologie. Quebec: 2^{ème} édition: De Boeck Université 1994.

3.3- Ashman RB, Corin JD, Turner CH.

Elastic properties of cancellous bone : measurment by an ultrasonic technique.

J Biomech 1987,20:979-986.

3.4- Evans FG.

Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older man.

Anat Rec 1976,185:1-11.

.

3.5- Burstein AH, Reilly DT, Martens M.

Aging of bone tissue: mechanical properties. J Bone Surg 1976,21:939-945.

3.6- Mosekilde M.

Age-related changes in vertebral trabecular bone architecture – assessed by new method.

Bone 1988,9:247-250.

3.7- Parfitt AM.

Implications of architecture for the pathogenesis and prevention of vertebral fracture.

Bone 1992,213:S41-S47.

3.8- Wolff J.

Das Gesetz der Transmation der Knochen, Hirschwald 1892 Spinger, Berlin.

(The law of bone remodelling. Translated by Maquet, P. and Furlong, R.1986).

3.9- Lipinski P, Berveiller M, Reubrez E, Morreale J.

Transition theories of elastic-plastic deformation of metallic polycrystals.

Arch Appl Mechanics 1995,65:291-311.

3.10- Kabel J, Van Rietbergen B, Dalstra M, Odgaard A, Huiskes R.

The role of an effective isotropic tissue modulus in the elastic properties of cancellous bone.

J Biomech 1999, 32:673-680.

3.11- Rho J, Hobatho MC, Ashman RB.

Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone.

Med Eng & Physics 1995,17:347-355.

3.12- Runkle JC, Pugh J.

The micro-mechanics of cancellous bone. II. Determination of the elastic modulus of individual trabeculae by a buckling analysis. Bull Hosp Joint Dis 1975,36(1):2-10.

3.13- Townsend PR, Rose RM, Radin EL.

Buckling studies of single human trabeculae. J Biomech 1975,8(3-4):199-201.

3.14- Williams JL, Lewis JL.

Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. J

Biomech Eng 1982,104(1):50-6.

3.15- Ashman RB, Rho JY.

Elastic modulus of trabecular bone material. J Biomech 1988,21(3):177-81.

3.16- Ryan SD, Williams JL.

Tensile testing of rodlike trabeculae excised from bovine femoral bone.

J Biomech 1989,22(4):351-5.

3.17- Hodgkinson R, Currey JD, Evans GP.

Hardness, an indicator of the mechanical competence of cancellous bone.

J Orthop Res 1989,7(5):754-8.

3.18- Kuhn JL, Goldstein SA, Choi K, London M, Feldkamp LA, Matthews LS.

Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests.

J Orthop Res 1989,7(6):876-84.

3.19- Mente PL, Lewis JL.

Experimental method for the measurement of the elastic modulus of trabecular bone tissue.
J Orthop Res 1989,7(3):456-61.

3.20- Choi K, Kuhn JL, Ciarelli MJ, Goldstein SA.

The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. J Biomech. 1990,23(11):1103-13.

3.21- Rho JY, Ashman RB, Turner CH.

Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech.1993,26(2):111-9.

3.22- Rho JY, Tsui TY, Pharr GM.

Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials.1997,18(20):1325-30.

3.23- Lettry S., Seedhom BB, Berry E, Cuppone M.

Quality assessment of the cortical bone of the human mandible. Bone. 2003,32(1):35-44.

3.24- Tamatsu Y, Kaimoto K, Ide Y.

Properties of the elastic modulus from buccal compact bone of human mandible.
Bull Tokyo Dent Coll 1996,37:93-101.

3.25- O'Mahony AM, Williams JL., Katz JO, Spencer P.

Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible
Clin Oral Implant Res 2000;11:415-421.

3.26- Cowin SC.

Mechanical Modeling of the stress adaptation process in bone.
Calcif Tissue Int 1994,36, S98-S103.

3.27- Jacobs C.

Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.

3.28- Doblaré M, Garcia JM.

Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage repair theory.

J Biomech 2001,35, 1-17.

3.29- Jacobs C, Simo J, Beaupré G, Carter D.

Adaptative bone remodelling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. J Biomech 1997, 30, 603-613.

3.30- Miller Z, Moshe B, Fuchs MA.

Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model. J Biomech 2001, 35:247-256.

3.31- Turner C, Vital A, Pidaparti R.

A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradient drive adaptation? J Biomech 1997,30(6):555-563.

3.32- Weinans H, Huikes R, Grootenboer HJ.

The behavior of adaptative bone remodeling simulation models.

J Biomech 1992,25:1425-1441.

3.33- Beaupré G, Orr T, Carter D.

An approach for time dependent bone remodeling and remodeling application : a preliminary remodeling simulation. J Orthop Res 1990,8:662-670.

3.34- Cordebois JP, Siredoff F.

Damage induced elastic anisotropy. Mechanical behavior of anisotropic solids. Proceedings of the Euromech colloque 1982,115:761-774.

3.35- Kachanov LM.

Time of the rupture process under creep conditions, IVZ Akad. Naukovi S.S.R. Otd Tech Nauka 1958,8:26-31.

3.36- Lemaitre J.

A continuous damage mechanics model for ductile fracture.

J Eng Materials and Technology 1985,107:83-89.

3.37- Glauser R, Lundgren AK, Gottlow J, Sennerby L, Portmann M, Ruhstaller P, Hämmerle CH.

Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study.

Clin Implan Dent Relat Res. 2003,5 (S1):47-56.

3.38- Glauser R, Ruhstaller P, Windisch S, Zembic A, Lundgren A, Gottlow J, Hämmerle CH.

Immediate occlusal loading of Brånemark System TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 4-year results of a prospective clinical study.

Clin Implant Dent Relat Res. 2005,7(S1):S52-9.

CHAPITRE 4

ANALYSE DU REMODELAGE OSSEUX A L'INTERFACE OS – IMPLANT DENTAIRE

Afin de pouvoir caractériser le remodelage osseux s'effectuant autour de l'implant, plusieurs méthodes se présentent. Certains auteurs (Feldkamp et al.1989 [4.1], Rho et al.1995 [4.2], Genat et al.1996 [4.3], Laib et al. 1996 [4.4], Ulrich et al.1999 [4.5]) ont tenté de corréler les niveaux de gris observés sur les clichés scanner avec les densités osseuses apparentes. Des outils numériques ont été développés pour réaliser cette corrélation. Cependant les résultats s'avèrent peu fiables en raison de l'influence importante des paramètres de réglage du scanner sur les niveaux de gris obtenus. De plus, la multiplication des examens scanner constitue un problème évident pour le patient et par conséquent pour le praticien.

D'autres méthodes ont été étudiées telles que la mesure par ultrasons (Rho et al 1993 [4.6]). Les modules d'Young moyens du tissu trabéculaire obtenus par cette méthode ultrasonore (Rho et al 1993 [4.6], Ashman et Rho 1988 [4.7]), sont des valeurs proches de celles obtenues par tests mécaniques. Cependant, la propagation des ondes ultrasonores dans les travées peut être modifiée si les travées ne sont pas isolées, car la présence des travées transversales dans l'échantillon d'os spongieux augmente leur vitesse de propagation, le module d'élasticité étant alors surestimé (Ashman et Rho 1988 [4.7]). Par contre, même si les travées sont fortement orientées dans l'échantillon d'os spongieux, le trajet réel des ondes peut être plus long que la dimension de l'échantillon dans la direction de propagation (Ashman et al.1994 [4.8]). Dans ces conditions, en faisant l'hypothèse d'une longueur de trajet égale à la dimension de l'échantillon, le module d'élasticité mesuré peut être sous estimé.

La caractérisation du tissu trabéculaire présente un enjeu considérable dans la mesure où ses propriétés mécaniques intrinsèques ont très probablement une part explicative de la résistance de l'os spongieux. Cependant, les essais mécaniques sur travées isolées présentent de nombreuses difficultés expérimentales et numériques.

La modélisation par éléments finis s'avère donc être un outil particulièrement intéressant pour ce genre d'analyse, à condition bien sûr de réaliser des modèles numériques fiables et calibrés soit par des mesures directes (ce qui impose là encore une multiplication des examens scanner pour un patient) ou bien par des données issues de la littérature (en conservant à l'esprit que chaque expérimentation reste unique). De nombreuses études numériques (Carter et al.1987 [4.9], Beaupré et al.1990 [4.10], Jacobs 1994 [4.11], Turner et al.1997 [4.12], Huiskes et al.2000 [4.13], Ruimerman et al.2001 [4.14] ont déjà été réalisées dans ce sens.

Pour réaliser des modèles numériques reproduisant les phénomènes réels avec un maximum de précision, il est très important de posséder une bonne connaissance des conditions de l'expérience telles que l'anatomie, les conditions de chargement, les propriétés des matériaux... De plus, le mécanisme de remodelage osseux étant un phénomène évolutif lié à l'activité cellulaire, il apparaît indispensable d'effectuer une brève introduction de cette activité.

4.1. Histologie

De nombreuses études au niveau cellulaire ont tenté de mieux comprendre l'effet de l'action de mise en charge d'un implant sur la différenciation des cellules qui l'entourent après sa mise en place. Tout semble une *question d'intensité*, comme le démontrent les études sur la formation du cal après fracture osseuse (Carter et Giori 1991 [4.15]). Des déformations dites physiologiques (500-3 000 microdéformations) appliquées à l'os amènent la formation d'un os bien minéralisé. En revanche, des valeurs supérieures peuvent plutôt différencier le tissu cicatriciel vers du tissu fibreux (Meyer et al.1999 [4.16]). Au départ, l'interface consiste en un os « tissé » qui n'a pas les mêmes propriétés que l'os lamellaire. L'application sur le tissu osseux d'une certaine charge peut favoriser la minéralisation mais une surcharge cause un dommage. C'est Frost 1982 [4.17] qui a introduit le concept d'une micro déformation minimale de 500 $\mu\text{m/m}$ pour maintenir un remodelage osseux physiologique. Des déformations de plus de 4000 $\mu\text{m/m}$ aboutissent par contre à une différenciation de l'os, une résorption et, dans les cas d'implantation, à un échec.

C'est pour limiter et mieux répartir ces déformations que, lors de la mise en place d'implants dans les cas d'édentements totaux et, dans une certaine mesure dans les cas d'édentements partiels, on interconnecte le plus rapidement possible les implants de façon rigide et on les dispose en arc de cercle.

Meyer et al.2004 [4.18] dans une étude prospective utilisant le cochon nain comme modèle, ont permis de documenter le cours des événements après la mise en place d'implants en forme de vis autotaraudantes dans l'os mandibulaire. Un autre rapport de Meyer et al.2003 [4.19] donne des renseignements chiffrés. Dès le premier jour, la surface implantaire usinée est colonisée par des cellules ayant les caractéristiques d'ostéoblastes et par une matrice extracellulaire d'aspect protéinique. On voit également apparaître des cristaux de minéraux qui grandissent le long des fibrilles collagéniques nouvellement synthétisées et fusionnent de plus en plus pendant les 12 jours d'observation. L'immunohistologie montre l'apparition de la fibronectine, protéine connue pour permettre l'adhésion de cellules conjonctives, surtout au niveau des membranes cellulaires adhérant à l'implant. Le marquage de l'ostéonectine autour des cellules adhérentes à l'implant indique que celles-ci ont gardé leurs capacités propres d'ostéoblastes. Il y a très peu de signes d'apoptose cellulaire (c'est-à-dire mort cellulaire).

Toutes ces observations restent valables pour des implants supportant des forces occlusales, dès le premier jour, et pour ceux qui supportent des couronnes dentaires sans contact occlusal. Le film des événements, reconstruit à partir de la littérature, peut être décrit ainsi: l'implant est séparé de l'os par un caillot qui, par la coagulation, donne une trame de fibrilles.

Le résultat dépend de la surface implantaire (Jayaraman et Hillier 2004 [4.20]) et de la tension d'oxygène dans les tissus cartilagineux, osseux ou fibreux (Boyan et al.1996 [4.21]).

Les cellules adhèrent en direct ou par l'intermédiaire de protéines (Kieswetter et al.1996 [4.22]). Ces protéines assurent l'adhésion des fibrilles du caillot qui, orientées, favorisent la migration cellulaire vers la surface implantaire.

En cas de mouvements trop importants, comme lors de la mise en charge immédiate ou rapide, entre la surface implantaire et l'os environnant, ce réseau de fibrilles fragile est rompu et la migration cellulaire s'oriente vers un tissu cicatriciel plutôt qu'osseux. Tout ce qui interfère avec la coagulation, phénomène qui est la base de la formation d'un caillot organisé, peut avoir le même résultat. L'adhésion des cellules souches et préostéoblastes est clairement spécifique et on trouve par exemple peu d'albumine à la surface. Par contre, on y découvre beaucoup d'ostéopontines et des sialoprotéines qui favorisent l'adhésion osseuse (Puleo et Nanci 1999 [4.23]).

Ensuite, le tissu ostéoïde va se minéraliser et, progressivement, le couple apposition osseuse-résorption osseuse s'établit. C'est ce qui caractérise le remodelage osseux qui trouvera un équilibre chez l'homme après plusieurs mois. Pour atteindre un équilibre stable, il faut compter environ 1 an et demi (Brånemark et al.1985 [4.24]).

Une hypothèse veut qu'il y ait ostéogénèse sur la surface implantaire par contiguïté ou à distance (Osborn et Newesely 1980 [4.25]). L'ostéointégration de contact ou par contiguïté implique une formation osseuse au contact de la surface implantaire. Par contre, l'ostéogénèse à distance signifie qu'il y a apposition osseuse sur les surfaces osseuses à distance de la surface implantaire.

Meyer et al. 2004 [4.26], ont décrit une apposition osseuse immédiate ce qui semble indiquer une origine de cellules souches présentes dans le caillot. Si l'os est très proche de la surface implantaire en raison d'une bonne congruence et de l'absence de nécrose suite à l'acte chirurgical, on peut aussi expliquer cette présence d'ostéoblastes dès le premier jour par migration.

L'ostéoinduction signifie que des cellules souches du mésenchyme se transforment en lignée cellulaire qui produit de l'os : (pré)ostéoblastes et ostéocytes. L'ostéoconduction signifie que des cellules ostéogéniques se dirigent vers la surface implantaire. La distinction entre « ostéoconduction » et « ostéointégration à distance » est difficile à établir au niveau histologique car les études avec des coupes en séries et reconstruction tridimensionnelle sont rares. C'est pourtant le seul moyen pour s'assurer que, lors de la formation d'os autour de l'implant, il n'y a pas de continuité avec l'os environnant, ce qui serait la preuve véritable d'apposition osseuse à distance. Cependant, il est établi que des surfaces implantaires, « améliorées » par rapport à la surface classique usinée, accélèrent l'apposition osseuse contre l'implant quel que soit le phénomène responsable. Par exemple, les surfaces implantaires telles que TiUnite® (Nobel Biocare, Goteborg, Suède) qui correspondent à des surfaces légèrement rugueuses provoquées par une oxydation accrue par anodisation.

Les études manquent jusqu'à présent pour établir clairement le type de surface et de configuration implantaire ainsi que la qualité osseuse et le niveau de charges occlusales permettant une mise en charge immédiate ou rapide. Le clinicien est donc abandonné à son bon sens et à son expérience clinique.

D'autre part, il n'y a pas que les micromouvements qui peuvent s'opposer à ce schéma d'apposition osseuse ; des réactions inflammatoires induites par infection ou incompatibilité du biomatériau, la nécrose de l'os environnant sont d'autres facteurs influents. Dans le cas d'une mise en charge immédiate ou rapide, ces facteurs doivent être parfaitement respectés.

Il est donc indispensable de maintenir une asepsie véritable. La chirurgie implantaire est un acte qui demande une approche appropriée afin de préserver la vitalité de l'os en évitant tout échauffement lors du forage (Eriksson et Albrektsson 1984 [4.27]).

4.2. Réalisation d'un modèle éléments finis

(Daas et al.2003 [4.28], Dubois et al.2007 [4.29])

Dans le but d'apporter un élément de réponse sur le remodelage osseux s'effectuant à l'interface os-implant, nous avons réalisé un modèle éléments finis simulant la mise en place d'un implant pour la restauration d'une incisive latérale maxillaire et l'application d'une charge occlusale par l'intermédiaire d'un pilier implantaire angulé.

Dans le cas d'une dent naturelle, le ligament parodontal joue un rôle d'absorption et d'adaptation maximale sous l'action d'une force dirigée suivant le grand axe de la dent.

Dans une configuration implantaire, à cause de l'absence de ce ligament, il apparaît donc préférable de rechercher, chaque fois que cela est possible, un concept occlusal répartissant, orientant et limitant la direction et l'intensité des forces le plus axialement possible (Akpinar et al.2000 [4.30], Rangert et al.1991 [4.31], Isodor 1996 [4.32], Jemt et al.1996 [4.33]).

Plusieurs études ont montré l'intérêt et l'avantage de privilégier ce concept occlusal en favorisant un effort dirigé suivant l'axe des implants (Jemt et al.1996 [4.33], Lawrence 1993 [4.34], Meijer et al.1996 [4.35], Graig 1993 [4.36]).

Néanmoins, pour des raisons anatomiques, nous sommes parfois amenés à placer l'implant dans une direction différente de celle de l'application des forces occlusales et à compenser celui-ci par l'utilisation d'un pilier angulé (FIG.4.1).

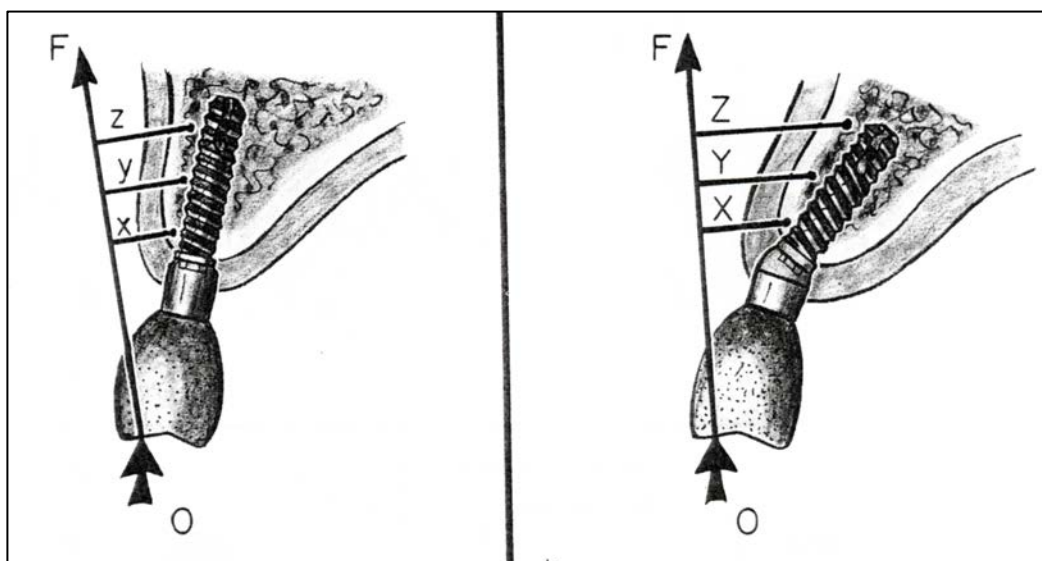


FIG.4.1 : implant orienté suivant un axe possédant une certaine angulation par rapport à l'axe d'application des forces occlusales, d'après Lawrence A. Weinberg [4.34]

Le pilier angulé est destiné donc aux restaurations sur implants non parallèles, à la restauration d'une couronne unique et évite ainsi d'avoir à ménager des accès vestibulaires inesthétiques pour les vis de pilier.

Selon une étude clinique de Sethi et al.2000 [4.37], ce pilier angulé peut être utilisé sans compromettre la durée de vie de l'implant à cinq ans. Eger et al.2000 [4.38] rapportent, dans une étude d'investigation préliminaire, qu'il n'y a pas de différence significative entre pilier droit et pilier angulé en termes d'indice gingival, de niveau de la gencive péri-implantaire et donc d'os situé au niveau du col de l'implant.

Cependant, des études réalisées en photoélasticimétrie (Brosh et al.1998 [4.39], Clelland et al. 1993 [4.40]) et par éléments finis (Canay et al.1996 [4.41], Clelland et al.1995 [4.42]) ont montré que les piliers angulés sont soumis à des contraintes plus élevées dans leur partie cervicale que les piliers verticaux, ceci pouvant conduire à leur endommagement dans le temps. Ces résultats ont été observés dans le cas d'un chargement vertical.

Toutefois, aucune étude n'a encore montré, à notre connaissance, que l'utilisation de piliers angulés peut compromettre la durée de vie de l'implant.

A cause du manque de données concernant la résistance de ce type de pilier, il s'est donc avéré nécessaire, dans notre travail, de réaliser une étude mécanique complète de l'ensemble implant-pilier angulé, avant d'envisager son utilisation pour des applications dentaires et de pouvoir analyser les phénomènes de remodelage à l'interface os-implant.

Dans un premier temps une étude expérimentale a été réalisée conjointement avec le CERAH de Woippy (Centre d'études et de Recherche sur les Appareillages pour Handicapés, Woippy 57), dans le cadre du DEA (Daas, 2003 [4.43]) à ENSAM de Paris. L'objectif de cette étude était d'analyser le comportement mécanique du pilier angulé et donc de connaître la charge maximale pouvant induire sa ruine. Ensuite un modèle éléments finis élastoplastique simulant l'essai expérimental a été réalisé afin de mieux comprendre les résultats obtenus expérimentalement et d'identifier la force de compression conduisant à la première plastification du pilier.

La dernière étape a consisté à déterminer le comportement d'une solution prothétique basée sur un pilier angulé pour la restauration d'une incisive latérale supérieure. Le modèle éléments finis précédent de l'implant, du pilier et de la vis a été intégré dans une section du maxillaire et a été équipé d'une couronne en céramique.

Dans cette étude, une tentative a été effectuée pour décrire le remodelage autour de l'implant en simulant l'évolution de la densité apparente d'os et du module d'Young sur une période d'ostéointégration donnée. Cette étude numérique ayant pour but de simuler le remodelage osseux peut ainsi permettre aux chirurgiens-dentistes d'optimiser leur procédure de mise en charge des implants et de réduire le temps d'attente des patients.

4.2.1 Etude expérimentale

4.2.1.1. PROCEDURE D'ESSAI

Afin de respecter le protocole décrit par la F.D.A. (Merz et al 2000 [4.44]) ainsi que la norme ISO 14801, nous avons utilisé un implant T.B.R.[®] hexagone externe, de la société Sud Implant, de 8 mm de longueur et 3,5 mm de diamètre ainsi qu'un pilier angulé à 25°, en alliage de titane TiA6V4 (FIG.4.2).

FIG.4.2 : Implant T.B.R.[®] (hexagone externe), de la société Sud Implant, ainsi qu'un pilier angulé à 25°, en alliage de titane TiA6V4.



Pour les essais expérimentaux, l'implant a été collé à l'aide d'une résine époxy (de module d'élasticité supérieur à 3 GPa), dans un cylindre en acier. Il a été fixé à une distance de 3 mm du sommet du cylindre afin de se placer dans les conditions les plus défavorables et anticiper la résorption osseuse qui est de l'ordre de 1 mm la première année après la pose de l'implant.

Le pilier était composé du même alliage que l'implant et la vis : le TiA6V4. Il était solidarisé à l'implant à l'aide de la vis en ajoutant un frein-filet. Le serrage était effectué à l'aide d'une clé dynamométrique réglée à 30 Ncm (recommandations du fabricant).

Le chargement était appliqué verticalement, sur une partie hémisphérique placée sur le pilier (FIG.4.3).

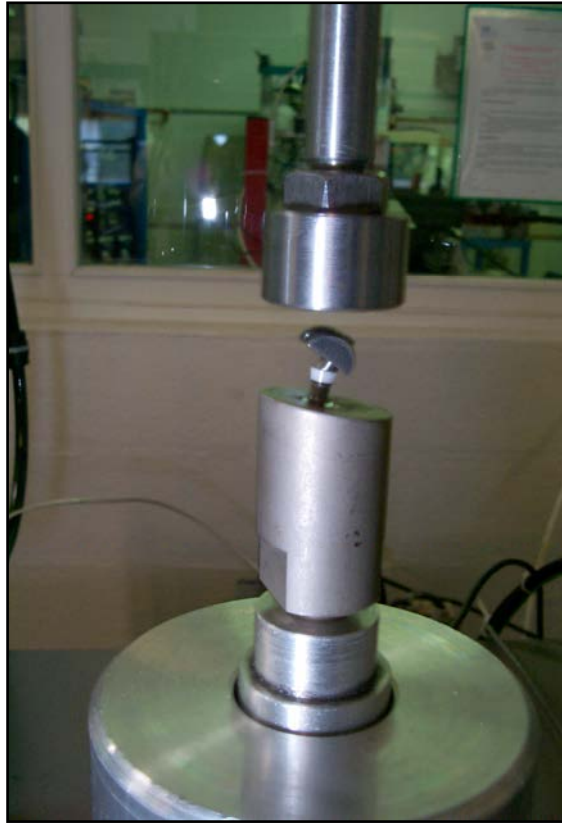


FIG.4.3 : Dispositif expérimental

Cinq échantillons ont été testés dans les mêmes conditions afin de déterminer une moyenne de la force à partir de laquelle nous observons un début de comportement non linéaire du pilier angulé.

4.2.1.2. RESULTATS

Pour décrire le comportement mécanique du pilier angulé, il a été décidé d'enregistrer sur le dispositif expérimental l'évolution de la force de compression en fonction du déplacement du piston de la machine.

Les courbes obtenues étaient quasiment identiques pour les cinq échantillons testés et l'une d'entre elles est représentée sur la FIG.4.4.

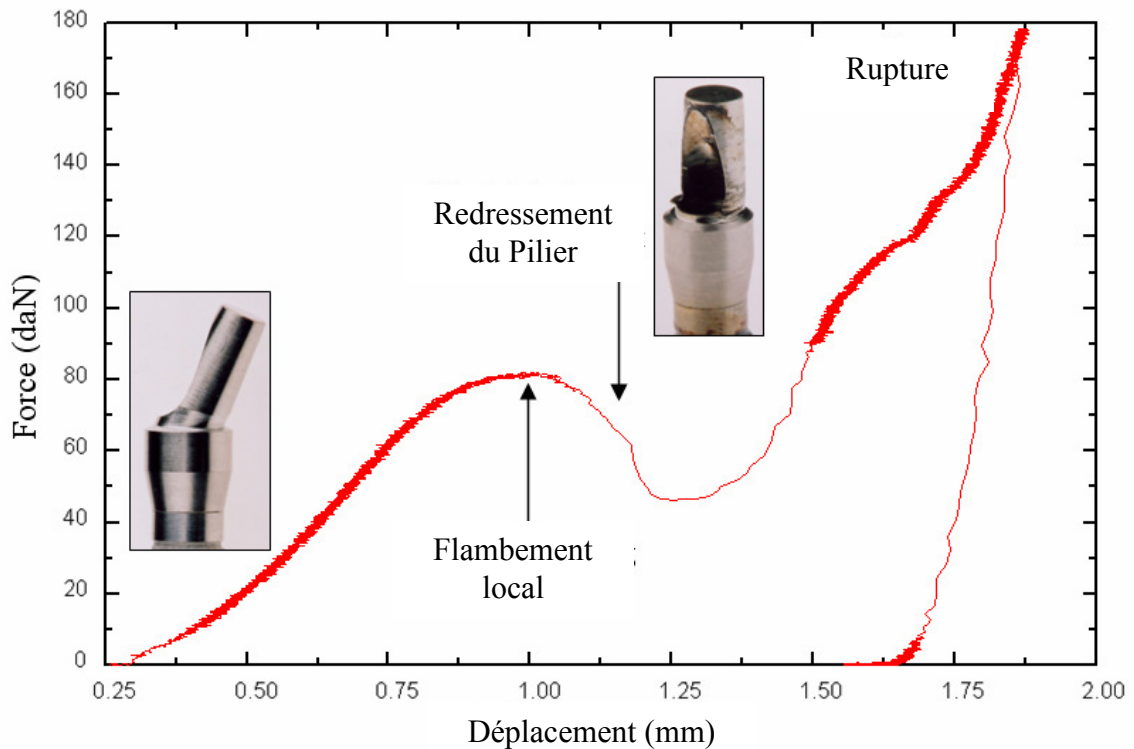


FIG.4.4 : Courbe force-déplacement.

Nous observons, dans un premier temps, une augmentation relativement linéaire de la force par rapport au déplacement imposé jusqu'à l'obtention d'une portion parabolique incluant un maximum et correspondant à la plastification globale de la section la plus faible du pilier. Cette plastification engendre un redressement de ce pilier conduisant à un phénomène de flambement, matérialisé par une chute rapide de la force en fonction du déplacement. Enfin, l'augmentation de la force représente l'écrasement complet de la structure.

Le maximum absolu atteint correspond à la rupture du pilier.

Les cinq modèles nous ont permis d'obtenir une moyenne de la force critique correspondant au début de flambement du pilier. Cette moyenne est de 869 N (Tableau 4.1)

La moyenne de la force de rupture qui correspond à la ruine de la partie angulée du pilier est de l'ordre de 1280 N.

Échantillons	Force de plastification (N)	Force de rupture (N)
1	821 $\pm$ 7,22	1780
2	701 $\pm$ 6,17	1030
3	836 $\pm$ 7,36	1150
4	899 $\pm$ 7,91	1060
5	1088 $\pm$ 9,57	1380
Moyenne	869	1280
Écart type	141, 84	311,37

Tableau 4.1 : Forces de plastification et de rupture des 5 échantillons.

Ces valeurs expérimentales nous ont ensuite permis de réaliser un modèle numérique fiable reproduisant les essais.

4.2.2 Modélisation par éléments finis

Deux logiciels ont été utilisés dans ce travail : HyperMesh7 pour la partie conception des modèles et MSC-Marc pour la partie calcul.

Deux modèles ont été réalisés. Le premier (I) concerne la reproduction des essais expérimentaux, le deuxième (II) correspond à la solution prothétique c'est-à-dire l'implant, le pilier angulé et la couronne dans leur environnement.

4.2.2.1. MODELE I

4.2.2.1.1. MAILLAGE, LOIS DE COMPORTEMENT ET CONDITIONS AUX LIMITES

Le modèle complet est composé de 30079 éléments et 18795 nœuds (FIG 4.5).

Il comporte :

- Implant, pilier angulé 25 ° et vis du pilier : 10541 éléments
- Hémisphère : 10754 éléments
- Colle époxy : 336 éléments
- Support : 8448 éléments

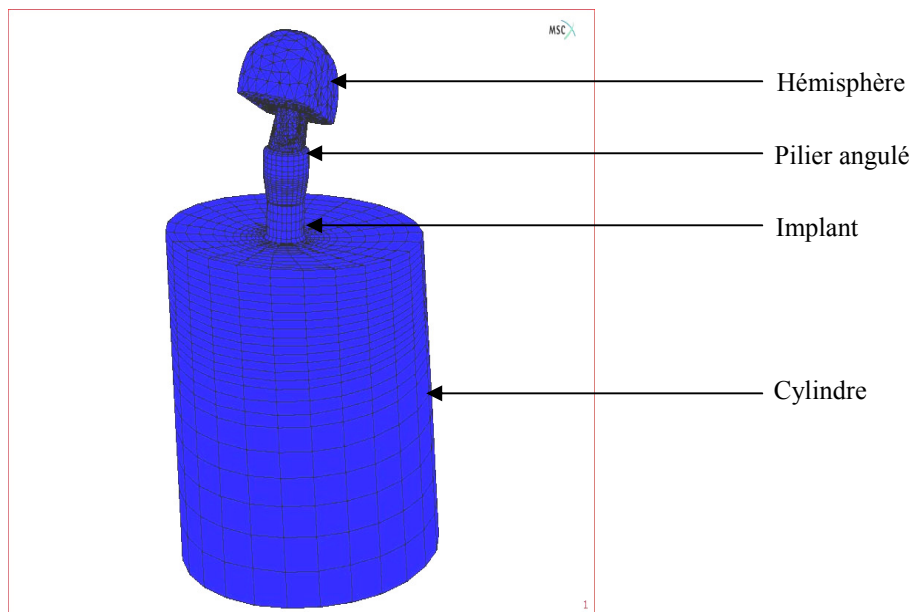


FIG 4.5 : Modèle complet.

Trois types de matériaux sont considérés : l'alliage de titane TiA6V4 pour l'implant, le pilier et la vis, l'acier 316 L pour le support et l'hémisphère et enfin la colle époxy (FIG 4.6)

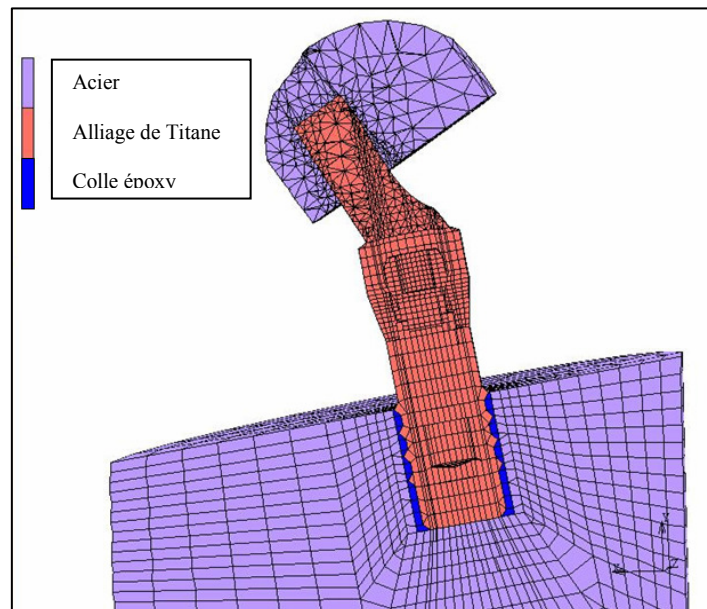


FIG 4.6 : Coupe du modèle complet avec les matériaux constitutants

Le comportement élastique de ces trois matériaux est supposé isotrope. En élasticité isotrope, les constantes nécessaires au calcul par éléments finis sont : le module d'Young (E) et le coefficient de Poisson (ν).

Les lois constitutives considérées sont élasto-plastiques pour l'alliage de titane et l'acier (FIG.4.7) et purement élastique pour l'époxy. Le comportement plastique de l'alliage de titane est modélisé de façon précise à l'aide d'une loi établie par Klepaczko et Bonnet-Lebouvier 2002 [4.45].

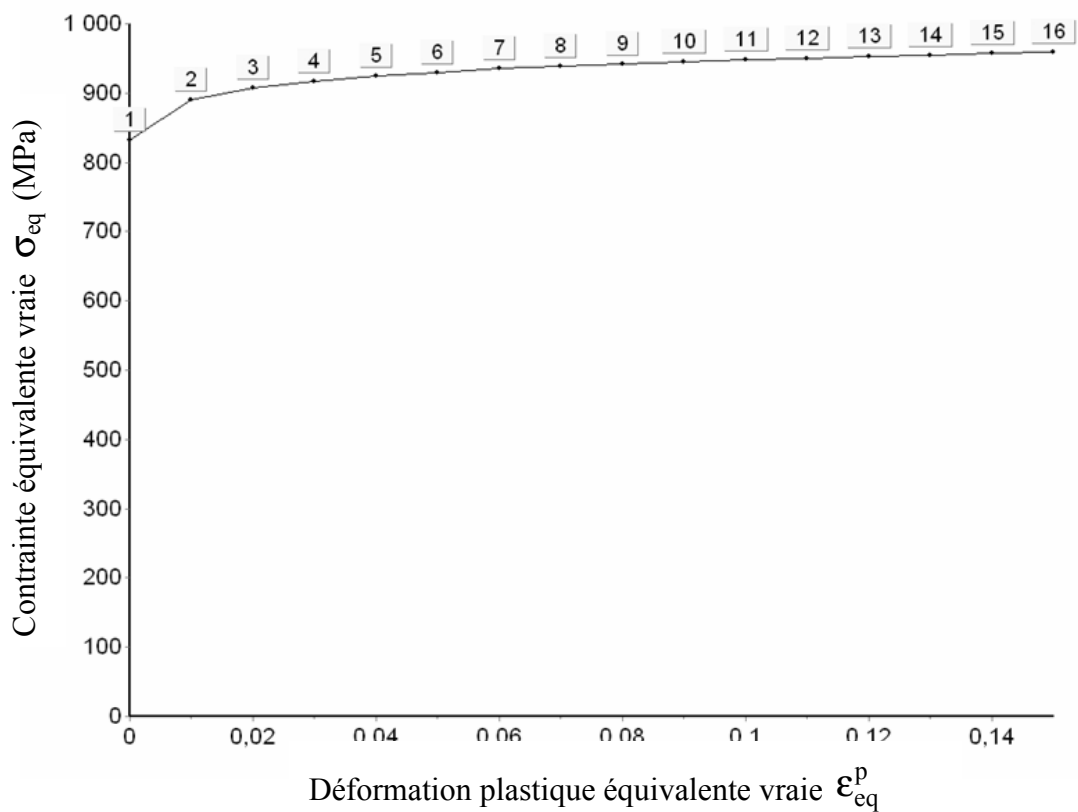


FIG 4.7 : Courbe d'écrouissage de l'alliage de titane d'après Klepaczko et Bonnet-Lebouvier 2002 [4.45].

En revanche, la partie plastique relative à l'acier est représentée par un écrouissage linéaire.

Les caractéristiques mécaniques de chaque matériau sont données dans le tableau 4.2 (Graig 1993 [4.36], Clelland et al.1995 [4.42], Klepaczko et Bonnet-Lebouvier 2002 [4.45], Pierrisnard et al.2002 [4.46]).

	Module D'YOUNG (MPa)	Coefficient de Poisson %	Limite élastique 0,2% (MPa)	Limite Rupture (MPa)	Allongement %
Implant, pilier, vis du pilier en TiA6V4	115000	0,33	830	950	15
Support et hémisphère en acier 316 L	210000	0,3	284	520	55
Céramique	80000	0,3			
Colle Epoxy	3800	0,48			
Os Cortical	13700	0,3			
Os Spongieux	1370	0,3			

Tableau 4.2 : Les caractéristiques mécaniques de chaque matériau (Graig 1993 [4.36], Clelland et al.1995 [4.42], Klepaczko et Bonnet-Lebouvier 2002 [4.45], Pierrisnard et al.2002 [4.46]).

Les conditions aux limites sont les suivantes :

- Le modèle est fixé à sa base, c'est-à-dire aucun déplacement n'est autorisé au niveau de la base du support cylindrique. Les trois translations U_x , U_y et U_z sont bloquées à ce niveau.
- Le chargement est imposé par l'intermédiaire d'un déplacement suivant la direction Y sur le nœud de coordonnée y maximale. En effet le contrôle en déplacement plutôt qu'en force est préférable dans ce type de calcul. Il permet d'obtenir une plus grande stabilité et donc de faire converger le calcul plus rapidement. Ce déplacement varie linéairement de 0 à -0,24 mm pendant la durée de calcul pour 40 incréments. La valeur de 0,24 mm est choisie volontairement élevée de façon à pouvoir visualiser chaque étape de la déformation de la structure.

D'autre part le calcul se déroule à pas de temps constant.

Une formulation en grands déplacements et petites déformations élasto-plastiques est adoptée.

4.2.2.1.2. RESULTATS

4.2.2.1.2.1- COURBE FORCE-DEPLACEMENT

La figure 4.8 montre respectivement l'évolution de la force de réaction au point d'application du déplacement U_y en fonction du déplacement imposé

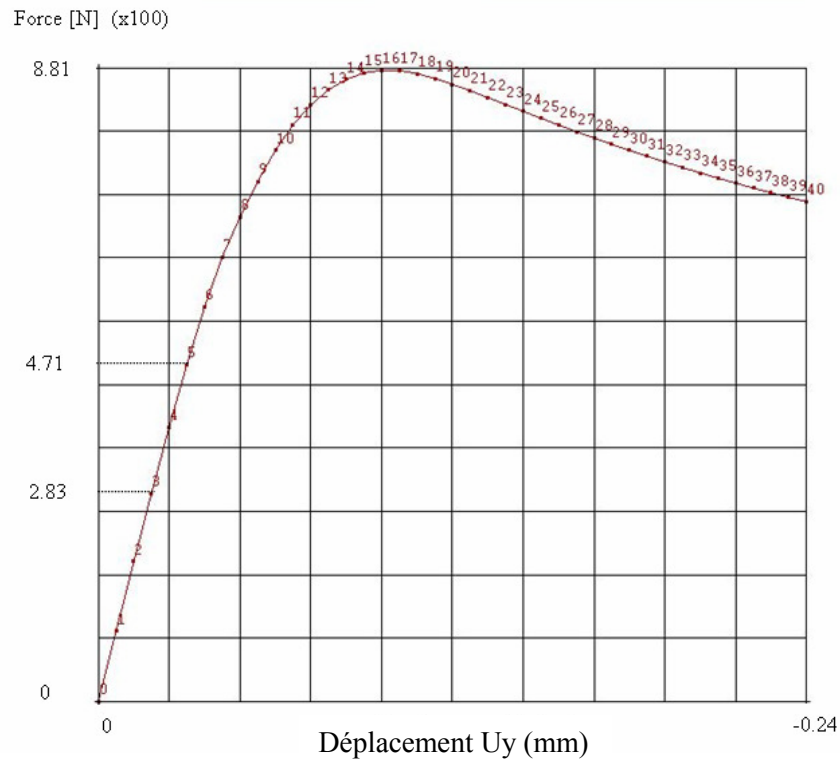


FIG.4.8 : Evolution de la force de réaction en fonction du déplacement imposé sur le pilier

Nous observons que la réponse de la structure est quasi-linéaire pendant les trois premiers incréments, c'est-à-dire jusqu'à un niveau de chargement de 283 N. A l'incrément 5, pour une réaction de 471 N, le caractère non-linéaire de la réponse commence à être visible.

Les courbes passent par un maximum à l'incrément 16 correspondant au déplacement de $-0,096$ mm. La valeur maximale de la force de compression vaut 881 N.

A partir de cet incrément l'effort diminue pour atteindre 702 N pour un déplacement de $-0,24$ mm (incrément 40).

4.2.2.1.2.2- PLASTIFICATION ET FISSURATION

Pour se prononcer sur les risques de plastification et de fissuration, deux grandeurs sont considérées : la contrainte équivalente de Von Mises et la contrainte principale majeure. Cette dernière permet de déterminer la zone où risque d'apparaître une fissure car elle correspond à la contrainte normale maximale susceptible d'ouvrir une fissure en mode I.

La déformation plastique équivalente (ϵ_{eq}^p) associée à la contrainte de Von Mises est utilisée :

$$\epsilon_{eq}^p = \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\epsilon_1^p - \epsilon_2^p)^2 + (\epsilon_2^p - \epsilon_3^p)^2 + (\epsilon_1^p - \epsilon_3^p)^2} \quad (4.1)$$

où ϵ_i^p (pour $i=1,2,3$) représente les valeurs principales du tenseur des déformations plastiques.

Nous observons qu'à partir de l'incrément 3 la ϵ_{eq}^p devient non nulle pour atteindre à l'incrément 5 une valeur non négligeable de 0,325%.

Ce début de plastification se situe au niveau de la section la plus faible du pilier, pratiquement à la jonction avec l'hémisphère (FIG.4.9). On constate également une légère plastification de l'hémisphère. L'incrément 16 correspond à la perte de stabilité de la structure.

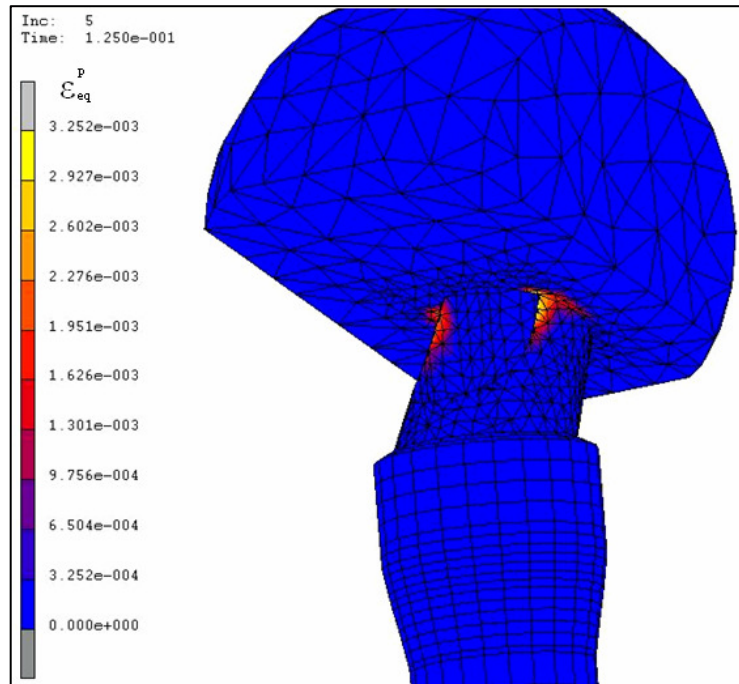


FIG.4.9 : Champ de la déformation plastique équivalente à l'incrément 5.

4.2.2.1.2.3 - COMPARAISON EXPERIENCE-MODELE

D'après les résultats des essais expérimentaux, la valeur de la force de compression moyenne amenant à la plastification totale de la section la plus faible du pilier est $R_F = 869 \text{ N}$. Cette valeur a été estimée avec le modèle par éléments finis à 881 N . La très bonne concordance entre ces deux valeurs témoigne de la validité de notre modèle numérique jusqu'à l'incrément 16.

Il est important de noter qu'une comparaison directe de la courbe force-déplacement obtenue expérimentalement et numériquement n'est pas possible. En effet, le déplacement enregistré expérimentalement correspond au mouvement de la traverse de la machine et celui-ci n'a pas été pris en compte par notre modèle numérique.

En outre, les résultats expérimentaux n'ont pas permis d'identifier la force de compression amenant à la première plastification du pilier. Par contre, cette information a pu être obtenue grâce aux calculs par éléments finis. Celle-ci a été estimée à 283 N . Il semble donc tout à fait possible d'utiliser ce type de pilier angulé dans le cas d'une incisive latérale maxillaire. En effet, d'après Graig 1993 [4.36], la force occlusale généralement supportée par cette dent est habituellement inférieure à 300 N . Cependant, les travaux de Van Eijden 1991 [4.47], ont montré que les forces appliquées sur la deuxième molaire dépassent fréquemment cette valeur.

D'autre part, un phénomène de flambement local a été observé expérimentalement pour un chargement monotone. Ce flambement débute à la valeur maximale de la force de compression (869 N) et engendre un redressement du pilier. La courbe numérique de force-déplacement représentée sur la figure 7 indique que la force maximale a été obtenue à l'incrément 16. La déformation plastique correspondante excède localement les $4,4\%$ pour cet incrément. Bien que cette valeur reste relativement faible comparée à celle de l'allongement critique de l'alliage de titane qui est de 15% , une perte locale de stabilité conduit à la ruine du pilier.

La valeur de déformation plastique de $0,325\%$ obtenue à l'incrément 5 pour une force de 471 N reste très limitée mais la répétition de charge occlusale dans le temps peut conduire, par accumulation de déformation plastique, à une détérioration similaire. De tels phénomènes pourraient être observés si le pilier étudié était utilisé dans le cas de la restauration d'une molaire.

Cette étude mécanique nous a révélé que le pilier angulé pouvait être utilisé sans difficulté apparente lors de la restauration d'une incisive. Nous avons donc choisi cette configuration pour réaliser notre étude de remodelage osseux.

4.2.2.2. *MODELE II :*

4.2.2.2.1. MAILLAGE, LOIS DE COMPORTEMENT ET CONDITIONS AUX LIMITES

Ce modèle comporte l'implant, le pilier angulé, la vis, la couronne céramique et une section du maxillaire.

La géométrie du maxillaire est obtenue à partir de coupes scanner réalisées sur un patient. L'épaisseur de la couche corticale a été estimée en fonction du scanner à 2mm. Elle a été considérée constante dans ce modèle par éléments finis.

La section du maxillaire est composée de 38475 éléments et 41657 noeuds afin de garantir une grande précision de résultats autour de l'implant (FIG.4.10).

Elle a été choisie d'une longueur d'environ 80mm afin d'éviter l'influence des conditions aux limites sur la distribution des contraintes et déformations de l'os situé autour de l'implant.

La taille moyenne des éléments à proximité de l'implant est de 0,35 mm. Cette faible valeur a été retenue afin d'obtenir une description précise de l'évolution des propriétés de l'os pendant la période de remodelage.

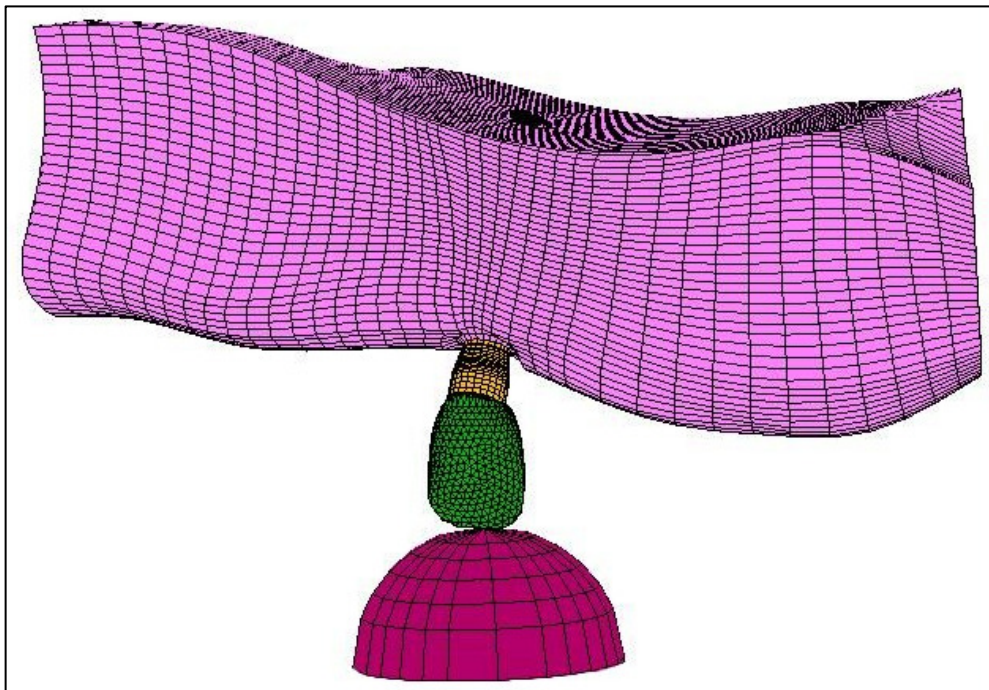


FIG.4.10 : Modèle II complet.

Quatre matériaux ont été pris en compte dans ce modèle (FIG.4.11) :

- l'alliage de titane TiA6V4 pour l'implant, le pilier et la vis.
- l'os cortical
- l'os spongieux
- la céramique pour la couronne.

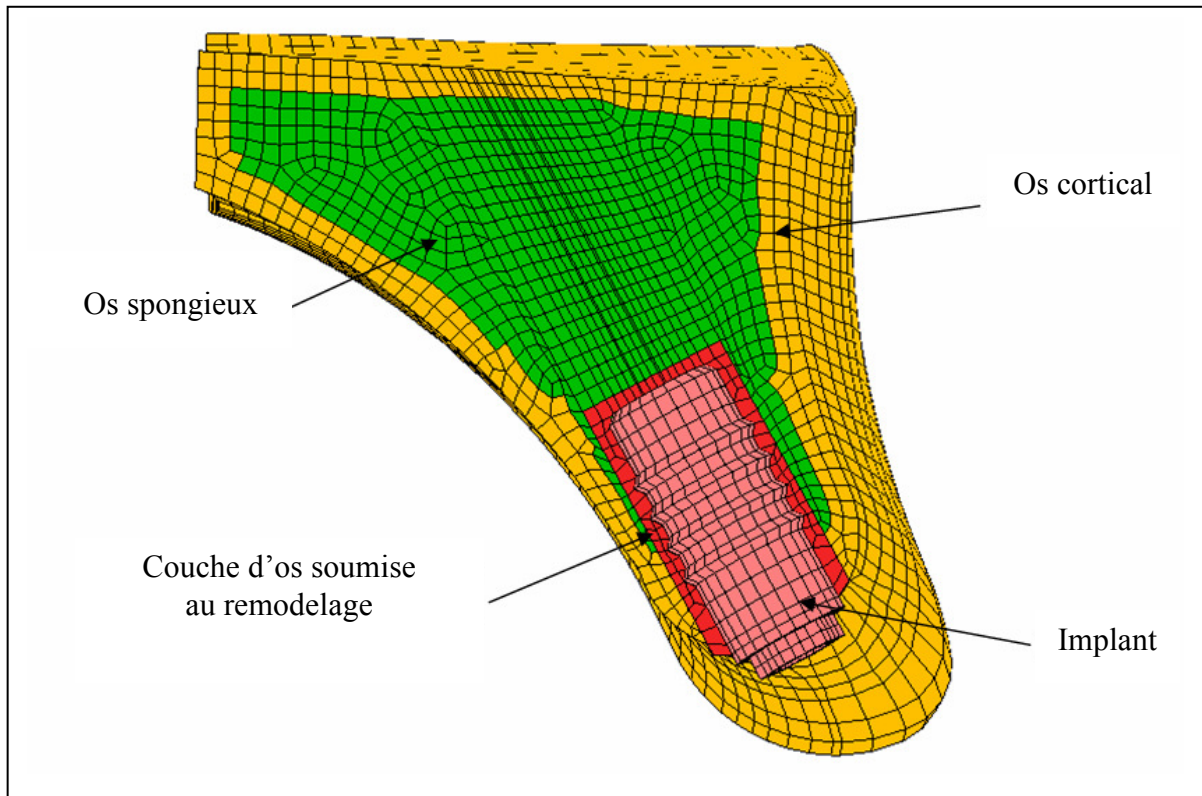


FIG.4.11 : Coupe du modèle II avec les matériaux constitutants.

Les mêmes propriétés et comportement que le modèle (I) ont été prise en compte concernant l'alliage de titane.

Un comportement élastique isotrope a été considéré pour l'os et la céramique.

Concernant la couche d'os spongieux situé autour de l'implant, un modèle mathématique basé sur la loi de Wolff 1892 [4.48], a été introduit pour déterminer comment l'os trabéculaire s'adapte à son environnement mécanique. La théorie de l'élasticité adaptative a été utilisée pour décrire l'évolution de la densité apparente (ρ) de l'os et du module d'Young (E). L'hypothèse suivante a été formulée : les changements de densité apparente sont contrôlés par la densité d'énergie de déformation W . Cette énergie de déformation est considérée comme le « stimulus » mécanique dans cette théorie.

Il est également supposé qu'une région appelée « zone morte » (Beaupré et al. 1990 [4.10]) existe, dans laquelle aucune évolution de la densité n'a lieu (cf paragraphe 3.3 du chapitre III). La largeur de cette zone morte est représentée par la variable w . L'expression générale de l'évolution de la densité apparente en fonction du temps peut s'écrire par conséquent (Weinans et al. 1992 [4.49], Turner et al. 1997 [4.12])

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} = B \left(\frac{\left| \frac{W}{\rho} - k - \frac{w}{2} \right| - \left| \frac{W}{\rho} - k + \frac{w}{2} \right|}{2} + \frac{W}{\rho} - k \right) \quad (4.2)$$

B et k sont des constantes. k caractérise le centre de la zone morte et B est un coefficient gouvernant le taux d'adaptation du milieu.

Pour pouvoir être exploitée de façon itérative, la relation (4.2) peut être exprimée de façon incrémentale :

$$\rho_{i+1} - \rho_i = B \left(\frac{\left| \frac{W}{\rho_i} - k - \frac{w}{2} \right| - \left| \frac{W}{\rho_i} - k + \frac{w}{2} \right|}{2} + \frac{W}{\rho_i} - k \right) (t_{i+1} - t_i) \quad (4.3)$$

où i correspond au numéro du pas de temps. L'évolution de la densité est réalisée dans le calcul par éléments finis pour chaque point d'intégration.

Les valeurs de k et B ont été choisies respectivement à $0.004 \text{ Pa.m}^3/\text{kg}$ (Weinans et al. 1992 [4.49]) et $3.89 \times 10^{-2} \text{ kg}^2/(\text{Pa.j.m}^6)$. La valeur de B a été ajustée pour proposer une dépendance temporelle raisonnable de la densité apparente. Cependant, la valeur retenue reste une hypothèse et la référence au temps réel ne prétend pas être précise. Afin d'obtenir le calcul final par éléments finis, nous avons eu besoin d'évaluer la valeur du module d'Young de l'os. Dans une revue de littérature réalisée par Doblaré et al. 2004 [4.50], une fonction puissance est admise entre le module d'Young et la densité apparente de l'os. Une expression adimensionnelle est proposée dans ce travail :

$$E = E_0 \left(\frac{\rho}{\rho_0} \right)^n \quad (4.4)$$

Les données expérimentales de Rho et al. 1995 [4.50], ont été lissées en utilisant cette loi pour conduire à :

$$E = 18.637 \left(\frac{\rho}{2.1} \right)^{1.46} \quad (4.5)$$

où $E_0 = 18.637$ GPa et $\rho_0 = 2100$ kg/m³ correspondent à des propriétés parfaites de l'os sans porosités. Une période de 26 mois d'ostéointégration a été simulée et divisée en 6 intervalles de temps. A chaque intervalle de temps, la valeur du module d'Young a été réévaluée grâce aux relations décrites ci-dessus. Les propriétés initiales des matériaux utilisés dans le modèle II sont données dans le tableau 4.2 (Klepaczko et Bonnet-Lebouvier 2002 [4.45], Isidor 1996 [4.32], Graig 1993 [4.36], Pierrisnard et al. 2002 [4.46], Clelland et al. 1995 [4.42]).

L'intégration de cette loi de remodelage au sein du code éléments finis MARC, nous a donc permis de suivre l'évolution de la modification de la densité osseuse à l'interface os-implant en fonction du temps.

Concernant les conditions aux limites, les noeuds des deux côtés du maxillaire du modèle II ont été bloqués suivant la normale aux plans de coupe afin de reproduire les interactions existant réellement avec le reste du maxillaire. De plus, 32 noeuds ont été bloqués verticalement afin d'éviter toute possibilité de mouvement de corps rigide. Un contact a été défini entre l'implant et l'os. Un aliment sphérique a été modélisé au moyen d'une surface rigide. Un autre contact a été introduit entre la couronne et l'aliment. Afin de reproduire au mieux les conditions réelles, un déplacement de l'aliment a été imposé simulant ainsi le chargement de la prothèse.

Enfin un contact parfait a été supposé entre la couronne et le pilier angulé car ces deux éléments sont habituellement scellés. Cette même hypothèse a été retenue entre l'implant, le pilier angulé et la vis.

4.2.2.2.2. RESULTATS

Dans la zone située autour de l'implant, nous observons une modification de la densité apparente osseuse et par conséquent une évolution du module d'Young de l'os à ce niveau.

Pour cette raison, nous nous sommes intéressés à l'évolution des propriétés de l'os au niveau d'une couche d'un millimètre d'épaisseur autour de l'implant (FIG.4.11).

La figure 4.13 montre la distribution de la densité osseuse apparente à l'intérieur de cette couronne pour différents instants de temps.

La valeur maximale de cette densité se situe sur la face vestibulaire du col de l'implant. Des valeurs importantes sont aussi observées dans la région apicale et près des fonds de filets.

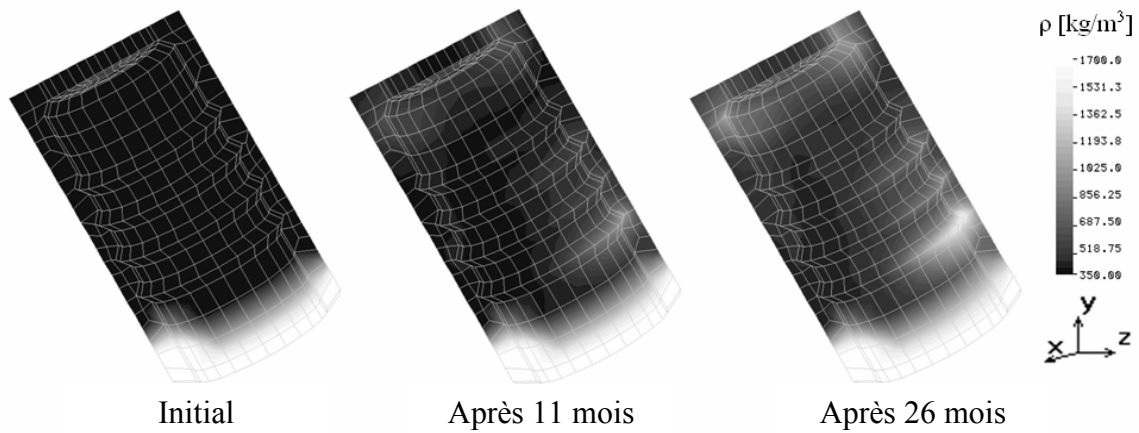


Fig.4.13 : Distribution de la densité osseuse apparente à l'intérieur de la couche d'os péri-implantaire pour différents instants de temps.

La figure 4.14 illustre l'évolution de la densité apparente osseuse à l'intérieur de la couche entourant l'implant. Les axes horizontal et vertical représentent respectivement le temps et la densité apparente. Les éléments de la couronne péri-implantaire sont triés le long du 3^{ème} axe en fonction des valeurs croissantes de la densité apparente. Cette figure montre que l'écart des valeurs de densité apparente augmente avec le temps. Après 26 mois simulés, les propriétés (E , ρ) de certains éléments ont atteint les valeurs de l'os cortical alors que pour d'autres elles n'ont pas changé.

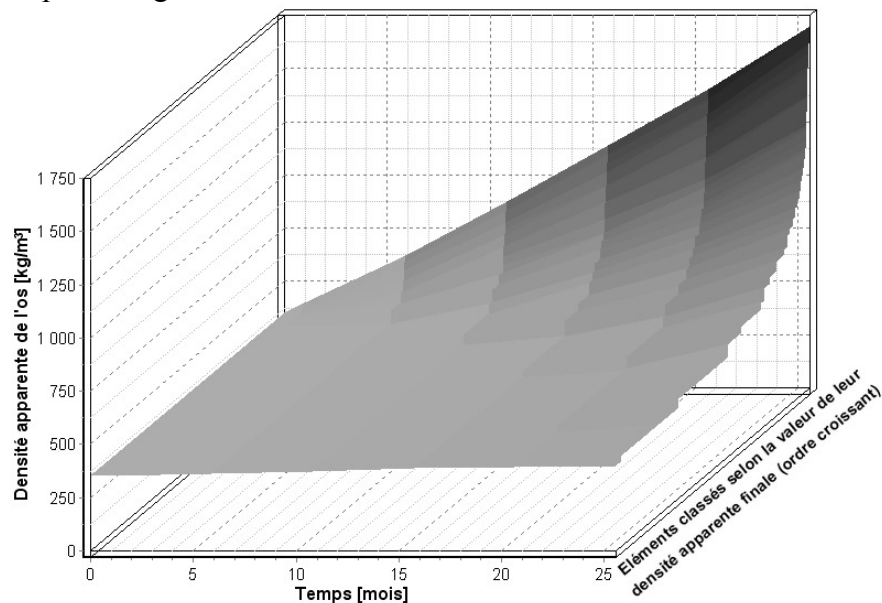


FIG.4.14 : Evolution dans le temps de la distribution de la densité osseuse apparente à l'intérieur de la couche d'os.

D'autre part, à cause de l'utilisation d'un pilier angulé, une flexion est observée au niveau de l'implant. La figure 4.15 montre la contrainte axiale à l'intérieur de l'implant et du pilier angulé après une période de 26 mois et pour une force extérieure de 160 N. Cette flexion est illustrée par les zones de concentration de contrainte axiale situées sur la face linguale de la partie apicale de l'implant ainsi que sur la face vestibulaire du col de l'implant.

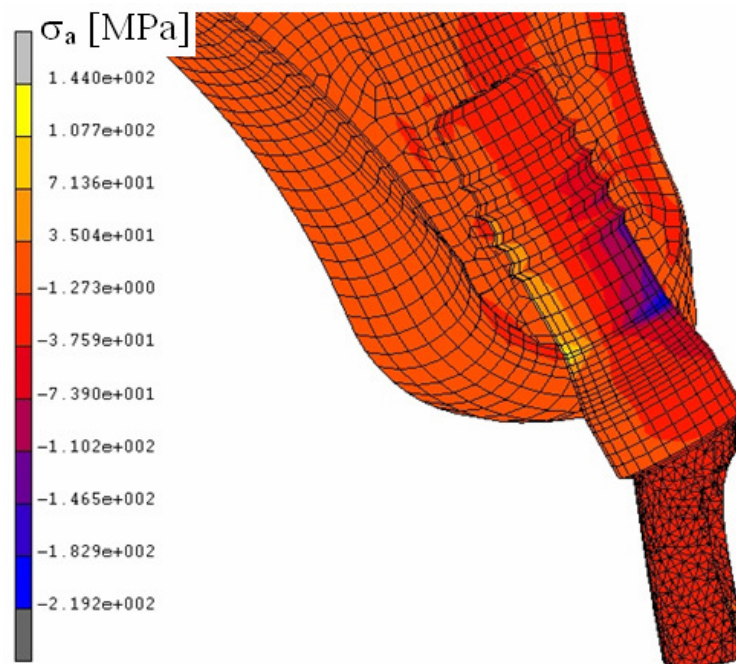


FIG.4.15 : Concentration de contrainte axiale située sur la face linguale de la partie apicale de l'implant après une période de remodelage de 26 mois.

De plus, la notion de chargement osseux « de sécurité » est introduite, correspondant à la force conduisant à une valeur de déformation maximale admissible pour l'os trabéculaire de $\varepsilon_t = 0.005$. Le choix de cette valeur sera justifié un peu plus tard.

Le chargement osseux de sécurité est représenté sur la figure 4.16. A l'état initial, juste après la phase chirurgicale et la pose de l'implant, la charge maximale pouvant être appliquée sans endommagement de l'os péri-implantaire est de 44 N.

Cette valeur augmente ensuite avec le temps pour atteindre 160 N après 26 mois. Nous observons une augmentation de la pente de cette courbe durant les 15 premiers mois, ensuite un phénomène de saturation semble s'installer à la fin notre période d'étude.

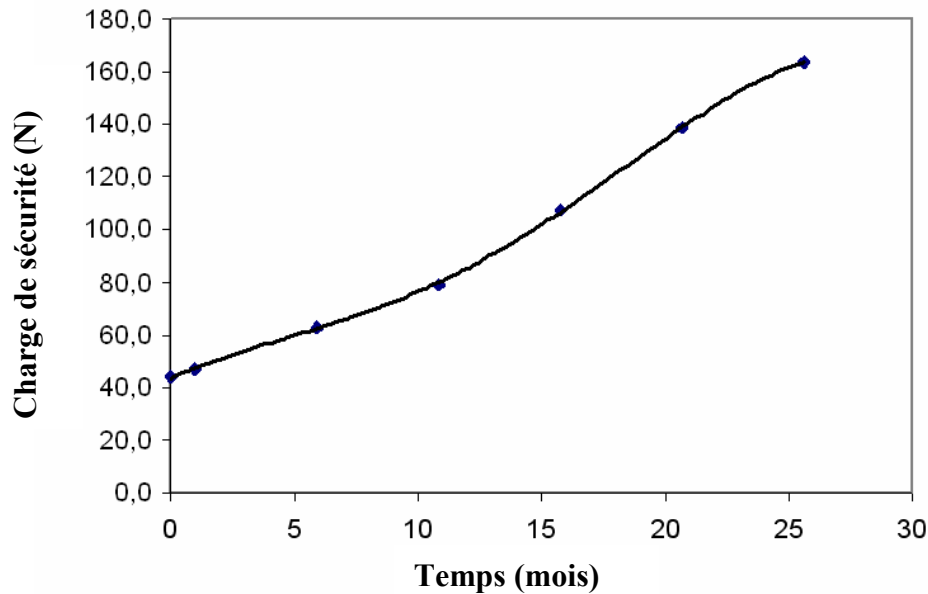


FIG.4.16 : Courbe représentant l'évolution de la charge de sécurité en fonction du temps.

4.2.2.2.3. DISCUSSION

Cette distribution de la densité apparente de l'os peut être expliquée par le phénomène de flexion dû à l'angle formé entre l'axe de l'implant et la force de réaction sur l'aliment.

En effet, une augmentation de la densité apparente de l'os apparaît afin d'empêcher la rotation de l'implant.

Les zones dont l'évolution de densité est la plus forte sont en accord avec les travaux de Gotfredsen et al.2001 [4.52], Büchter et al.2005 [4.53]. Ils observent autour de l'implant la formation d'un nouvel os qui débute souvent au niveau des pointes des filets de l'implant. Sennerby et al.1991 [4.54], ont observé des implants oraux ostéointégrés depuis au moins quatre ans et ont noté que les filets des implants étaient remplis d'os lamellaire dense (79-95%).

De plus, le remodelage osseux observé principalement au niveau de la couche située autour de l'implant dans notre simulation est appuyé par les travaux de Roberts et al.1988 [4.54], qui rapportent que ce remodelage peut s'étendre jusqu'à un millimètre de la surface de l'implant.

L'écart croissant de la distribution de la densité apparente de l'os durant l'évolution du processus est dû à la répartition du stimulus au niveau de la couche. En effet, l'implant ne transmet pas un chargement homogène au niveau de l'os environnant du fait d'une part de sa

géométrie et d'autre part de la présence à la fois d'os cortical et trabéculaire. Cette différence de stimulus est accentuée également par l'angle qui existe entre l'implant et le pilier, rendant le chargement encore plus complexe. Cependant, si la période d'étude était plus longue, un phénomène de saturation apparaîtrait en raison de la limite maximale ou supérieure de la densité apparente de l'os. Cette observation est appuyée expérimentalement par les travaux de Berglundh et al.2005 [4.56] et Takeshita et al.1997 [4.57]. Le premier auteur a observé, autour des implants en titane placés dans la mâchoire de chien, une densification du tissu osseux après 13 mois. Le deuxième a noté que les implants en titane, placés dans le tibia d'un rat, sont totalement encapsulés par une couche de 50µm d'os lamellaire après une période de 720 jours d'ostéointégration.

Les résultats obtenus pour le chargement de « sécurité » donne des indications intéressantes concernant la mise en charge immédiate de l'implant.

Notre simulation corrobore les données de la littérature (Maniatopoulos et al.1986 [4.58]; Sagara et al.1993 [4.59]; Akagawa et al.1993 [4.60]; Gotfredsen et al.2001 [4.52]; Andersen et al.2002 [4.61]; Lorenzoni et al.2003 [4.62]; Belser et al.2004 [4.63]; Jaffin et al.2004 [4.64]) qui affirment qu'une mise en charge immédiate ou précoce de l'implant peut être bénéfique pour l'ostéointégration de l'implant. En effet, comme le taux de remodelage est piloté par la différence entre le stimulus actuel et celui de référence, plus cette différence est grande, plus le remodelage osseux sera rapide. Il existe donc, un niveau de stimulus approprié qui accélère l'ostéointégration. L'équilibre entre le stimulus osseux et les propriétés de l'os est soudainement perturbé par la mise en place de l'implant et donc les propriétés de l'os autour de l'implant sont différentes de celles nécessaires. Par conséquent, l'os ne peut supporter qu'une charge limitée et doit donc s'adapter en se remodelant.

Etant donné que la charge de sécurité initiale de 44 N est bien inférieure à la valeur de force occlusale au niveau de l'incisive latérale trouvée dans la littérature (Graig 1993[4.36]), l'os péri-implantaire peut donc s'endommager si des précautions ne sont pas prises à ce stade d'ostéointégration.

D'après Szmukler-Moncler et al.1998 [4.65], la maîtrise de l'environnement mécanique de l'implant peut être obtenue par la gestion de paramètres tels que les contacts occlusaux, la position de l'implant et le régime alimentaire.

La mise en charge progressive ou en deux temps (Andersen et al. 2002 [4.61] ; Appleton et al. 2005 [4.66]) peut être également considérée afin d'améliorer le contrôle du stimulus par rapport aux propriétés d'os actuelles.

Roccuzzo et al.2001 [4.67], Roccuzzo et Wilson 2002 [4.68] et Cochran et al.2004 [4.69], ont conclu qu'une période de cicatrisation de six semaines est suffisante avant la mise en charge de l'implant avec un taux de risque comparable au procédé conventionnel.

D'après nos résultats, nous pouvons conclure qu'après cette période, la charge de sécurité a augmenté de 44 N à environ 50 N, ce qui demeure toujours très bas.

Abboud et al.2005 [4.70], ont prouvé que le chargement immédiat des implants unitaires dans la région postérieure (molaire) peut être une option de traitement fiable à condition d'effectuer une planification de traitement et une sélection rigoureuse de patients.

Nkenke et al.2005 [4.71], ont indiqué, dans une étude sur les maxillaires supérieurs postérieurs de cochon nain, que le taux de survie d'un implant est maximal quand la mise en charge débute après quatre mois de mise en nourrice.

Il peut être noté que les endommagements d'os sont en réalité causés au niveau de l'os péri-implantaire par la chirurgie malgré les techniques optimales (Roberts 1988 [4.55]). Ces endommagements engendrent un processus de cicatrisation qui s'ajoute au phénomène de remodelage d'os décrit précédemment. Ce processus de cicatrisation n'a pas été pris en considération dans nos simulations.

Nous avons réalisé des simulations avec de longues périodes de remodelage qui semblent raisonnables par rapport aux deux sigmas ou plus (1 sigma = 4.25 mois chez l'homme, Roberts et al.1987 [4.72]) suggérés dans les travaux de Brunski et al.2000 [4.73] pour atteindre de nouveau un état d'équilibre.

D'autre part, il est bien connu que l'ostéointégration dépend fortement de la composition chimique et de la rugosité de l'implant (Brunski et al.2000 [4.73], Davies 2003 [4.74], Marco et al.2005 [4.75]). De nombreux auteurs ont travaillé sur l'interface entre l'implant et l'os environnant (Nanci et al.1994 [4.76], Nanci et al.1998 [4.77], Takeshita et al.1997 [4.57], Büchter et al.2005 [4.53]). Dans notre modèle, le contact sans frottement a été considéré entre l'os et l'implant. Cette hypothèse peut affecter le stimulus et par conséquent les cartes de densité apparente d'os calculées. Une amélioration de notre modèle pourrait consister à tenir compte des travaux de Brånemark et al.1998 [4.78], qui ont essayé de caractériser les propriétés mécaniques de l'interface os-implant. Cependant, leur étude apporte des données caractérisant cette interface à un moment donné mais la question de l'évolution de ces propriétés dans le temps reste ouverte.

De plus, il a été choisi dans notre étude la densité d'énergie de déformation comme stimulus.

Bien que ce stimulus semble engendrer une distribution acceptable de la densité apparente d'os (Weinans et al.1992 [4.49], Goel et al.1995 [4.79], Turner et al. 1997 [4.12]), il ne permet pas décrire l'évolution anisotrope de l'os en raison de sa définition scalaire.

Dans une étude par éléments finis, Mellal et al.2004 [4.26] ont comparé trois lois de remodelage basées sur les stimuli : déformation de Von Mises, densité d'énergie de déformation et contrainte effective. Dans leur modèle, ils ont utilisé un implant dentaire droit incorporé dans un logement osseux composé d'un noyau d'os spongieux entouré d'une couche de cortical d'un mm d'épaisseur. Les trois modèles ont été employés pour prédire les surfaces de résorption et d'apposition osseuse en comparaison aux données in vivo. Cependant ils n'ont pas simulé le processus de remodelage osseux.

De même, la valeur de B a été choisie ici afin de prévoir une dépendance au temps de la densité apparente de l'os en accord avec les données de la littérature. Cependant, la valeur retenue demeure une hypothèse et la référence au temps réel ne prétend pas être précise.

D'autre part, comme la structure d'os est extrêmement complexe, il est difficile de définir une valeur "admissible" de contrainte ou de déformation. Celle-ci correspond à la valeur la plus élevée évitant les endommagements osseux qui pourraient compromettre l'ostéointégration.

Un critère de déformation a été choisi ici car de nombreux auteurs ont déclaré que la quantité de micromouvements dans le cas d'une mise en charge immédiate est le facteur décisif pour la survie d'un implant (Brunski et al.2000 [4.73]).

Hoshaw et al.1994 [4.80] ont déterminé, dans une étude sur le tibia de chien, un endommagement d'os péri-implantaire à une déformation principale d'environ 0.5%. Currey 1984 [4.81], en utilisant l'émission acoustique, a mis en évidence un endommagement d'os cortical humain à une déformation proche de 0.5%. La même valeur de 0.5% a été obtenue par Keaveny et al.1994 [4.82] dans une étude sur l'os spongieux de bovin.

Wachtel et Keaveny 1997 [4.83] ont effectué des essais de compression sur l'os spongieux de bovin pour mesurer la quantité d'endommagement à trois niveaux de déformation à 0.4%, 1% et 2.5%. Ils ont obtenu les mêmes résultats dans les échantillons comprimés aux déformations de 0.4% et de 1% tandis qu'ils ont trouvé trois fois plus d'endommagement dans celui à 2.5%. De même, Guo et al.1993 [4.84] ont mis en évidence des ruptures d'os trabéculaire de bovin dans un test de fatigue à 40.000 cycles avec une amplitude de déformation de 0.4%.

C'est en se basant sur l'ensemble de ces données que nous avons décidé de placer la déformation admissible à 0.5%. Cette valeur a été considérée comme constante bien qu'elle puisse dépendre de la densité apparente locale d'os. En fait, la structure trabéculaire de l'os spongieux peut engendrer des déformations locales plus élevées. Cependant, dans nos simulations, les deux tissus osseux spongieux et cortical étaient censés être homogènes dans le sens global comme cela est défini par Hill 1965 [4.85].

De plus, la relation entre $\frac{\partial \rho}{\partial t}$ et $\frac{U}{\rho}$ était supposée ici linéaire par morceaux et uniforme dans le maxillaire supérieur. Beaupré et al.1990 [4.10] ont proposé que le taux d'apposition ou de résorption dépende non seulement de l'os considéré mais également de la région dans un os donné.

Cependant, le manque de données expérimentales appropriées empêche une validation fiable de ces lois d'évolution, même en cas de rapport linéaire. La complexité de l'os le rend très difficile à décrire précisément d'un point de vue biomécanique.

En effet, sa structure est fortement hétérogène. De même, l'os est un tissu vivant, ses propriétés mécaniques évoluent de manière permanente. Par conséquence, la qualité des modèles numériques de remodelage osseux dépend fortement du progrès de sa caractérisation biologique.

Malgré l'insuffisance des données biomécaniques sur le remodelage de l'os, en particulier à proximité des implants oraux, l'approche présentée ici a donné des indications intéressantes sur la réponse de l'os péri-implantaire dans l'espace et dans le temps. Un ordre d'idée de l'évolution de la densité osseuse dans la zone péri-implantaire a pu être fourni et la force maximale à appliquer sur l'implant sans engendrer de détérioration de l'os péri-implantaire en fonction du temps a pu être caractérisée.

De plus, ce concept de charge de sécurité et de son évolution pendant la période d'ostéointégration pourrait être incorporé dans une planification de traitement oral de réadaptation.

La réalisation de ce premier modèle numérique nous a permis de fournir quelques éléments de réponse aux préoccupations énoncées dans l'introduction de ce travail, à savoir :

- la possibilité de mise en charge immédiate des implants,
- le remodelage s'effectuant à l'interface os-implant.

La partie présentée maintenant s'intéresse plus particulièrement à la prothèse complète mandibulaire reposant sur deux implants et plus précisément à l'influence des paramètres prothétiques sur l'environnement des implants.

BIBLIOGRAPHIE

- 4.1- Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, JesionG, Kleerekoper M.
The direct examination of three-dimensional bone architecture in vitro by computed tomography. J Bone Min Res. 1989,4(1):3-11.
- 4.2- Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB.
Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone.
Med Eng Phys. 1995,17(5):347-355.
- 4.3- Genat HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer C, Grampp S, Harris ST, Jergas M, Lang T, Lu Y, Majumdar S, Mathur A, Takada M.
Review Non invasive assessment of bone mineral and structure: state of the art.
J Bone Min Res.1996,11(6):707-730.
- 4.4- Laib A, Hildebrand T, Ruegsegger P.
In vivo assesement of trabecular bone structure with 3-D computed tomography and local reconstruction. Bone 1996,19(3):147S.
- 4.5- Ulrich D, Van Rietbergen B, Laib A, Ruegsegger P.
Load transfert analysis of the distal radius from in-vivo high-resolution CT-imaging.
J Biomech. 1999,32(8):821-828.
- 4.6- Rho JY, Ashman RB, Turner CH.
Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech. 1993,26(2):111-119.
- 4.7- Ashman RB, Rho JY.
Elastic modulus of trabecular bone material. J Biomech. 1988,21(3):177-181.
- 4.8- Ashman RB, Antic PP, Gonzales J, Anderson JA, Rho JY.
A comparison of reflection and transmission ultrasonic techniques for
mesurement of cancellous bone elesticity. J Biomech. 1994,27(9):1195-1199.

4.9- Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT.

Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 1987,20:785–794.

4.10- Beaupre GS, Orr TE, Carter DR.

An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: a preliminary remodelling simulation. *J Orthop Res* 1990,8:662–670.

4.11- Jacobs C.

Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.

4.12- Turner C, Vital A, Pidaparti R.

A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation : do continuum-level strain gradient drive adaptation ? *J Biomech* 1997,30(6):555-563.

4.13- Huiskes R, Ruimerman R, van Lenthe GH, Janssen JD.

Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature* 2000,405: 704–706.

4.14- Ruimerman R, Huiskes GH, van Lenthe GH, Janssen JD.

A computer simulation model relating bone-cell metabolism to mechanical adaptation of trabecular architecture. *Computer Methode Biom and Bio Engineering* 2001,4:433–448.

4.15- Carter DR, Giori NJ.

Effect of mechanical stress on tissue differentiation in the bony implant bed. Davies JE, ed. *The bone-biomaterial interface*. Toronto (Canada): university of Toronto Press, 1991, 367.

4.16- Meyer U, Wiesmann HP, Kruse-Losler B, Handschel J, Stratmann U, Joos U.

Strain-related bone remodeling in distraction osteogenesis of the mandible.

Plast Reconstr Surg 1999,103:800-807.

4.17- Frost HM.

Mechanical determinants of bone modeling. *Metab Bone Dis Relat Res* 1982,4:217-229.

4.18- Meyer U, Joos U, Mythili J, Stamm T, Hohoff A, Fillies T, et al.

Ultra structural characterization of the implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 2004,25:1959-1967.

4.19- Meyer U, Wiesmann HP, Fillies T, Joos U.

Early tissue reaction at the interface of immediately loaded dental. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:489-499.

4.20- Jayaraman S, Hillier AC.

Construction and reactivity screening of a surface composition gradient for combinatorial discovery of electro-oxidation catalysts. *J Comb Chem.* 2004,6(1):27-31.

4.21- Boyan BD, Hummert TW, Dean DD, Schwartz Z.

Role of material surfaces in regulating bone and cartilage cell response. *Biomaterials* 1996,17(2):137-46.

4.22- Kieswetter K, Schwartz Z, Dean DD, Boyan BD.

The role of implant surface characteristics in the healing of bone. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996,7:329-345.

4.23- Puleo DA, Nanci A.

Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999,20:2311-2321.

4.24- Albrektsson T. Bone tissue response. In Branemark P-I, Lekholm U, Zarb GA,

Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc,1985.

4.25- Osborn JF, Newesely H.

The material science of calcium phosphate ceramics. *Biomaterials* 1980,1:108-111.

4.26- Mellal A, Wiskott HWA, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC.

Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. *Clin Oral Implant Res* 2004,15:239-248.

4.27- Eriksson RA, Albrektsson T.

The effect of heat on bone regeneration: an experimental study in the rabbit using the bone growth chamber. J Oral Maxillofac Surg 1984,42:705-711.

4.28- Daas M, Bonnet A.S, Lipinski P, Lavaste F.

Analyse par la méthode des éléments finis du comportement mécanique d'un pilier implantaire angulé. 27^{ème} journées du Collège National des Enseignants en Prothèses Odontologiques, Clermont-Ferrand, 17-18/09/2003.

4.29- Dubois G, Daas M, Bonnet AS, Lipinski P. 2007

« Biomechanical Study of a prosthetic Solution Based on an angled abutment: Case of upper lateral incisor ». Medical Engineering & Physics 2007, 29:989-998.

4.30- Akpınar I, Anil N, Parnas L

A natural tooth's stress distribution in occlusion with a dental implant.
J Oral Rehabil 2000,27(6):538-45.

4.31- Rangert B, Gunne J, Sullivan DY.

Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth : an in vitro study.
Int J Oral Maxillofac Implants 1991,6:177-186.

4.32- Isidor F.

Loos of osseointegration caused by occlusal overload of oral implants : A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implants Res 1996,7:43-152.

4.33- Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ Jr, Polizzi G, et al.

Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report from multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991,6:29-36.

4.34- Lawrence A Weinberg.

The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses.
Int J Oral Maxillo fac Implants 1993,8:19-31.

4.35- Meijer HI, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F.

Loading conditions of endosseous implant in an edentulous human mandible : three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil* 1996,23:757-763.

4.36- Graig RG.

Restorative Dental Materials, edition 9. London: Mosby-Year Book, 1993.

4.37- Sethi A, Kaus T, Sochor P.

The use of angulated abutments in implant dentistry: five-year clinical results of an ongoing prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000,15: 801-810.

4.38- Eger DE, Gunsolley JC, Feldman S.

Comparison of angled and standard abutments and their effect on clinical outcomes: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000,15: 819-823.

4.39- Brosh T, Pilo, R, Sudai D.

The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: Comparison between two experimental techniques. *J Prost Dent* 1998,79:328-334.

4.40- Clelland NL, Gilat A, McGlumphy EA, Brantley WA.

A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993,8:541-548.

4.41- Canay S, Hersek N, Akpınar I, Asik Z.

Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. *Quintessence International* 1996,27:591-598.

4.42- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA.

A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the interior maxilla. *J Prosthodont* 1995,4:95-100.

4.43- Daas M.

Analyse par la méthode des éléments finis du comportement mécanique d'un pilier implantaire angulé. Mémoire de D.E.A de Biomécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, Paris, 2003.

4.44- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC.

Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000,15: 519-526.

4.45- Klepaczko JR, Bonnet-Lebouvier AS.

Numerical study of shear deformation in Ti-6Al-4V at medium and high strain rates, critical impact velocity in shear. Int J of Impact Engineering 2002,27:755-769.

4.46- Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D.

Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2002,17:353-362.

4.47- Van Eijden TMGJ.

Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. Archives of Oral Biology 1991,36: 535-539.

4.48- Wolff, J.,

Das Gesetz der Transmutation der Knochen, Hirschwald 1892 Springer, Berlin.
(The law of bone remodelling. Translated by Maquet, P. and Furlong, R.1986).

4.49- Weinans H, Huikes R, Grootenboer HJ.

The behavior of adaptative bone remodeling simulation models. J Biomech 1992,25:1425-1441.

4.50- Doblaré M, García JM, Gómez MJ.

Modelling bone tissue fracture and healing: a review. Engineering Fracture Mechanics 2004,71: 1809-1840.

4.51- Rho, J, Hobatho, M.C, Ashman R.B.

Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone.

Med Eng & Physics 1995,17:347-355.

4.52- Gotfredsen K, Berglundh T, Lindhe J.

Bone reactions adjacent to titanium implants subjected to static load of different duration. A study in the dog (III). Clin Oral Implants Res 2001,12:552-558.

4.53- Büchter A., Kleinheinz J, Wiesmann HP, Jayaranan M, Joos U, Meyer U.

Interface reaction at dental implants inserted in condensed bone. Clin Oral Implants Res 2005,16:509-517.

4.54- Sennerby L, Ericson LE, Thomsen P, Lekholm U, Åstrand P.

Structure of the bone-titanium interface in retrieved clinical oral implants. Clin Oral Implants Res 1991,2:103-111.

4.55- Roberts WE.

Bone tissue interface. Journal of Dental Education 1988,52:804-809.

4.56- Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J.

Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs.

J Clin Periodontology 2005,32: 925-932.

4.57- Takeshita F, Ayukawa Y, Iyama S, Murai K, Suetsugu T.

Long-term evaluation of bone-titanium interface in rat tibiae using light microscopy, transmission electron microscopy, and image processing. J Biomed Materials Res 1997,37: 235-242.

4.58- Maniopoulos C, Pilliar RM, Smith DC.

Threaded versus porous-surfaced designs for implant stabilization in bone-endodontic model.

J Biomed Materials Res 1986,20:1309-1333.

4.59- Sagara M, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H.

The effects of early occlusal loading on one-stage titanium alloy implants in beagle dogs: a pilot study. J Prosth Dent 1993,69:281-288.

4.60- Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H.

Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. J Prosth Dent 1993,69: 599-604.

4.61- Andersen E, Haanæs HR, Knutsen BM.

Immediate loading of single-tooth ITI implants in the anterior maxilla: a prospective 5-year pilot study. Clin Oral Implants Res 2002,13:281-287.

4.62- Lorenzoni M., Pertl C, Zhang K, Wimmer G, Wegscheider WA.

Immediate loading of single-tooth implants in the anterior maxilla. Preliminary results after one year. Clin Oral Implants Res 2003,14:180-187.

4.63- Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D.

Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. Int J Oral Maxillofac Implants 2004,19(S):30-42.

4.64- Jaffin RA, Kumar A, Berman CL.

Immediate loading of dental implants in the completely edentulous maxilla: a clinical report. IntJ Oral Maxillofac Implants 2004,19:721-730.

4.65- Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille J H.

Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. J Biomed Mater Res 1998,2:192-203.

4.66- Appleton RS, Nummikoski PV, Pigno MA, Cronin RJ, Chung KH.

A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. Clin Oral Implants Res 2005,16:161-167.

4.67- Roccuzzo M, Bunino M, Prioglio F, Bianchi SD.

Early loading of sandblasted and acid-etched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study. Clin Oral Implants Res 2001,12:572-578.

4.68- Roccuzzo M, Wilson T.

A prospective study evaluating a protocol for 6 weeks' loading of SLA implants in the posterior maxilla: one year results. Clin Oral Implants Res 2002,13:502-507.

4.69- Cochran DL, Morton D, Weber HP.

Consensus statements and recommended clinical procedures regarding loading protocols for endosseous dental implants. Int J Oral Maxillofac Implants 2004,19 (S):109-113.

4.70- Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R.

Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region.
Int J Oral Maxillofac Implants 2005,20:61-68.

4.71- Nkenke E, Lehner B, Fenner M., Roman FS, Thams U, Neukam FW,
Radespiel-Tröger M.

Immediate versus delayed loading of dental implants in the maxillae of minipigs: follow-up of implant stability and implant failures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005,20: 39-47.

4.72- Roberts WE, Turley PK, Brezniak N, Fielder PJ.

Implants: Bone physiology and metabolism. California Dental Ass Journal 1987,15: 54-61.

4.73- Brunski JB, Puleo DA, Nanci A.

Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. IntJ Oral Maxillofac Implants 2000,15:15-46.

4.74- Davies JE.

Understanding peri-implant endosseous healing. J Dental Education 2003,67: 932-949.

4.75- Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O.

Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. Micron 2005,36:630-644.

- 4.76- Nanci A, McCarthy GF, Zalzal S, Clokie CML, Warshawsky H, McKe MD.
Tissue response to titanium implants in the rat tibia: Ultrastructural, immunocytochemical and lectin-cytochemical characterization of the bone-titanium interface. *Cel Materials* 1994;1-30.
- 4.77- Nanci A, Wuest JD, Peru L, Brunet P, Sharma V, Zalzal S, McKe MD.
Chemical modification of titanium surfaces for covalent attachment of biological molecules. *J Biomedical Material Res* 1998;40: 324-335.
- 4.78- Brånemark R, Öhrnell LO, Skalak R, Carlsson L, Brånemark PI.
Biomechanical characterization of osseointegration: An experimental *in vivo* investigation in the beagle dog. *J Orthopaedic Res* 1998;16:61-69.
- 4.79- Goel VK, Ramirez SA, Kong W, Gilbertson LG.
Cancellous bone Young's modulus variation within the vertebral body of a ligamentous lumbar spine – Application of bone adaptive remodeling concepts. *J Biomech Engineering* 1995;117:266-271.
- 4.80- Hoshaw SJ, Fyrhie DP, Schaffler MB.
The effect of implant insertion and design on bone microdamage. In: Davidovitch Z (ed). *The Biological Mechanisms of Tooth Eruption, Resorption and Replacement by Implants*. Boston: Harvard Society for the Advancement of Orthodontics 1994:735-741.
- 4.81- Currey, JD.
The Mechanical Adaptations of Bones. Princeton: Princeton University Press 1984.
- 4.82- Keaveny TM, Guo XE, Wachtel EF, McMahon TA, Hayes WC.
Trabecular bone exhibits fully linear elastic behavior and yields at low strains. *J Biomech* 1994;27:1127-1136.
- 4.83- Wachtel EF, Keaveny TM.
Dependence of trabecular damage on mechanical strain. *J Orthopaedic Res* 1997;15:781-787.

4.84- Guo XE, Gibson LJ, McMahon TA.

Fatigue of trabecular bone: Avoiding end-crushing effects. Trans 39th Orthopedic Research Society, San Francisco, CA, Feb 1993:15-18.

4.85- Hill R.

A self-consistent mechanics of composite materials.

J Mechanics and Physics of Solids 1965,13:213-222.

CHAPITRE 5

INFLUENCE DES PARAMETRES PROTHETIQUES D'UNE PROTHESE AMOVIBLE COMPLETE SUPRA-IMPLANTAIRE MANDIBULAIRE SUR L'ENVIRONNEMENT DES IMPLANTS

En mai 2002, le symposium de l'Université McGill à Montréal a réuni de nombreux experts sur le thème de la prothèse amovible complète. Il a débouché sur la rédaction du « McGill consensus statement on overdentures » Feine et al.2002 [5.1].

D'après ce document, « les preuves actuellement disponibles suggèrent que la restauration de la mandibule édentée par prothèse amovible complète conventionnelle n'est plus le traitement prothétique le plus approprié (...). La prothèse amovible complète sur deux implants devrait devenir le traitement de choix » que la plupart des patients édentés complets mandibulaires sont en droit d'attendre de leur praticien.

La prothèse amovible complète implanto-retenue ou prothèse amovible complète supra-implantaire muco-portée (PACSI) est une prothèse complète amovible stabilisée par des implants souvent au nombre de deux (pouvant aller jusqu'à quatre) et situés dans la partie mentonnière de la mandibule pour des raisons qui seront exposées plus loin.

Les intérêts de la PACSI ont déjà été énumérés en introduction et l'avantage principal de ce type de solution par rapport à une prothèse de type implanto-portée reste essentiellement son coût.

Les implants supportant la PACSI sont soumis à des sollicitations mécaniques qui conditionnent en grande partie la réussite ou l'échec de la solution prothétique. Il a déjà été mentionné dans ce travail que lorsque ces sollicitations sont trop importantes, l'os peut être endommagé (résorption traumatique) et que lorsque celles ci sont trop faibles, l'os peut se résorber [Roberts et al.1987 [5.2], Berglundh et al.2005 [5.3], Takeshita et al.1997 [5.4].

Mais ces sollicitations peuvent être d'autant plus élevées qu'un patient, qui utilise une *prothèse implanto-portée*, ne ressent pas l'intensité des forces de mastication par rapport à un sujet denté chez lequel les dents sont entourées d'un ligament (desmodonte) qui permet une proprioception.

Il est donc important pour nous praticiens de comprendre, d'une manière scientifique et sur le plan biomécanique, les effets que provoquent les différents paramètres prothétiques sur un implant et son environnement osseux afin d'établir un pronostic sur la qualité de cette solution prothétique.

Dans le cas de la PACSI, une grande partie des efforts subis par la prothèse lors de la mastication est transmise directement à la mandibule au travers de la muqueuse. Les implants ont pour but d'améliorer la rétention donc la stabilité de la prothèse. Celle-ci doit être conçue avec un appui muqueux important afin de minimiser les contraintes subies par les implants.

Ce principe nécessite donc de choisir un système d'attachement implant-prothèse qui offre un jeu axial (translation verticale) et/ou un jeu angulaire (rotation distale) afin de prendre en compte la différence de dépressibilité tissulaire existante entre la fibro-muqueuse de la crête édentée et l'implant (FIG.5.1).

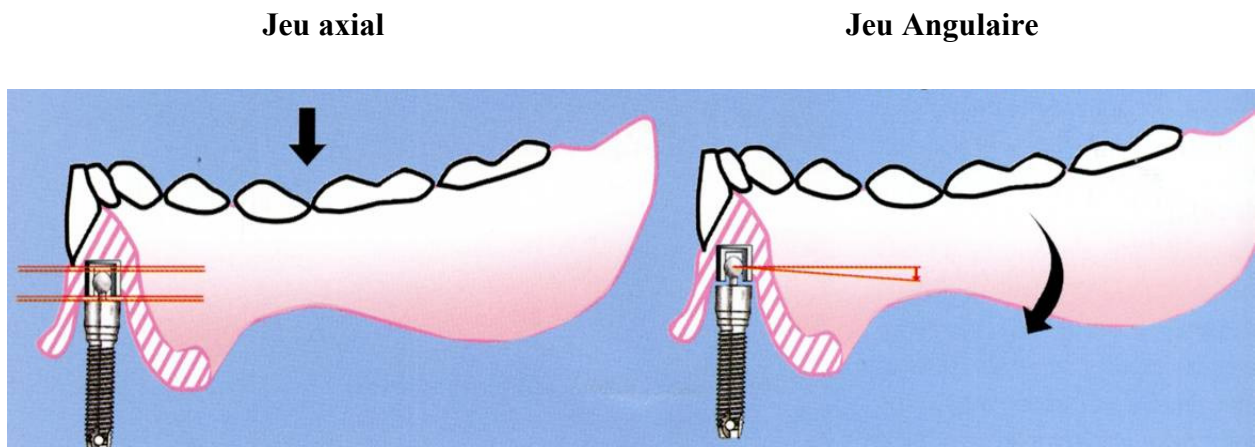


FIG.5.1 : Jeu axial et/ou un jeu angulaire du dispositif d'attachement nécessaires pour l'appui muqueux de la PACSI [5.7].

Les systèmes d'attachement utilisés, pour répondre à ces impératifs biomécaniques sont les barres de rétention ou les attachements intra-coronaires axiaux (type boules). Dans le cas où ces derniers comportent un jeu axial, ils seront alors qualifiés d'attachements « résilients » dans le cas contraire on les appelle attachements « rigides » (Postaire et Naser 1996 [5.5], Daas et Rignon-Bret 2002 [5.6], Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [5.7], Mariani et Stephan 2002 [5.8], Postaire et al.2006 [5.9], Daas et al .2006 [5.10]).

Selon Sadowsky 2001 [5.11], les légères différences de comportement qui ont été rapportées pour un système ou pour l'autre ne peuvent pas justifier de l'emploi préférentiel pour une barre ou pour des attachements boules.

A cette question nous avons trouvé des éléments de réponses différents, c'est un sujet qui reste donc à controverse dans la littérature (Sadowsky et Caputo 2000 [5.12], Chun et al.2005 [5.13]).

En effet, plusieurs auteurs (Chun et al.2005 [5.13], Dudic et Mericske-Stern 2002 [5.14]) ont travaillé sur cette problématique et les conclusions sont variées bien que la PACSI connectée à deux implants avec des attachements boules soit un traitement fiable et très bien documenté (Heckmann et al.2001 [5.15], Cune et al. 2005 [5.16]). Diverses méthodes d'investigation ont été utilisées pour étudier cette liaison au niveau des attachements.

Oetterli et al.2001 [5.17] ont analysé, dans une étude clinique longitudinale, l'influence du mécanisme de rétention et des variables anatomiques et prothétiques sur les paramètres péri-implantaires dans le cas d'une PACSI.

Cette étude amène les conclusions suivantes :

- la prothèse mandibulaire supportée par un faible nombre d'implants, placés entre les forams mentonniers, est une possibilité efficace pour le traitement de l'édenté total,
- des dispositifs d'attachement variés peuvent être utilisés (boules, barre à section circulaire ou barre en U). Ces dispositifs d'attachements ont, d'un point de vue clinique et sur une durée de quelques années, peu ou pas d'influence sur les diverses paramètres péri-implantaires.

Menicucci et al.1998 [5.18], dans une étude *in-vivo*, ont réalisé une comparaison clinique de deux systèmes d'ancrage boule et barre avec des clips, dans le cas d'une PACSI afin d'étudier la répartition des contraintes dans et autour de l'implant ainsi que la part des efforts supportée par la fibro-muqueuse.

Cette étude part du constat suivant : généralement pour une PACSI une partie de l'effort est supportée par la fibro-muqueuse, ceci n'a été démontré qu'indirectement.

Elle montre que dans le cas d'une PACSI retenue par *des attachements boule*, *une plus grande partie de la charge est transmise par la fibro-muqueuse du côté non travaillant*. Il semble logique que la charge soit donc mieux répartie entre les deux côtés.

L'explication pourrait être, qu'à égale distance entre les implants, la rétention avec les attachements boule est plus éloignée qu'avec les clips. Ceci aurait pour conséquence une augmentation de la stabilité de la prothèse sur ses surfaces d'appuis et donc une meilleure prise en charge des efforts par la fibro-muqueuse.

De même Mericske-Stern 1998 [5.19], dans une étude clinique *in vivo*, a enregistré les forces dans les 3 directions au niveau de deux implants placés sous une PACSI. Elle a conclu que la force observée est réduite au niveau des deux implants, car la muqueuse prend en charge le maximum de l'effort, et cela quelles que soient les conditions d'essai.

En ce qui concerne l'influence d'une liaison de type rigide ou articulaire, les conclusions des différentes études sont une fois encore très variées. Pour certains auteurs une liaison articulée permet une meilleure distribution de contrainte entre implants et surfaces d'appuis ostéo-muqueuse (Walton et MacEntee 1994 [5.20]). Pour d'autres, il n'existe pas de différence significative entre les deux types d'attachements mais ils supposent une légère augmentation de la contrainte avec le système rigide (Chun et al.2005 [5.13], Dudic et Mericske-Stern 2002 [5.14]).

Des études sur un modèle mandibulaire photoélasticimétrique (Heckmann et al.2001 [5.21]), ont utilisé des jauges de contraintes pour mesurer le niveau de contraintes engendré par deux configurations (liaison articulée et rigide) d'attachements. Elles ont conclu que le système à liaison articulée induit des moments et des forces moindres au niveau des deux implants que le système rigide.

Enfin, Heckmann et al.2001 [5.15-5.21] ont utilisé des modèles stéréolithographiques validés cliniquement pour étudier l'influence du système d'attachement d'une PACSI sur les contraintes au niveau des deux implants et de l'os péri-implantaire. Cette étude a été divisée en deux parties : la construction et la validation du modèle (Heckmann et al.2001 [5.15]) et l'étude proprement dite pour comparer cinq connecteurs.

Les conclusions de cette étude sont les suivantes :

- le connecteur télescopique rigide engendre les contraintes les plus importantes sur l'implant.
- le dispositif d'attachement type barre s'est révélé comme générant des moments importants.
- les attachements télescopiques à liaison articulée tels que les attachements boule et magnétiques n'ont généré qu'un faible moment.

La charge sur les implants s'est donc montrée différente avec tous les divers attachements et liée à la rigidité du connecteur.

Devant la complexité de ces diverses études, liée à l'interface os-implant, au mécanisme d'attachement et à la géométrie de la prothèse, certains auteurs ont utilisé la méthode des éléments finis pour répondre à cette controverse.

Menicucci et al.1998 [5.18] dans une étude par éléments finis en 2D ont observé des contraintes plus faibles avec les attachements boules que le système de barre avec 2 clips.

Chun et al.2005 [5.13], dans une étude par éléments finis, ont analysé divers types d'attachements avec des charges verticales et obliques. Ils ont utilisé une géométrie simplifiée de la mandibule, des attachements et de la muqueuse. Six configurations ont été étudiées avec 3 positions d'aliment et 2 mécanismes de rétention. L'objectif de ce travail était d'étudier l'influence du caractère résilient sur la répartition des contraintes au niveau des implants et de la muqueuse.

Tanino et al.2007 [5.22] ont examiné, sur deux modèles maxillaires éléments finis avec deux et quatre implants, l'effet de la géométrie et des propriétés des attachements sous une PACSI. Dans chaque modèle, l'influence de ces dernières a été comparée sur le niveau des contraintes à l'interface os-implant en changeant le module d'élasticité de 1 en 3.000 MPa et l'épaisseur de l'attachement de 1 en 3 millimètres. L'effort maximum et l'effet sur la contrainte à la surface de l'os corticale ont été calculés.

Les études biomécaniques par la méthode des éléments finis permettent donc de conduire des expérimentations facilitant la compréhension de certains phénomènes observés cliniquement comme par exemple : la perte osseuse sous forme de cratère au niveau du col des implants, les contraintes et déformations osseuses et la prise en charge des efforts observés au niveau de la muqueuse.

Les résultats ou perspectives de ces études par éléments finis peuvent laisser espérer de grandes améliorations de nos protocoles de traitement, notamment dans les domaines suivants :

- une meilleure identification des facteurs de risque,
- une recherche des sites implantaires les plus favorables,
- une répartition des implants dans des configurations prothétiques encore plus performantes,
- un protocole de mise en charge des implants.

Afin de répondre aux attentes formulées ci-dessus, le travail présenté dans ce chapitre concerne la réalisation d'un modèle éléments finis d'une PACSI et de son environnement. Plus précisément, les paramètres suivants seront étudiés jouant un rôle dans la pérennité des implants dans le temps :

- le rôle de la fibromuqueuse dans la transmission des efforts,
- la nature de la liaison des attachements implant-prothèse (« résilient » ou « rigide »),
- les positions les plus favorables de l'implant dans la symphyse (au niveau incisif, canin ou prémolaire). A notre connaissance, ce paramètre n'a jamais été étudié dans la littérature.
- l'évolution de l'interface os-implant et la possibilité de mise en charge immédiate.

Dans un premier temps, une présentation détaillée de la conception d'une PACSI est effectuée afin de pouvoir expliquer par la suite les différentes étapes d'élaboration du modèle numérique.

5.1. Conception d'une prothèse complète supra-implantaire mandibulaire

5.1.1. Contraintes anatomiques

La première étape de conception d'une prothèse complète supra-implantaire mandibulaire (PACSI) correspond à l'identification précise de la zone dans laquelle peuvent être placés les implants, sans engendrer de quelconques lésions au niveau anatomique.

5.1.1.1. Le foramen mentonnier

Dans le corps de la mandibule se trouve le nerf dentaire qui sort par un foramen mentonnier situé à l'avant des branches horizontales mandibulaires. Normalement, le foramen mentionner se situe à peu près en regard de l'apex de la seconde prémolaire, mais il peut se trouver au sommet de la crête après une très forte résorption osseuse. A ce niveau, le nerf dentaire inférieur, jusque là situé près de la face linguale, se redresse au bord inférieur de l'os et vient émerger sur la face vestibulaire de l'os.

L'emplacement de ces foramens détermine la zone dans laquelle le chirurgien-dentiste peut placer des implants. En effet, une lésion de ces nerfs peut provoquer des paresthésies et douleurs importantes. Cette région située à l'avant des foramens s'appelle la zone symphysaire. Elle peut être localisée par examen radiographique.

5.1.1.2. La région symphysaire

Cette zone de la mandibule située entre des deux foramens mentonniers est le site le plus favorable pour le positionnement des implants. Elle allie l'absence d'obstacle majeur à la fréquente possibilité d'appuis bicorticaux (Charrier 1998 [5.23]).

Pour Lejoyeux 1990 [5.24], « la région symphysaire constitue une véritable providence pour l'implantologie en prothèse amovible ».

5.1.2- Réalisation de la PACSI

La PACSI décrite est avant tout une prothèse amovible complète (Postaire et Naser 1996 [5.5], Daas et Rignon-Bret 2002 [5.6], Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [5.7], Mariani et Stephan 2002 [5.8], Postaire et al.2006 [5.9], Daas et al.2006 [5.10]), Postaire et al.2003 [5.25]), et à ce titre, elle suit les règles de réalisation et de conception de la prothèse amovible complète conventionnelle.

Le point de départ du traitement est donc la réalisation d'une prothèse amovible complète bien conçue, intégrée sur le plan esthétique et fonctionnel. Elle est issue d'une empreinte primaire qui permet d'obtenir une reproduction exacte des surfaces d'appui, dans une position voisine de la position de repos (Pompignoli et al.1993 [5.26], Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [5.7], Hüe et Bertereche 2004 [5.27]). A partir de cette empreinte mucostatique on obtient un modèle primaire sur lequel est élaboré un porte-empreinte individuel. Une empreinte secondaire fonctionnelle permet alors d'enregistrer le jeu de la zone de réflexion muqueuse. La dimension verticale est déterminée, et le rapport intermaxillaire est enregistré au moyen d'une base d'occlusion.

Le montage des dents est réalisé sur les modèles de travail suivant les règles esthétiques et fonctionnelles de la prothèse complète. Une fois les essayages esthétiques et fonctionnels validés, la prothèse est finalement polymérisée et équilibrée. A ce stade, le patient peut se satisfaire de ce traitement.

Dans le cas contraire, un examen clinique précis (forme de l'arcade, espace prothétique disponible, volume et hauteur d'os présent) associé à une anamnèse médicale permet de déterminer la faisabilité du projet implantaire : les implants doivent s'intégrer dans le schéma occluso-prothétique sans compromettre l'équilibre existant.

Une des techniques couramment décrite utilise un duplicata de la prothèse existante en résine transparente qui va servir de guide d'imagerie et de guide chirurgical pour aider à la mise en place des implants (Postaire et Naser 1996 [5.5], Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [5.7], Postaire et al.2006 [5.9], Daas et al.2006 [5.10], Postaire et al.2003 [5.24]).

Après les phases de chirurgie et de cicatrisation, les prothèses existantes seront réadaptées en intégrant les éléments femelles des systèmes d'attachements supra-implantaires. Dans ce cas, les dents en regard des implants devront être en résine.

Le guide chirurgical transformé en porte-empreinte individuel permet également de commencer les étapes de réalisation d'une nouvelle PACSI au stade de l'empreinte secondaire. Les étapes suivantes obéissent aux mêmes règles que celles décrites pour la prothèse amovible complète conventionnelle. Toutefois, l'empreinte doit enregistrer les surfaces d'appuis ostéo-muqueuses mais aussi la situation des piliers implantaires. Une technique en deux temps permet de répondre à ces deux objectifs (Rignon-Bret et Rignon-Bret 2002 [5.7], Mariani et Stephan 2002 [5.8], Postaire et al.2006 [5.9], Daas et al.2006 [5.10]).

D'autre part, une occlusion bilatéralement équilibrée est le plus souvent recherchée, avec une absence de contact antérieur en relation centrée et des contacts stabilisants en propulsion pour éviter une augmentation des contraintes transmises au niveau antérieur et donc à l'interface os-implant (Fromentin 1997 [5.28]).

Les questions essentielles que se pose un praticien, dans la conception d'une PACSI, concernent d'une part *la situation idéale des implants* et d'autre part *la nature de l'attachement intra-coronaire*.

5.1.2.1. *La position des implants* (FIG.5.2.a,b,c)

Trois possibilités de situation des implants sont envisageables dans la région symphysaire lors de l'étude pré-implantaire :

- En position incisive latérale.
- En position canine. C'est la situation la plus souvent retenue. Il existe souvent à ce niveau un volume osseux conséquent associé à un volume prothétique lingual suffisant.
- En position première prémolaire. Cette solution n'est généralement retenue qu'en dernier ressort car elle nécessite plus de hauteur prothétique (présence d'une dent artificielle au-dessus de l'attachement).



a: Position Incisive

b: Position Canine

c : Position Prémolaire

FIG.5.2.a,b,c : Trois positions des implants, munis des attachements boules, dans la région symphysaire sous une PACSI.

Ces choix sont déterminés avant la chirurgie en fonction de :

- l'étude de l'imagerie scanner de l'anatomie symphysaire : un volume osseux suffisant pour loger l'implant est évidemment nécessaire, mais son orientation doit lui permettre une émergence soit au niveau du berceau lingual (et non à l'aplomb des dents prothétiques) pour le secteur incisivo-canin soit dans l'axe de la première prémolaire,
- l'espace prothétique disponible : il est apprécié après la validation du montage esthétique et fonctionnel grâce à un système de clés silicone de ce montage. La hauteur est variable pour chaque système d'attachement. *Un espace prothétique de 7mm de haut et de 5mm de large* permet de placer la plupart des systèmes d'attachements.

Il s'avère aussi extrêmement intéressant de connaître les champs de contrainte et de déformation engendrés dans l'os périimplantaire par chacune des solutions afin de déterminer

celle qui semble la plus adaptée mécaniquement. Cette détermination peut être obtenue par la modélisation aux éléments finis.

5.1.2.2. Le choix du système d'attachement

Le choix entre les dispositifs d'attachements est souvent déterminé en fonction :

- Des *habitudes* du praticien.
- De la *forme de la crête* édentée : une arcade antérieure rectiligne entre les deux implants est la situation favorable qui autorise la conception d'une barre également rectiligne. Par contre, une arcade curviligne implique l'usage des attachements boules (FIG.5.3-a,b) .

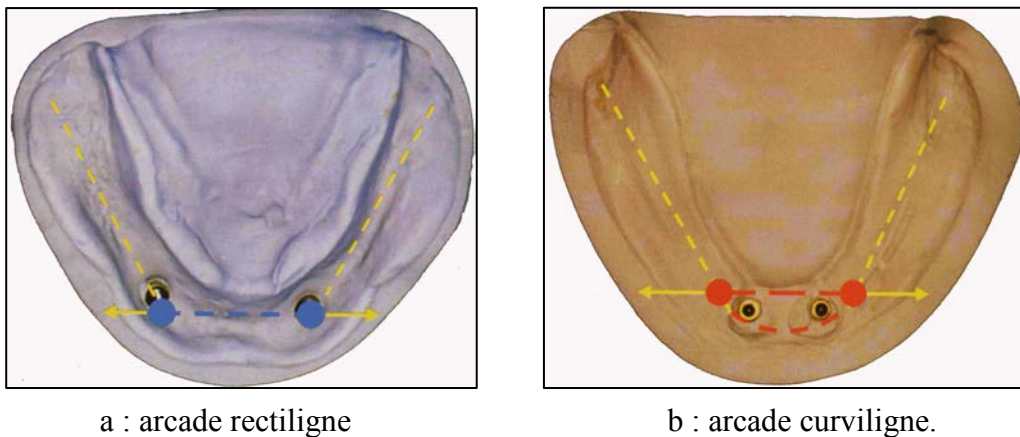


FIG.5.3 : Formes de l'arcade mandibulaire d'après Fromentin 1997 [5.28].

- De la *position des implants* sur l'arcade :
Une barre rectiligne (pour éviter les porte-à-faux) ne peut être envisagée que pour deux implants peu éloignés séparés par une crête droite ou très peu curviligne. La mise en place des implants au niveau prémolaire est donc une contre indication pour les barres. Ceci impliquerait une surface de sustentation muqueuse moindre pour la PACSI.

- De l'*axe vertical* des implants :
Le non parallélisme lorsqu'il dépasse 10° contre-indique l'usage de boules car, même si la mise en place de la prothèse peut se faire, il induit des sollicitations importantes nuisibles à la pérennité des implants et augmente les interventions de maintenance sur les systèmes prothétiques.

- De l'*encombrement* nécessaire au dispositif d'attachement :

La barre peut paraître légèrement moins haute que l'attachement boule au niveau de l'implant, mais son « encombrement » se poursuit sur la partie antérieure de la crête.

- De la *distance entre les implants* :

Une distance minimale de 8 à 10 mm entre les faces proximales des implants est nécessaire pour la mise en place d'au moins un cavalier de rétention sur la barre. Un écartement minimum de 20 mm entre les implants autorise la mise en place de deux cavaliers de rétention (FIG.5.4). Des implants placés au niveau incisif ne permettent d'avoir cet espace de 20 mm.



FIG.5.4 : Ecart minimal de 20mm entre deux implants pour loger 2 cavaliers.

- De l'orientation des axes du système de connexion par rapport au plan d'occlusion :

Pour limiter les phénomènes d'usure du système de connexion lors des sollicitations fonctionnelles, il est préférable de disposer les attachements perpendiculairement au plan d'occlusion.

- De l'orientation des axes du système de connexion par rapport à *l'axe d'insertion de la prothèse* : le système de connexion doit être choisi et placé de manière à ne pas nuire à la mise en place de la prothèse.

- Du souhait de *solidarisation* ou non des deux implants :

La distribution des contraintes est mieux répartie lorsque les implants sont solidarisés. Cependant, il ne faut pas compter sur cette liaison pour faire supporter aux implants une prothèse ne répondant pas aux critères de qualité décrits précédemment. En effet, les déséquilibres induits par une telle prothèse se traduiront inmanquablement par des problèmes biomécaniques au niveau des implants (fractures, résorption osseuse, etc....) et/ou de la prothèse (fracture à répétition, maintenance excessive).

Dans notre étude, seuls les attachements boules ont été analysés.

5.2. Conception du modèle numérique (Daas et al.2007 [5.29])

La fiabilité des résultats des études par éléments finis dépend de la conception du modèle numérique mandibulaire. Pour obtenir cette fiabilité, il est nécessaire de modéliser de façon la plus précise possible :

- la géométrie de la mandibule,
- les propriétés des matériaux qui constituent ce modèle,
- les diverses interactions c'est à dire les conditions aux limites statiques (conditions de chargement), cinématiques (stabilité du modèle) et enfin la gestion des contacts entre les différents composants : muqueuse, os, implants, dispositifs d'attachements et prothèse.

5.2.1. Modélisation géométrique

5.2.1.1. La mandibule et la PACSI

La première étape de notre étude été de réaliser un modèle éléments finis tridimensionnel d'une mandibule édentée équipée d'une PACSI.

De nombreuses études biomécaniques s'intéressant aux contraintes sur les implants et sur l'os péri-implantaire ne considèrent pas la mandibule modélisée dans son entier. Ils prennent tout simplement en compte une base osseuse encastrée dans laquelle a été placé l'implant (Merz et al.2000 [5.30], Pierrisnard et al.2000 [5.31]). Ensuite des charges de direction et d'intensité variées sont appliquées sur l'implant ou sur le pilier et la couronne qui lui sont liés.

D'autres études utilisent un modèle approché de la mandibule en ne considérant que la moitié de celle-ci et en supposant une symétrie par rapport au plan sagittal. Par exemple, dans l'étude menée par Menicucci et al.1998 [5.13] la mandibule est modélisée par un assemblage de volumes géométriques simples. Un autre exemple de modélisation d'une demi-mandibule par une géométrie approchée et l'étude menée par Kawasaki et al.2001 [5.32].

Des modèles plus satisfaisants, tels que ceux de Van Zyl et al.1995 [5.33] et Castaño et al. 2002 [5.34], élaborent la géométrie de la mandibule à partir de coupes d'exams tomographiques (scanner).

Dans notre cas, un examen tomographique a été effectué sur un patient volontaire sélectionné pour son anatomie « moyenne ». Lors de cet examen, le patient avait en bouche un duplicata de sa prothèse en résine radio-opaque. Il a ainsi été possible de reconstruire en plus de la géométrie de la mandibule celle de la prothèse et d'en déduire également celle de la muqueuse située entre la prothèse et la mandibule. L'ensemble des coupes scanner acquises a été importé successivement dans deux logiciels : Mimics 7.3 (Materialise, Leuven, Belgique) et 3Matic 2 (Materialise, Leuven, Belgique) afin d'obtenir un fichier de type IGES.

En effet, l'une des difficultés de la récupération des données anatomiques est la compatibilité des formats de fichier afin de permettre la transmission des données entre les différents logiciels. Dans le cas de notre étude, pas moins de cinq logiciels ont dû être utilisés.

Les fichiers de la mandibule et de la prothèse ont été ensuite importés dans le logiciel HyperMesh 7 (Altair, Troy, Michigan, USA) afin de réaliser le maillage éléments finis.

Dans un premier temps, le maillage de la zone symphysaire a été réalisé en tétraèdres. Puis, dans un but d'obtenir une plus grande précision dans la région péri-implantaire, certains calculs (précisés ultérieurement) ont été réalisés avec un maillage de cette zone en éléments hexaédriques à huit noeuds.

Afin d'éviter de trop alourdir le modèle, les surfaces des branches horizontales et verticales mandibulaires ont été maillées assez grossièrement, avec une taille d'élément de quatre millimètres (FIG.5.5, partie 1). Le maillage a été progressivement affiné au fur et à mesure que nous nous approchons de la symphyse jusqu'à une taille d'élément de deux millimètres (FIG.5.5, partie 2). Le maillage le plus fin, une taille moyenne d'élément de 1,2 millimètre (FIG.5.5, partie 3), a été donc créé dans la zone où les implants sont placés c'est à dire dans la région symphysaire.

C'est en effet dans cette zone que la plus grande précision des résultats est recherchée. Une distinction entre l'os cortical et spongieux a également été effectuée dans cette zone en prenant, selon le scanner, une épaisseur uniforme de deux millimètres de la couche corticale.

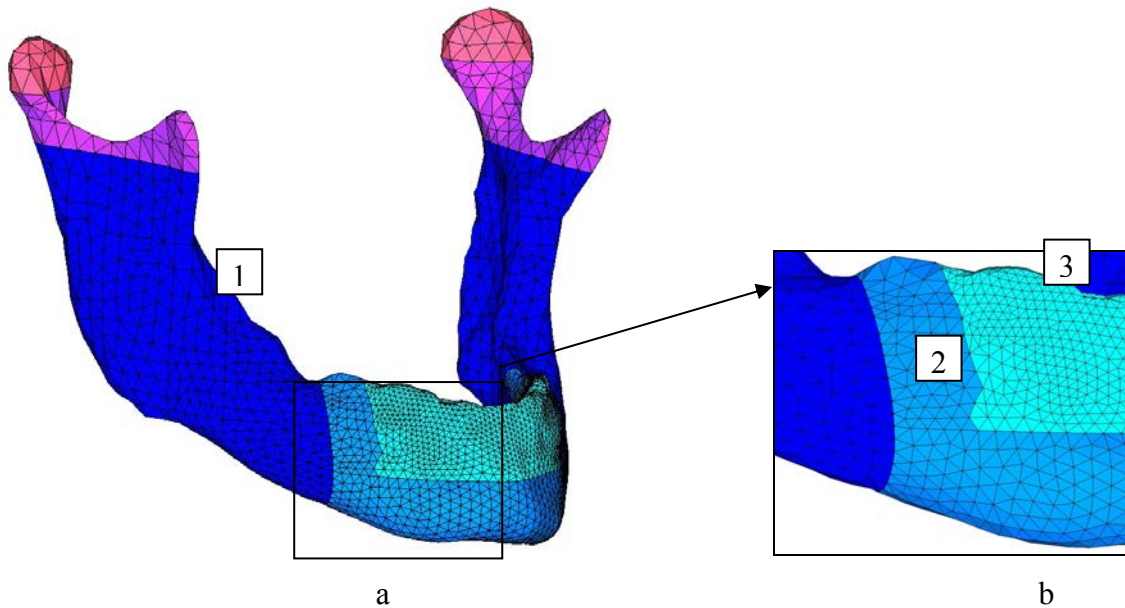


Fig.5.5 : Vues de la progression de la taille des éléments.

De même, le maillage a été affiné (taille moyenne d'élément de deux millimètres) sur les condyles afin de faciliter la gestion du contact de l'articulation temporo-mandibulaire.

5.2.1.2. La fibromuqueuse

La géométrie de la muqueuse est souvent simplifiée dans les études en considérant une épaisseur constante (Menicucci et al.1998 [5.18]).

Si l'implantologie représente une dimension nouvelle de l'art dentaire en tant qu'une thérapeutique de remplacement des dents manquantes, il est toutefois nécessaire de garder à l'esprit qu'en l'absence d'un état parodontal sain, toute tentative de dentisterie restauratrice sera vouée à l'échec et que la pérennité de la prothèse dento-implantaire reste intimement liée aux principes parodontaux et ocluso-prothétiques.

L'interface gingivale en contact avec l'implant se décompose en :

- un sillon gingival péri-implantaire plus ou moins profond,
- un épithélium présentant une diminution de couches cellulaires. L'attache entre l'épithélium et l'implant est importante quant au devenir de ce dernier car elle assure un joint qui empêche toute contamination entre le milieu buccal et la zone implantaire,

- un tissu conjonctif montrant selon les auteurs soit une organisation de fibres de collagène perpendiculaires à l'implant (PARR et al.1988 [5.35]) soit des fibres parallèles à l'implant et à la surface osseuse.

Chez l'édenté total, la cavité buccale est tapissée de façon continue d'une muqueuse recouvrant la surface osseuse et les muscles. Cette muqueuse forme une barrière importante de protection contre les agressions bactériennes, chimiques ou mécaniques.

Deux types de muqueuses différentes sont observées chez l'édenté total : la fibromuqueuse (la muqueuse attachée à l'os sous-jacent) et la muqueuse libre (muqueuse de revêtement recouvrant la musculature périphérique). Elles se différencient par leur fonction et leur situation.

La fibromuqueuse est en contact avec l'intrados prothétique alors que les bords et l'extrados de la prothèse sont en rapport avec la muqueuse libre. Cette fibromuqueuse est généralement épaisse et adhérente au périoste sous-jacent. Elle supporte donc directement les forces exercées par les prothèses et transmet les pressions mécaniques à l'os sous-jacent.

Enfin, la muqueuse libre et la fibromuqueuse sont riches en récepteurs qui permettent d'informer et d'apprécier les pressions, les formes et la résistance des aliments.

Ces récepteurs coordonnent les contractions musculaires contribuant ainsi à la stabilisation des prothèses sur leur surface d'appuis et fournissent donc les informations pour la cinématique mandibulaire (Lejoyeux 1986 [5.36]).

Les travaux de Kydd et al.1971 [5.37-5.38] ont montré :

- D'une part que le port des prothèses amovibles entraîne chez l'édenté total des modifications de structure de la fibromuqueuse qui se caractérise par un épaissement de l'épithélium, variable en fonction des zones anatomiques et la présence des lymphocytes au niveau du tissu conjonctif. Les propriétés biomécaniques de la fibromuqueuse dépendent donc de leur situation et de leur capacité à supporter les pressions exercées par les prothèses.
- D'autre part le caractère viscoélastique de la fibromuqueuse, c'est-à-dire elle est dépressible et ne revient pas immédiatement à son épaisseur initiale après suppression de l'effort. Les valeurs moyennes d'enfoncement vertical localisé sont comprises entre 0,5 et 2,2 mm en fonction des différentes zones anatomiques. Une fibromuqueuse saine, adhérente à l'os et fine amortie mieux les forces occlusales provoquées lors de la mastication et réduit donc le déplacement de la prothèse sur ses surfaces d'appuis.

Dans notre modèle, seule la fibromuqueuse a été prise en compte (FIG.5.6.a,b). De plus, cette fibromuqueuse a été modélisée uniquement dans la région de la prothèse car c'est seulement à cet endroit qu'elle joue un rôle dans la transmission des efforts de notre modèle.

Les éléments de cette fibromuqueuse ont été créés par remplissage du volume compris entre la partie supérieure de la mandibule et l'intrados de la prothèse.

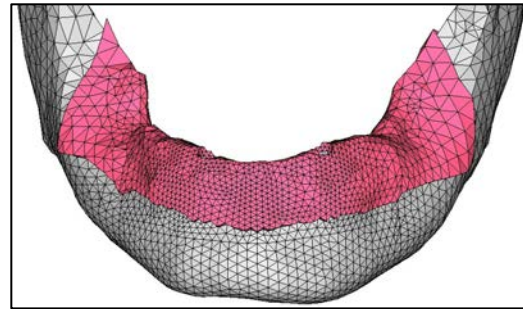
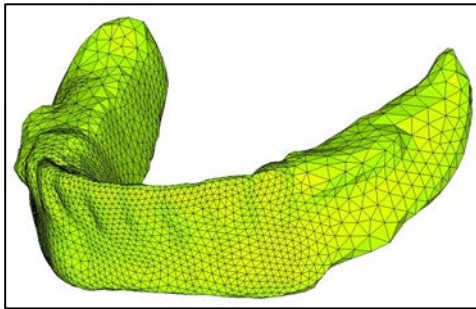


FIG.5.6a : Vue du maillage de la prothèse

FIG.5.6b : Vue du maillage de la fibromuqueuse

5.2.1.3. Les muscles

5.2.1.3.1. EFFORT FOURNI PAR LES MUSCLES

La mandibule est soumise, lors de la mastication, à l'action des muscles élévateurs de la mandibule : masséter, ptérygoïdien médial, temporal et ptérygoïdien latéral.

Ces différents muscles développent des efforts importants. La force que peut produire chaque muscle est proportionnelle à sa taille, plus précisément à sa section et à l'intensité de sa décharge électrique qui accompagne son action (Hylander et Johnson 1986,1989 [5.39-5.40])

On remarque d'ailleurs une épaisseur plus importante de la couche corticale de la mandibule dans les zones d'insertion musculaire, conséquence de l'adaptation à des contraintes élevées.

Ainsi, le rôle de chaque muscle lors des activités fonctionnelles est déterminé par les propriétés mécaniques des fibres musculaires qui dépendent du type de fibres concerné (Bouisset et Maton 1995 [5.41], Eriksson et Thomell 1983 [5.42], Vanderet al.1995 [5.43]), de la relation longueur-tension (Manns et al.1979 [5.44], Monod et Flanrois 1994 [5.45]), et de l'arrangement architectural des fibres musculaires (Blanskma et Van Eidjen 1995 [5.46], Bouisset et Maton 1995 [5.41]., Van Eidjen et al.1988 [5.47]).

Enfin, la direction et l'intensité des forces impliquées se modifient continuellement comme étant le résultat d'une synergie complexe de co-contraction musculaire (Dahan 1990 [5.48]). Les muscles masticateurs (FIG.5.7) assument donc la mobilité et l'attitude mandibulaires. En synergie avec la musculature craniocervicale et les chaînes sus- et sous hyoïdiennes, ils mobilisent la mandibule dans les trois plans de l'espace. La contraction isotonique des diverses unités, qui travaillent en couple, dicte l'orientation et la rapidité du trajet.

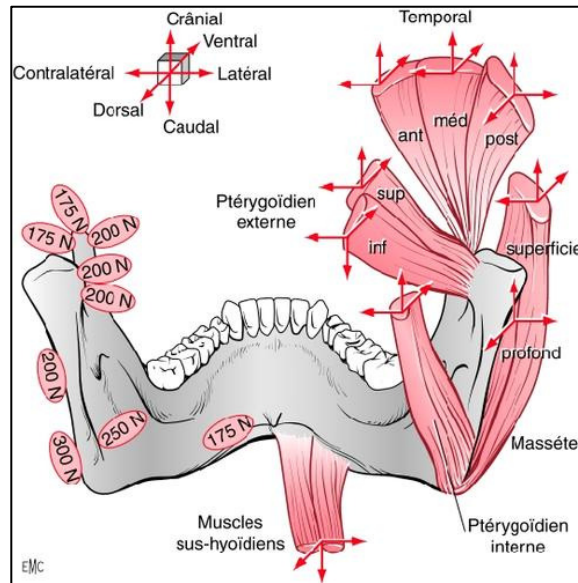


FIG 5.7 : La direction d'action représentée par les flèches et la force exercée (en N par unité de surface) permettent de définir le rôle des muscles dans l'attitude mandibulaire hors de l'occlusion d'après Dahan 1990 [5.48].

5.2.1.3.2. BIOMECANIQUE MUSCULAIRE MANDIBULAIRE (DAHAN 1990 [5.48],

CRUZ 2003 [5.49], DAHAN 1992 [5.50], DAHAN 1998[5.51])

La biomécanique musculaire peut se définir comme l'ensemble des grandeurs scalaires ou vectorielles qui permettent de juger l'intensité et la direction d'action des différentes forces générées par les muscles, d'apprécier leur travail et d'évaluer leurs effets.

Les principes sont les suivants :

- le parcours d'une fibre musculaire est défini par ses deux points d'ancrage : l'origine dite fixe et l'insertion dite amovible,
- toute fibre musculaire qui lie un organe mobile à une structure stable possède une direction d'action qui est à l'opposé de son parcours,

- la définition, dans l'espace, des points d'origine et d'insertion permet de connaître la résultante d'action et ses trois composantes qui se réfèrent aux coordonnées cartésiennes,
- la direction d'action localisée anatomiquement permet d'apprécier le vecteur musculaire et sert à définir son support et son orientation.
- l'action des faisceaux musculaires sur la mandibule dépend de leur surface d'insertion et de leur situation par rapport au centre de rotation mandibulaire,
- bien que souvent assimilée à un levier inter-moteur du troisième genre, il est cependant plus logique de considérer la mandibule comme un corps libre dans l'espace,
- la mandibule possède des centres de gravité et de résistance séparés. Le premier est situé au niveau de la deuxième molaire, le second dans la branche montante. Leur position varie avec la forme et l'environnement mandibulaires,
- l'activité musculaire permet l'exercice de couples qui, comme vecteurs libres, sont indépendants du centre de résistance. Ils provoquent des rotations dont le moment peut être parfaitement défini.

Lors du cycle de mastication réel, les muscles jouent le rôle d'actionneurs du système manducateur. Nous avons choisi dans notre étude, afin de nous approcher le mieux possible de la réalité, de modéliser les muscles élévateurs comme des éléments contractiles.

Ces muscles ont donc été représentés par des éléments membranes et des éléments barres tous deux linéaires ayant chacun en plus de leurs propriétés élastiques, un coefficient de dilatation.

Ces deux types d'éléments possèdent la particularité de ne pouvoir être sollicités qu'en traction-compression, ce qui permet dans notre cas d'éviter la création de contraintes par des chargements des éléments musculaires autres que la traction axiale de la contraction musculaire.

La contraction des muscles a été simulée par une variation de température négative appliquée à ces éléments. Cette modélisation présente l'avantage de pouvoir modéliser une infinité de chargements musculaires différents.

Les quatre paires de muscles élévateurs de la mandibule ont donc été modélisés : masséters, ptérygoïdiens médiaux, temporaux et ptérygoïdiens latéraux. Cependant, la participation du ptérygoïdien latéral à l'élévation de la mandibule reste à confirmer.

En effet, il n'est pas toujours présenté comme un muscle élévateur dans la littérature.

Il semblerait qu'il joue un rôle dans la stabilisation et dans la diduction de la mandibule (mouvement latéral).

Les muscles présentant une aire d'insertion assez réduite (temporaux et ptérygoïdiens latéraux), ont été modélisés par des éléments de type membrane et ceux ayant une aire d'insertion importante (masséters et ptérygoïdiens médiaux), ont été modélisés par des éléments de type barre. Entre les éléments modélisant les muscles et ceux de la mandibule, nous avons placés des éléments tétraédriques élastiques jouant le rôle de tendons (FIG.5.8). En effet, ces éléments permettent dans notre modèle d'éviter que l'action des muscles ne s'applique de manière trop ponctuelle. Les zones d'insertion et les directions d'action des muscles ont été déterminées principalement grâce aux études de Dahan et al.1990 [5.48] et de Cruz et al.2003 [5.49].

Cependant, il est à l'heure actuelle très difficile d'obtenir des informations exploitables sur l'action des différents muscles lors de la mastication dans la littérature. Il est notamment très difficile de connaître la répartition des efforts entre les différents groupes musculaires ainsi qu'entre le côté travaillant et non travaillant. Une étude a été réalisée pour tenter de caractériser les muscles intervenant de façon prépondérante dans la mastication. Cette étude sera explicitée ultérieurement.

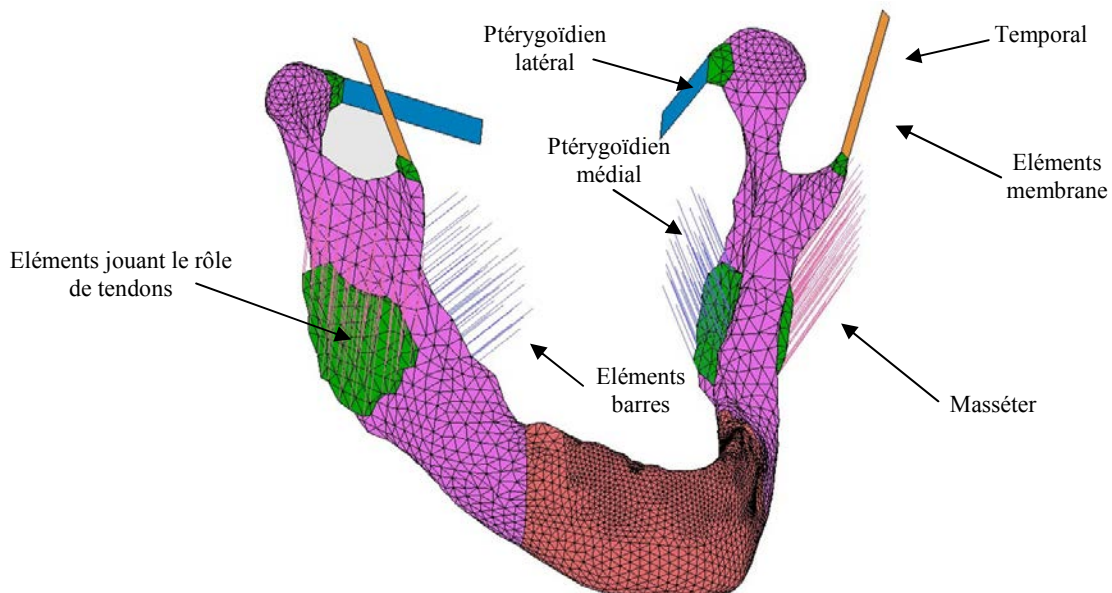


FIG.5.8 : Vue des éléments modélisant les muscles et les tendons.

5.2.1.4. Les articulations temporo-mandibulaire

La mandibule, soutenue par ses nombreuses insertions musculaires, est guidée dans ses mouvements de plusieurs manières.

A l'avant, elle est guidée par les contacts dento-dentaires tandis qu'à l'arrière les condyles prennent place dans les fosses temporales. C'est l'articulation temporo-mandibulaire (ATM).

Cette articulation synoviale permet des mouvements complexes de la mandibule.

Entre les fosses mandibulaires et les sommets des condyles s'intercalent les disques articulaires, sortes de coussinets hydrauliques qui jouent le rôle d'amortisseur. Par ailleurs, les mouvements de la mandibule sont limités par les ligaments qui entourent l'articulation temporo-mandibulaire.

Les articulations temporo-mandibulaires dépendent du développement et du vieillissement de la denture (Kahle 1992 [5.52], Nickel et al.1998 [5.53]. Elles fonctionnent en couple, ce qui les soumet à une biomécanique particulière, où déplacement et rotation font l'objet d'un entraînement bilatéral sévère, qui ne peut être modifié sans conséquence sur l'attitude mandibulaire et les fonctions manducatrices (Azerad 1992 [5.54]). L'occlusion dentaire leur sert de relais et de référence (Palla 1986 [5.55], Lowe 1990 [5.56]).

Afin de reproduire le plus justement possible le mouvement naturel de la mandibule, les ATM ont été modélisées dans notre modèle par un contact entre les éléments des condyles et deux surfaces rigides simulant les fosses temporales. Tout d'abord, des courbes ont été interpolées entre les noeuds des condyles afin de créer au niveau de chaque condyle une série de courbes. Ensuite, des surfaces interpolées ont été tendues entre ces courbes (FIG.5.9). Enfin, les surfaces ainsi obtenues ont été légèrement dilatées (homothétie de rapport 1,1) afin de créer un léger jeu entre les condyles et les fosses permettant leur mouvement relatif.

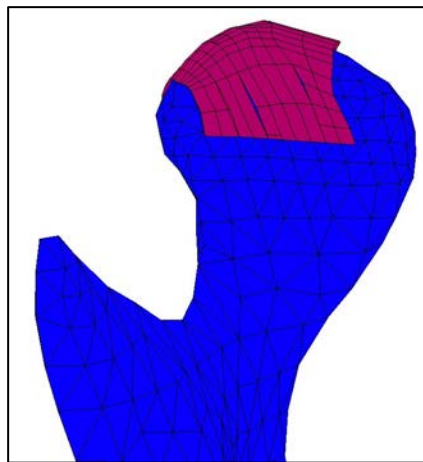


FIG.5.9 : Détail des surfaces recouvrant le condyle droit pour modéliser l'articulation temporo-mandibulaire.

5.2.1.5. *L'aliment*

Lors d'un cycle de mastication, les contraintes naissent de la présence d'un obstacle au mouvement de la mâchoire : l'aliment.

L'aliment est ici modélisé par une sphère rigide. Un diamètre relativement élevé (20 mm) a été choisi afin d'éviter que la sphère ne crée un obstacle trop ponctuel. Cet obstacle peut être déplacé afin de simuler différents cas de chargement.

Tant pour l'articulation temporo-mandibulaire que pour l'aliment, des surfaces rigides ont été choisies pour la modélisation afin de ne pas trop allonger le temps de calcul déjà élevé et pour faciliter la gestion des contacts déjà complexe.

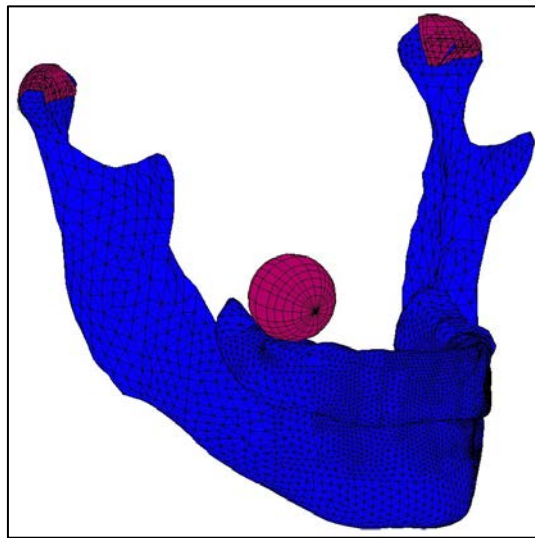


Fig. 5.10 : Vue de la sphère modélisant un aliment au niveau de la première molaire.

5.2.1.6. *Implants et composants prothétiques*

Les implants utilisés en implantologie dentaire sont souvent en titane.

Bien que de nombreux types existent (droits, coniques, cunéiformes...), les implants les plus courants sont cylindriques, filetés et présentent parfois des encoches destinées à être colonisées par l'os (FIG.5.11).



FIG.5.11 : Implant MKIII[®] Nobel Biocare (Exemple d'implant en titane).

Dans le cadre de ce travail de recherche nous avons pris en compte uniquement les attachements intra-coronaires axiaux boules types Dalbo-Plus® (Cendres et Métaux) à liaison résiliente et rigide ainsi que les trois positions possibles des implants. Ces mécanismes diffèrent par la présence d'un jeu axial de 0.4 millimètre qui peut être obtenu en plaçant un disque d'espacement entre les parties mâles et femelles pendant la polymérisation de la PACSI. La différence entre ces deux modèles est présentée dans la figure 5.12.a,b.

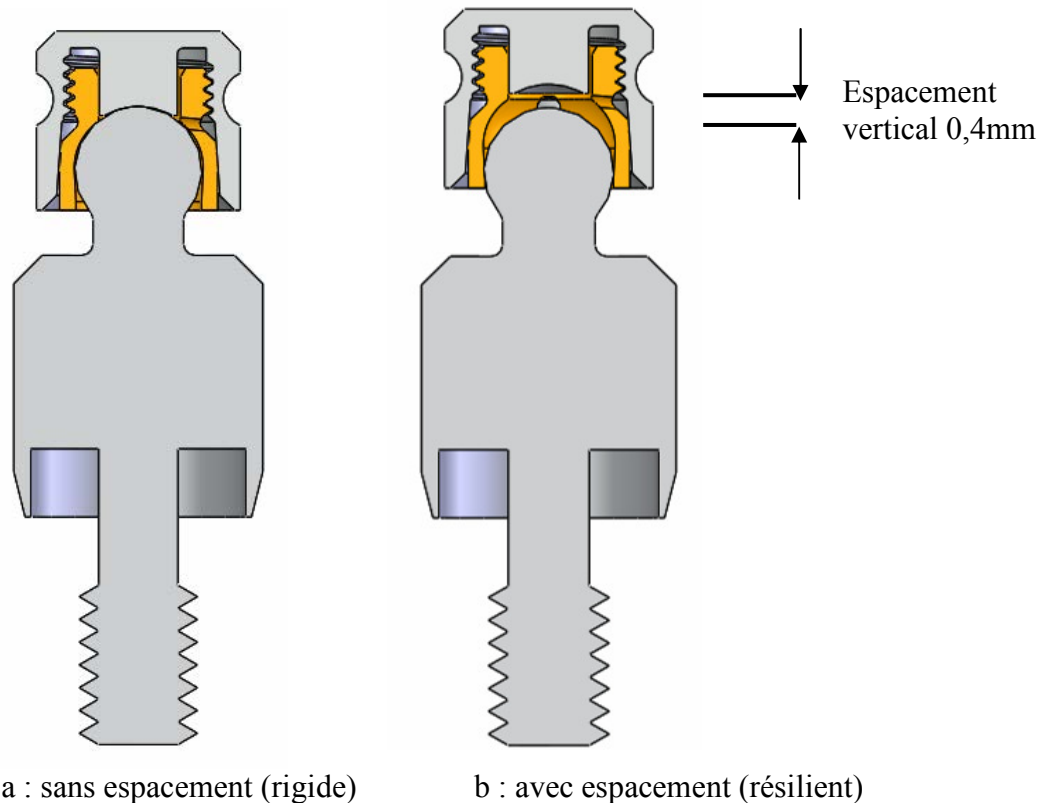


FIG.5.12 : Attachement Dalbo-Plus® avec et sans espacement.

La PACSI a été reliée aux deux implants type MKIII® (Nobel Biocare, diamètre : 3.75 mm, longueur : 11.5 mm) à l'aide de deux piliers boules (Nobel Biocare, diamètre : 2.25 mm, hauteur : 3 mm) vissés sur les implants avec une pièce intermédiaire appelée pilier trans-gingival et deux matrices Dalbo-Plus® (Cendres et Métaux) incluses dans l'intrados de la prothèse (FIG.5.13).

Il faut noter que dans les deux cas, la rotation entre les pièces mâles et femelles n'a pas été retenue.

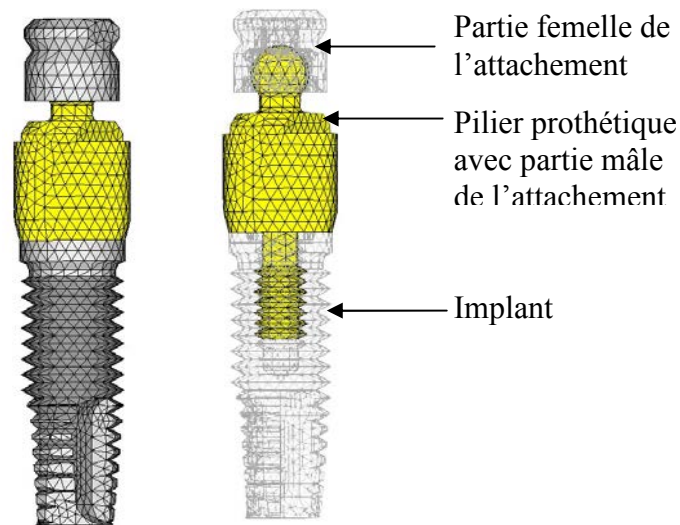


FIG. 5.13 : Vues du maillage des implants et des attachements.

Par ailleurs, les implants et les différentes parties des attachements ont été modélisés à l'aide du logiciel SolidWorks 2003 (SolidWorks Corporation, Concord, Massachusetts, USA) et leurs surfaces maillées dans HyperMesh 7. La taille moyenne de ces éléments est de 0,5 millimètres. Ces éléments ont été ensuite importés dans le modèle puis placés correctement par rapport au volume osseux mandibulaire disponible et en fonction de la prothèse. Ensuite nous avons raccordé le maillage entre les surfaces de la mandibule et celles des implants.

Les zones de sollicitations critiques, implants et parties mâles des attachements, ont été maillées en éléments tétraédriques. Cependant, comme expliqué précédemment pour l'os certains calculs ont été réalisés avec un maillage hexaédrique à huit nœuds de ces pièces (FIG.5.14).

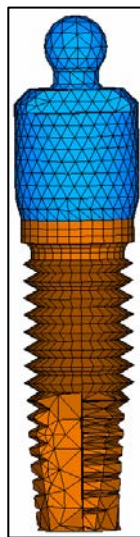


FIG.5.14 : Maillage : implant et partie mâle de l'attachement.

La prothèse a été ensuite maillée avec des éléments d'une taille identique à ceux de la mandibule situés en dessous (FIG.5.5, parties 2 et 3).

5.2.1.7. Modèle mandibulaire complet (FIG.5.15)

Le modèle mandibulaire complet comprend la prothèse, l'aliment, les implants et les dispositifs d'attachements. C'est un modèle non linéaire, il comporte 108781 éléments avec 73671 degrés de liberté.

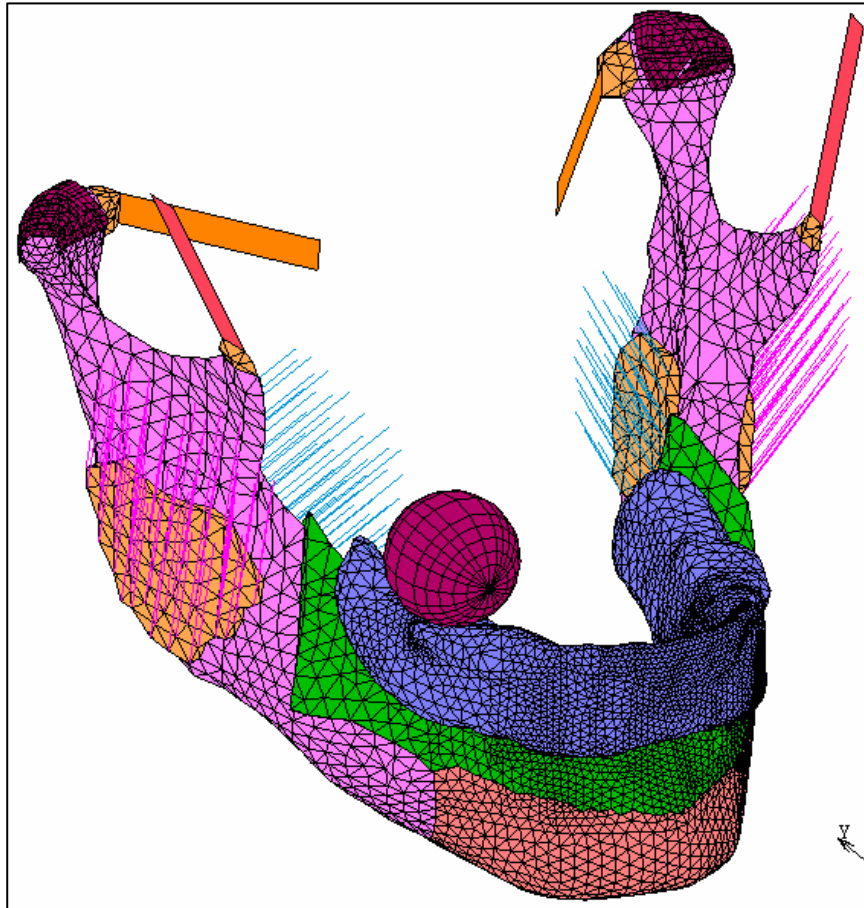


FIG.5.15 : Vue du modèle complet.

5.2.2. Modélisation des interactions et des propriétés mécaniques

La qualité de la modélisation des diverses interactions possibles dans notre modèle a une influence importante sur la précision et la qualité des résultats. Pour cela, d'importants efforts de modélisation ont été portés sur les conditions aux limites (statique et cinématique) et la gestion des contacts entre les différents composants (muqueuse, os, implants, dispositifs d'attachements et prothèse).

5.2.2.1. Les interactions mécaniques

Si on considère la mastication réelle, on peut identifier les conditions aux limites comme suit :

- Les conditions aux limites statiques sont matérialisées par l'action des muscles élévateurs de la mandibule caractérisés par une zone d'insertion, une direction et une intensité,
- Les conditions aux limites cinématiques, permettant la stabilisation du modèle, sont matérialisées par le contact entre les condyles (extrémités des branches montantes de la mandibule) avec l'ensemble disque-cavité articulaire et le contact entre l'aliment (ou le maxillaire supérieur) avec la prothèse (création d'une force de réaction).

5.2.2.1.1. ETUDE DES FORCES MUSCULAIRES

Comme indiqué précédemment, une étude préliminaire a été réalisée afin de déterminer le chargement musculaire à appliquer dans l'ensemble des calculs afin de reproduire la mastication.

Dans l'étude de la capacité masticatoire par rapport à l'état dentaire et aux restaurations prothétiques, deux aspects déterminants sont à considérer du point de vue prothétique :

- La capacité motrice objective (mesurable) à réduire la nourriture.
- Le sentiment fonctionnel subjectif, c'est-à-dire le bien-être oral, social et psychologique.

De ce fait, des écarts considérables sont fréquemment observés entre les évaluations normatives et subjectives de l'état oral. Différentes méthodes de mesure clinique et tests de laboratoire ont été développés dans le but de déterminer et enregistrer, objectivement et subjectivement, la fonction masticatoire :

- Système de tamisage : taille des particules pour des aliments tests naturels et artificiels, degré de fragmentation, vitesse et nombre de cycles.
- Kinésiologie : forme, taille et vitesse des mouvements mandibulaires lors de différents cycles masticatoires.
- Electromyographie : EMG des muscles masséters et temporaux, modulation de l'activité musculaire en fonction des contacts occlusaux, du nombre de dents, du type de prothèse,

- Forces de morsure : mesures des forces maximum ou des forces masticatoires avec soit des plans de morsure placés entre les dents, soit des capteurs intégrés aux prothèses ou fixés sur les implants.
- Sensibilité tactile active et passive : perception des forces dirigées et discrimination de l'épaisseur inter-occlusale, c'est le rôle des récepteurs parodontaux dans la transmission des informations sensorielles.
- Questionnaires portant sur la capacité masticatoire et la prise d'aliments : entretiens structurés, auto-évaluation de l'aptitude à mastiquer différents aliments, apports nutritionnel et choix alimentaire, rapports quotidiens.

Les conclusions issues d'une revue de la littérature semblent indiquer que les forces de morsure occlusales varient en fonction des diverses paramètres :

- le patient (âge, typologie, variation inter et intra-individuelle..),
- la qualité des prothèses,
- la qualité des surfaces d'appuis,
- la taille et la nature de l'aliment test.

La plupart des auteurs constatent une diminution importante de la performance masticatoire du patient édenté appareillé par rapport à un sujet denté. Pour Michael et al. 1990 [5.57], la force de morsure est 4,5 fois plus importante chez le sujet denté.

Cependant pour Tallgreen 1961 [5.58], les activités EMG des sujets totalement édentés correctement appareillés ne sont pas significativement différentes de celle des sujets dentées.

L'examen de littérature montre qu'il existe, au sein de chaque étude, des variations marquées entre les individus. Les résultats sont cependant de même ordre de grandeur.

Les valeurs moyennes des intensités de force de morsures maximales lorsqu'elles ont été fournies sont comprises entre 77N et 156 N (Rignon-Bret 2002 [5.59]).

Le tableau 5.3 résume les principales variations de forces occlusales rapportées dans la littérature pour des sujets équipés de prothèse amovibles complètes.

Etudes	Variation des forces occlusales en N (Valeur moyenne entre parenthèse)
- Bates et al. 1976 [5.60]	60-70
- Haraldson et al. 1979 [5.61]	25-115 (77)
- Erikaïnen et Könönen 1987 [5.2]	20-190 (77)
- Meng et Rugh 1983 [5.63]	93-164 (130)
- Michael et al. 1990 [5.64]	97-209 (156)
- Ogata et Satoh 1995 [5.65]	65-110
- Tortopidis et al. 1999 [5.66]	71-193 (115)
- Mericske-Stern 2003 [5.67]	(135)

Tableau 5.3 : Forces occlusales enregistrées avec des prothèses amovibles complètes [5.59].

D'après ces données, nous avons choisi dans notre travail, d'engendrer des forces de réaction au niveau de l'aliment de 100N, 55N et 40N pour un aliment placé respectivement au niveau de la première molaire (cas M), de la canine (cas C) et de l'incisive (cas I).

Afin de définir un chargement musculaire probable, nous avons décidé de nous baser sur le principe du travail minimal. En effet, il est fortement possible que dans la réalité et dans une configuration donnée, le *chargement musculaire servant à écraser un aliment soit celui qui demande le moins d'énergie*. Il s'agit donc de déterminer les paramètres des muscles (différences de température appliquées pour les coefficient de dilatation et module de Young retenus) qui minimisent le travail nécessaire à produire une force de réaction donnée sur l'obstacle simulant l'aliment dans une configuration où la position de l'aliment et l'angle d'ouverture de la mandibule sont fixés.

La configuration retenue pour réaliser cette étude est celle où l'aliment est modélisé au niveau de la première molaire. Cette région a été choisie car c'est à cet endroit qu'une grande partie de la mastication a lieu.

C'est d'ailleurs classiquement la première molaire qui est considérée dans les études biomécaniques sur les prothèses complètes mandibulaires, que ce soit pour mesurer les forces de mastication ou pour créer un obstacle dans les études par éléments finis.

L'action musculaire a été simulée par la contraction des éléments barres et membranes.

Vingt-quatre calculs ont été exécutés afin de déterminer des configurations fonctionnelles possibles de muscle. En effet, chacun des quatre groupes musculaires élévateurs a été activé séparément et six répartitions de charge entre côtés travaillant et non travaillant ont été examinées pour chaque groupe.

Les résultats suivants ont été obtenus :

Tout d'abord, dans le cas de sollicitations par les ptérygoïdiens latéraux uniquement, il n'a pas été possible avec notre modèle de créer une "force de mastication", c'est-à-dire une force de contact normale au niveau de l'aliment de plus d'une vingtaine de Newtons quelles que soient la charge et la répartition musculaires entre le côté travaillant et non travaillant choisies.

En effet, les contractions importantes des éléments modélisant ces muscles engendraient des forces de contact normales très importantes au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire et des déplacements des condyles très importants le long des surfaces de cette articulation sans engendrer de force de contact normale significative. Ce résultat tend donc à montrer que le muscle ptérygoïdien latéral ne joue pas le rôle principal dans l'effort d'écrasement de l'aliment créé pendant la mastication.

Par ailleurs, l'étude des muscles *temporaux* (FIG.5.17) a montré que ces muscles peuvent engendrer des forces de mastication importantes sur un aliment placé au niveau de la première molaire. L'étude a montré que le travail minimal nécessaire pour obtenir une force de contact normale de 100 N sur l'aliment en ne sollicitant que les muscles temporaux est obtenu lorsque les deux tiers de l'effort musculaire sont apportés par le côté travaillant. Ce résultat est en accord avec un principe généralement admis dans la littérature (Menicucci et al.1998 [5.68]). Lors de cette configuration, l'action totale du muscle du côté travaillant s'élevait à 130,4 N et à 60,0 N du côté non travaillant.

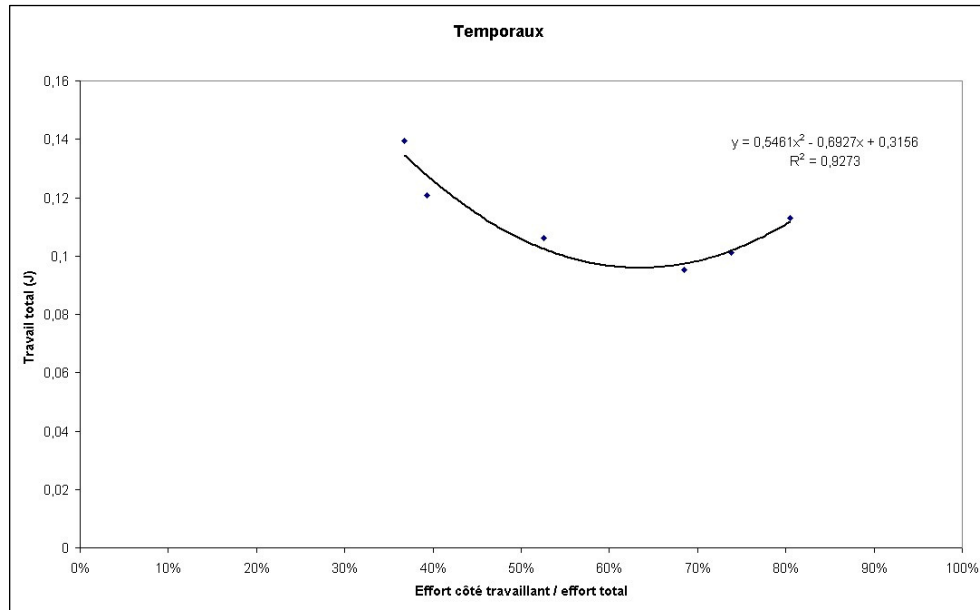


FIG. 5.17 : Courbe du travail des temporaux en fonction de la répartition des efforts entre côté travaillant et côté non travaillant.

Le même résultat concernant l'étude du travail minimal a été obtenu pour *les masséters* (FIG. 5.18). Le travail minimal pour créer une force de contact normale de 100 N sur l'aliment est obtenu lorsque les deux tiers de l'effort total proviennent du muscle situé du côté travaillant (60,9 N côté travaillant et 31,1 N côté non travaillant).

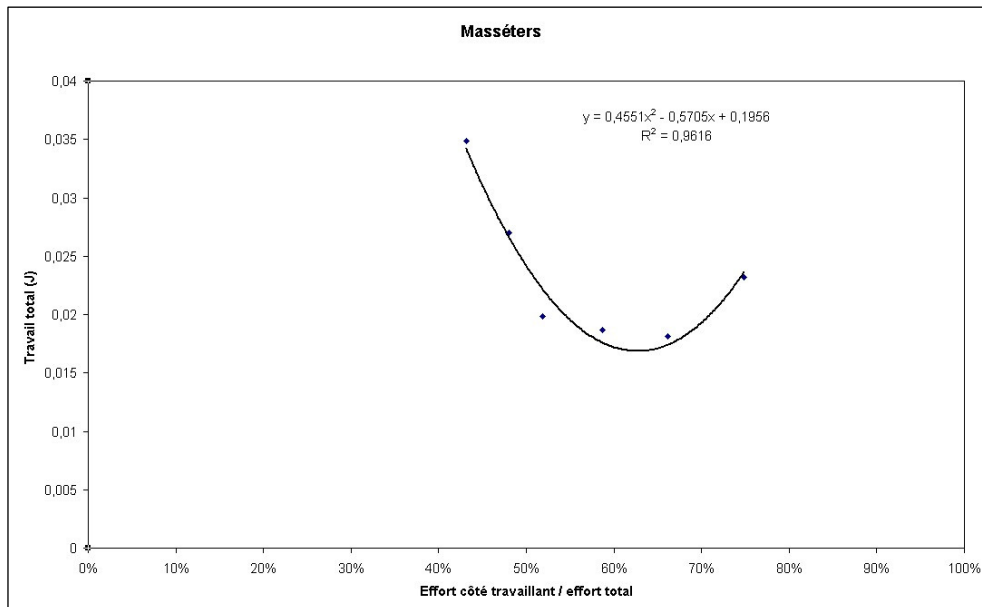


FIG. 5.18 : Courbe du travail des masséters en fonction de la répartition des efforts entre côté travaillant et côté non travaillant.

En revanche, en ce qui concerne les *ptérygoïdiens médiaux* (FIG. 5.19), le minimum de travail n'a pas été obtenu pour un effort fourni aux deux tiers par le muscle du côté travaillant mais pour une contraction engendrant un effort d'intensité presque symétrique (46% de l'effort du côté travaillant). Dans la configuration de travail minimal, le muscle du côté travaillant développait 50,3 N et celui du côté non travaillant 58,0 N.

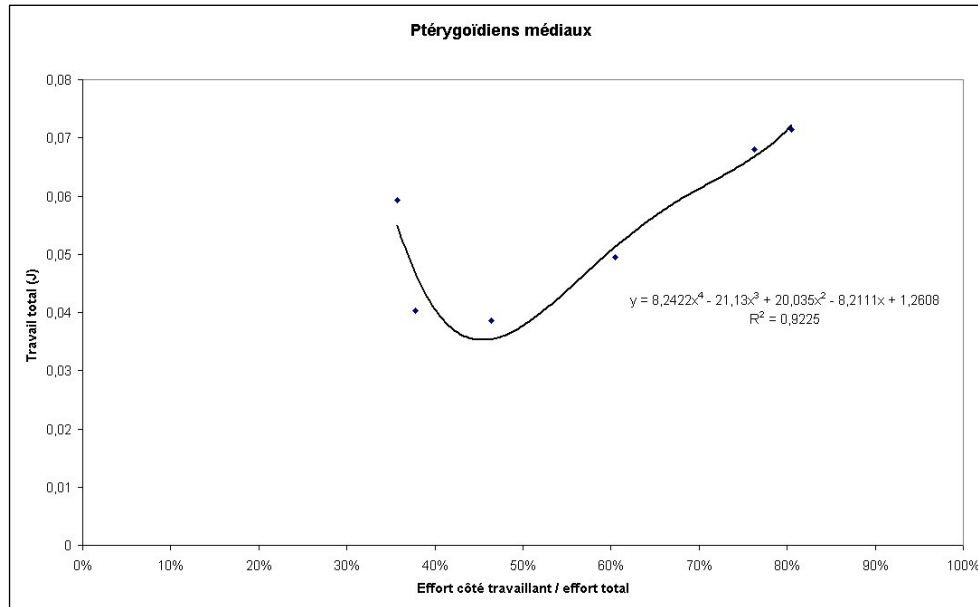


FIG. 5.19 : Courbe du travail des ptérygoïdiens médiaux en fonction de la répartition des efforts entre côté travaillant et côté non travaillant.

Par ailleurs, ces résultats nous permettent également de dire que le groupe musculaire qui produit l'essentiel des forces d'écrasement du bol alimentaire est probablement celui des masséters. C'est en effet le groupe qui demande *le travail le plus faible pour obtenir une force de contact normale de 100 N* sur la sphère modélisant la présence d'un aliment (FIG. 5.20). Ce résultat est valable uniquement dans le cas d'un aliment placé au niveau de la première molaire.

Les ptérygoïdiens médiaux nécessitent un travail deux fois plus important et les temporaux cinq fois plus important que les masséters pour créer une force de contact normale de 100 N sur l'aliment (Tableau 5.4). Pour notre étude, nous avons donc choisi, pour un aliment placé sur la première molaire, de modéliser le chargement musculaire par une contraction des masséters dissymétrique engendrant deux tiers des efforts musculaires sur le masséter du côté travaillant. La même hypothèse a été considérée pour les calculs avec un aliment en position canine. En revanche, pour l'aliment en position incisive, une contraction symétrique des masséters a été supposée.

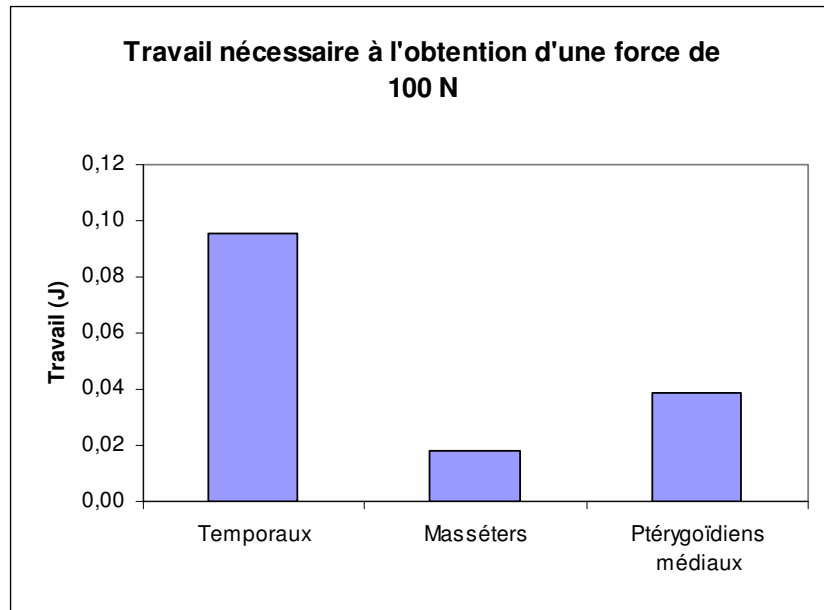


FIG. 5.20 : Histogramme du travail nécessaire à l'obtention d'une force de 100 N sur l'aliment.

Groupe musculaire	Temporaux	Masséters	Ptérygoïdiens médiaux
Travail (J)	0,0953	0,0181	0,0386

Tableau 5.4. : Travail nécessaire à l'obtention d'une force de 100 N sur l'aliment.

Il est aussi important de remarquer que les valeurs de forces exercées par les muscles dans les différents cas sont en accord avec leurs capacités relevées dans la littérature (OMS/ADF 1996 [5.69]).

De façon plus générale, les résultats obtenus de la simulation d'action musculaire sont conformes à la littérature existante. Le fait que les ptérygoïdes latéraux ne fournissent pas une part considérable à la force d'écrasement de l'aliment est conforme aux résultats de Van Eijden et al.1990 [5.70]. De même les rapports 2/3 et 1/3 entre les côtés travaillant et non travaillant pour la contraction du masséter sont également confortés par les travaux de Van Eijden et al.1990 [5.70] et Tortopidid et al.1999 [5.66].

5.2.2.1.2. *GESTION DES CONTACTS*

Un autre point important dans la gestion des interactions est la modélisation du contact entre :

- la prothèse et la muqueuse,
- la prothèse et l'aliment,
- les condyles et les surfaces rigides simulant l'ATM,
- les parties mâles et femelles des attachements,
- l'os et implants.

En ce qui concerne le contact muqueuse-os, il est souvent supposé que la muqueuse est solidaire de la mandibule (Menicucci et al.1998 [5.68], Kawasaki et al.2001 [5.32]). La même hypothèse sera adoptée ici. En revanche, pour la gestion du contact entre la prothèse et la muqueuse, Kawasaki et al.2001 [5.32] ont utilisé dans leur étude le module de gestion des contacts du logiciel éléments finis MARC. De nouveau, nous adoptons la même approche.

Hormis le contact entre les parties mâle et femelle du bouton pression qui doit être pris en compte correctement dans le logiciel (parfois modélisé par deux liaisons rotules Menicucci et al.1998 [5.68]), les contacts entre les différentes pièces (d'une part implant et pilier implantaire qui comporte la partie mâle de l'attachement boule, d'autre part prothèse et partie femelle de l'attachement boule) sont la plupart du temps considérés parfaits (Menicucci et al.1998 [5.68], Pierrisnard 2002 [5.71]). Nous considérons donc dans notre modèle une solidarisation de ces différentes pièces.

Enfin l'interaction aliment-prothèse et condyles-ATM est modélisée à l'aide du module de gestion des contacts. L'ensemble des contacts à gérer est résumé par le Tableau 5.5.

	Corps	Type	1	2	3	4	5	6	7	8
1	Mandibule	Déformable							C	C
2	Att Mâles	Déformable				C				
3	Prothèse	Déformable					C	C		
4	Att Femelles	Déformable								
5	Muqueuse	Déformable								
6	Aliment	Rigide								
7	ATM G	Rigide								
8	ATM D	Rigide								

Tableau 5.5 : Résumé des contacts à l'instant.

Il est à noter que les contacts entre deux corps déformables sont beaucoup plus difficiles à gérer que ceux entre un corps déformable et une surface rigide. C'est pour cette raison que l'aliment et les surfaces des fosses mandibulaires ont été modélisés par des surfaces rigides.

Une attention toute particulière est également accordée à l'interface os-implant.

Trois configurations sont envisagées:

- une mise en charge immédiate avec un contact entre implant et l'os péri-implantaire,
- un état intermédiaire de guérison avec un contact parfait entre l'implant et l'os péri-implantaire,
- un état ostéointégré avec un contact parfait entre l'implant et une couche de corticale environnante.

Nous avons considéré que, lors de la mise en charge immédiate, aucune liaison physique n'existait entre l'os et l'implant. Ceci a été modélisé par un contact bilatéral entre ces deux corps. Par ailleurs, l'épaisseur de la crête mandibulaire modélisée dans notre travail était faible, par conséquent l'implant s'est retrouvé entouré dans sa partie cervicale et sur plusieurs filets par de l'os cortical. Sa partie apicale était donc uniquement en contact avec l'os spongieux.

Dans l'état intermédiaire, nous avons considéré qu'un processus de guérison avait déjà été amorcé et par conséquent qu'une liaison mécanique parfaite existait entre l'os et l'implant. Ceci a été modélisé par un maillage conforme fusionné entre les deux corps.

La même configuration géométrique a été conservée.

Dans l'état ostéointégré, en plus de la fusion des nœuds des deux corps, une couche d'os cortical entourant l'implant a été modélisée à la place de l'os spongieux. Cependant, à cause de la géométrie de la crête mandibulaire cette modification concerne uniquement la partie apicale de l'implant.

5.2.2.2. Les propriétés mécaniques

Après avoir défini la géométrie du modèle mandibulaire, il faut modéliser les caractéristiques mécaniques des tissus biologiques et des pièces prothétiques.

Tous les matériaux non vivants du modèle ont été considérés élastiques isotropes. Les implants sont en alliage de titane Ti6Al4V et les parties mâles des attachements sont en titane grade 4.

La partie femelle est constituée de deux composants : une lamelle en alliage à base d'or (Elitor) vissée dans un logement en titane grade 4.

Comme nous l'avons décrit précédemment dans notre travail, les deux types d'os (cortical et spongieux) ont été considérés uniquement dans la partie symphysaire (FIG.5.16). En effet, c'est dans cette zone que sont placés les implants et la plus grande précision est recherchée.

Certaines études considèrent l'épaisseur de la couche d'os cortical comme constante Heckmann et al.2001 [5.15], d'autres prennent en compte une couche dont l'épaisseur varie selon la partie de la mandibule considérée (Menicucci et al.1998 [5.68], Cruz et al.2003 [5.49]). Dans notre travail, la couche d'os corticale a été supposée d'une épaisseur constante de deux millimètres.

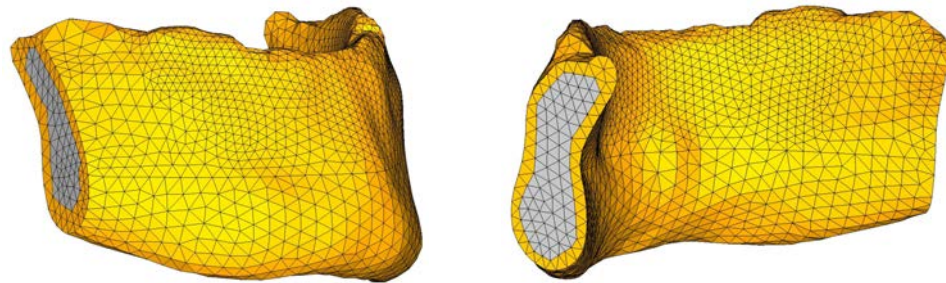


FIG. 5.16 : Vue du maillage des parties spongieuse et corticale de l'os au niveau de la symphyse.

En plus de la difficulté liée à la superposition d'une couche d'os cortical sur une base en os spongieux, un deuxième problème se pose en ce qui concerne l'anisotropie des os, comme expliqué dans le chapitre 3.

La plupart des études considèrent les deux couches osseuses de la mandibule comme élastiques isotropes (Feine et al.2002 [5.1], Oetterli et al.2001 [5.17], Brånemark et al.1985 [5.72], Engquist et al.2005 [5.73]) Les valeurs des modules de Young et de coefficients de Poisson sont alors aisément identifiées dans la littérature.

Cependant, dans leur étude sur la modélisation d'une mandibule dentée, Castaño et al.2002 [5.34] séparent la mandibule en quatre régions et assignent à chaque région des caractéristiques mécaniques différentes qui, de plus, ne sont pas considérées isotropes mais orthotropes.

D'autres données concernant l'anisotropie des os de la mandibule existent dans la littérature (Brånemark et al.1985 [5.72]), O'Mahony et al.2001 [5.74], Natali et al. [5.75]). On peut supposer que la prise en compte des phénomènes d'anisotropie a une influence sur les résultats.

Par ailleurs, les structures vivantes comme les os ou la muqueuse sont souvent décrites comme possédant une réponse viscoélastique (Natali et al. [5.75]) mais au vu du caractère statique de ces études, les auteurs ont pu supposer que la non prise en compte de ce caractère n'aura qu'une répercussion limitée sur les résultats. En effet, ces études portent sur la réponse immédiate à une charge occlusale (réalité de la mastication) et non sur la variation dans le temps de la réponse de la mandibule soumise à une charge constante.

Dans ce travail, nous maintenons la même hypothèse, par conséquent les caractéristiques mécaniques des tissus biologiques sont supposées élastiques. Dans un premier temps, elles sont de plus considérées comme isotropes.

Ces propriétés ont été fixées selon les données de la littérature (Menicucci et al.1998 [5.68], Kawasaki et al.2001 [5.32], Pierrisnard et al.2002 [5.71], Cruz et al.2003 [5.49], Castaño et al.2005 [5.34]) (Tableau 5.1) et celles choisies sont résumées dans le tableau 5.2.

Les propriétés mécaniques de l'os hors de la région symphysaire ont été déduites en faisant la moyenne des propriétés de l'os spongieux et cortical selon les modèles classiques de Voigt [5.76] et de Reuss [5.77] avec des proportions de 60% et de 40% respectivement.

Pour la prothèse, la même démarche fut appliquée avec les caractéristiques mécaniques de la résine et de la porcelaine la constituant.

	Etude de Pierrisnard et al ^[5.71]		Etude de Menicucci et al ^[5.68]		Etude de Cruz et al ^[5.49]		Etude de Kawasaki et al ^[5.32]		Etude de Castaño et al ^[5.34]	
	Module de Young (MPa)	Coefficient De Poisson	Module de Young (MPa)	Coefficient De Poisson	Module de Young (MPa)	Coefficient De Poisson	Module de Young (MPa)	Coefficient De Poisson	Module de Young (MPa)	Coefficient De Poisson
Os spongieux	500 à 2500	0,3	1370	0,3	1370	0,3			320 à 960	0,3
Os cortical	14000	0,3	13700	0,3	13700	0,3	19600	0,3	6900 à 25500	0,15 à 0,47
Muqueuse			1	0,37			0,98	0,3		

Tableau 5.1 : Caractéristiques mécaniques relevées (Pierrisnard et al.2002 [5.71], Menicucci et al.1998 [5.68], Cruz et al.2003 [5.49], Kawasaki et al.2001 [5.32] et Castaño et al.2005 [5.34]).

	Module d'Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Os hors de la symphyse	5142	0,28
Os cortical	11703	0,26
Os spongieux	314	0,29
Muqueuse	1	0,37
Prothèse	4500	0,35
Titane	135000	0,3
Titane Grade 4	114000	0,3
Elitor	97000	0,42

Tableau 5.2 : Caractéristiques mécaniques du modèle.

Ultérieurement, un modèle tenant compte de l'anisotropie de l'os dans la partie symphysaire sera présenté afin d'étudier l'influence de l'anisotropie sur les résultats obtenus.

5.2.2.3. Influence de la modélisation des conditions aux limites

Dans l'étude menée par Pierrisnard et al.2002 [5.71] les conditions aux limites statiques étaient définies par l'application d'une force au sommet de l'implant et les conditions aux limites cinématiques étaient imposées par un encastrement de la section de mandibule étudiée. Kawasaki et al.2001 [5.32] définissent aussi dans leur étude les conditions aux limites statiques par l'application d'une force sur la prothèse en différents points et les conditions aux limites cinématiques par l'encastrement de la demi-mandibule étudiée.

Dans l'étude conduite par Menicucci et al.1998 [5.68] *l'action des muscles* masticateurs était représentée par *deux forces verticales placées sur le dessous* des parties postérieures de la mandibule, l'intensité force du côté non travaillant étant égale aux deux tiers de celle de la force du côté travaillant pour simuler une mastication unilatérale (conditions aux limites statiques). Les trois *translations étaient bloquées* sur l'axe d'articulation de la mandibule, *la rotation était laissée libre* sur ce même axe et le déplacement vertical d'un point situé à l'emplacement de la première molaire inférieure gauche était bloqué (conditions aux limites cinématiques).

Cruz et al.2003 [5.49] dans leur étude, utilisent des conditions aux limites similaires à celles utilisées par Menicucci et al.1998 [5.68] à la différence près que les conditions aux limites statiques sont définies par quatre paires de vecteurs force dont l'intensité et le point d'application reflète l'action des muscles élévateurs de la mandibule.

Dans l'étude de Van Zyl et al.1995 [5.33], les conditions aux limites sont modélisées par *le blocage des nœuds* situés dans les zones d'*insertion musculaire*. Une force nodale est alors appliquée à l'endroit où la présence d'un aliment est simulée.

Enfin, dans l'étude de Castaño et al.2002 [5.34] les conditions aux limites cinématiques ont été définies par la modélisation d'un *disque articulaire* dont le comportement est représenté par la combinaison d'*éléments ressort* et d'*éléments contact placés en parallèle*. Les éléments ressort définissent la raideur du disque et les éléments de type contact son aplatissement maximal. La cavité du disque est également modélisée et est encastrée. Les conditions aux limites cinématiques sur la mandibule sont donc régies par le comportement du disque qui est lui-même contraint par sa cavité. Les conditions aux limites statiques sont définies par différents groupes de vecteurs force représentant chacun un muscle élévateur de la mandibule et ayant chacun une direction anatomique et une distribution dans la région tendineuse réelle du patient.

Dans la plupart de ces études, les auteurs ont donc fortement simplifié les conditions aux limites par rapport aux conditions de chargement réelles. Quelques degrés de liberté sont alors incorrectement considérés, changeant ainsi le comportement global et local de la PACSI.

Deux modèles supplémentaires ont donc été créés afin de reproduire les conditions aux limites imposées dans les études de Van Zyl et al.1995 [5.33] et Menicucci et al.1998 [5.68] présentées auparavant, afin de montrer l'importance de la qualité de la modélisation des conditions aux limites et la différence dans les résultats que cela peut engendrer.

Dans tous les cas, la modélisation géométrique de toutes les pièces et parties anatomiques (hormis muscles, articulation temporo-mandibulaire et aliment) a été conservée.

Nous pouvons remarquer, voir Tableau 5.3, des différences notables *des valeurs des contraintes* dans l'os péri-implantaire et au niveau des implants-piliers boules.

	Modèle de référence	Modèle avec conditions aux limites de Menicucci et al	Modèle avec conditions aux limites de Van Zyl et al
Contrainte principale maximale dans l'os (MPa)	31,16	29,98 erreur : 3,79%	20,97 erreur : 32,70%
Contrainte principale minimale dans l'os (MPa)	-32,65	-26,02 erreur : 20,31%	-18,38 erreur : 43,71%
Contrainte équivalente de Von Mises maximale dans l'implant droit (MPa)	98,33	80,33 erreur : 18,31%	56,42 erreur : 42,62%
Contrainte équivalente de Von Mises maximale dans l'implant droit (MPa)	44,17	30,81 erreur : 30,25%	28,40 erreur : 35,70%

Tableau 5.3 : influence de la modélisation des conditions aux limites.

Les différences significatives montrées ici prouvent l'importance d'une modélisation précise des conditions aux limites.

5.2.2.4. Influence de l'anisotropie

La question de la modélisation de l'os reste un problème fréquent dans les études par éléments finis. En effet, l'os n'est pas un matériau isotrope comme nous avons pu le voir précédemment. D'où, l'intérêt de se demander s'il est réellement important de modéliser son caractère anisotrope.

Pour intégrer l'anisotropie de l'os dans la symphyse, nous avons divisé cette dernière en quatre sections afin d'y attribuer des propriétés anisotropes. Pour chacune de ces zones, un repère local a été choisi pour orienter les propriétés (FIG.5.21). Ceci constitue une approximation importante puisqu'il faudrait, pour bien faire, attribuer une orientation distincte pour chacun des éléments.

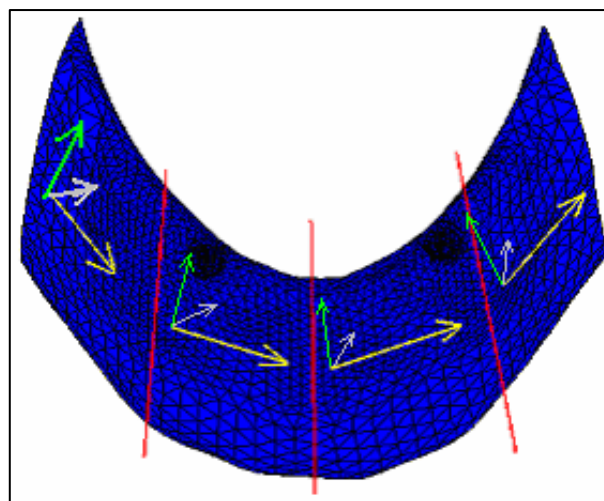


FIG.5.21: Groupements d'éléments (Les marqueurs rouges correspondent aux séparations des groupes d'éléments et les flèches représentent les repères locaux).

Les propriétés orthotropes de l'os utilisées proviennent de l'étude de Castaño et al.2002 [5.34] (Tableau 5.4).

		Modules d'Young (MPa)			Coefficient de Poisson			Modules de cisaillement (MPa)		
		1	2	3	12	23	13	12	23	13
Symphyse	Os cortical	22900	14200	10500	0,19	0,31	0,29	6000	3700	4800
	Os spongieux	960	390	320	0,3	0,3	0,3	170	130	90
Branche mandibulaire	Os cortical	17000	6900	8200	0,31	0,33	0,31	4600	2900	2800
	Os spongieux	960	390	320	0,3	0,3	0,3	170	130	90

Tableau 5.4 : Caractéristiques des tissus osseux d'après Castaño et al.2002 [5.34].

Dans le but de comparer les modèles isotrope et anisotrope, il était important d'avoir des caractéristiques mécaniques équivalentes d'un point de vue énergétique. Ainsi, les propriétés isotropes ont été calculées à partir des valeurs orthotropes pour équivalence en termes d'énergie de déformation (voir chapitre 3, paragraphe 3.2.1. Comportement instantané de l'os) Le module d'Young et le coefficient de Poisson équivalents des tissus osseux dans la région symphysaire ont été calculés en utilisant les formules 3.28 à 3.31 de ce paragraphe Les résultats obtenus sont résumés dans le tableau 5.5:

	E (MPa)	ν
Os cortical	11703	0,26
Os spongieux	314	0,29

Tableau 5.5 : Propriétés isotropes équivalentes des tissus osseux dans la symphyse.

Les propriétés isotropes équivalentes des os dans les branches mandibulaires ont été calculées à partir des données du tableau 5.4 puis moyennées en considérant de nouveau un milieu homogène équivalent constitué de 60% d'os spongieux et 40% d'os cortical.

Ainsi, les propriétés déterminées sont $E = 5142 \text{ MPa}$ et $\nu = 0.28$.

L'étude sur l'anisotropie a été réalisée sur la configuration clinique la plus fréquente : implants au niveau canine, attachements résilients et aliment au niveau de la molaire.

Afin d'étudier l'influence de l'anisotropie, les paramètres dépouillés sont les contraintes et les déformations principales minimales et maximales au niveau de l'os de la symphyse (voir FIG.5.22 à FIG.5.25). A cause des fortes hétérogénéités entre les propriétés mécaniques des tissus biologiques et des implants, les grandeurs analysées ont été dépouillées sans moyennation.

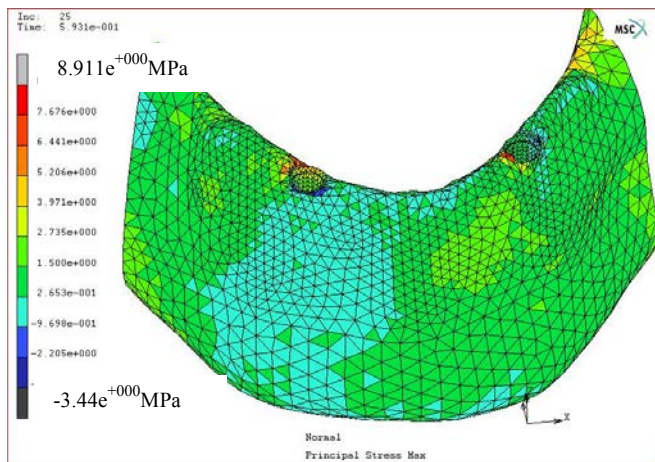


FIG.5.22a : Anisotrope

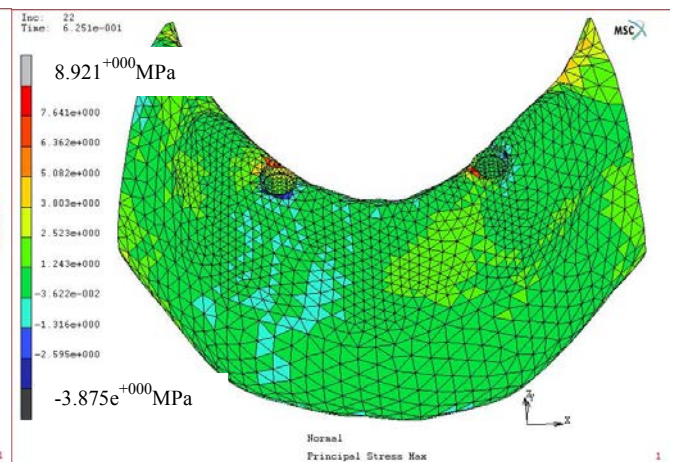


FIG.5.22b : Isotrope

FIG.5.22 : Contrainte Principale Maximale.

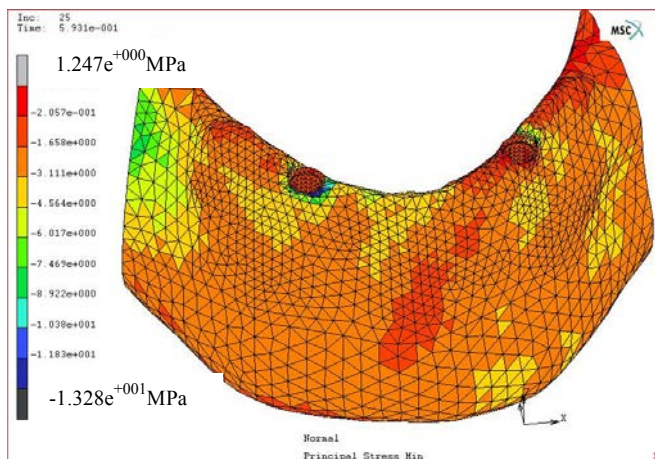


FIG.5.23a : Anisotrope

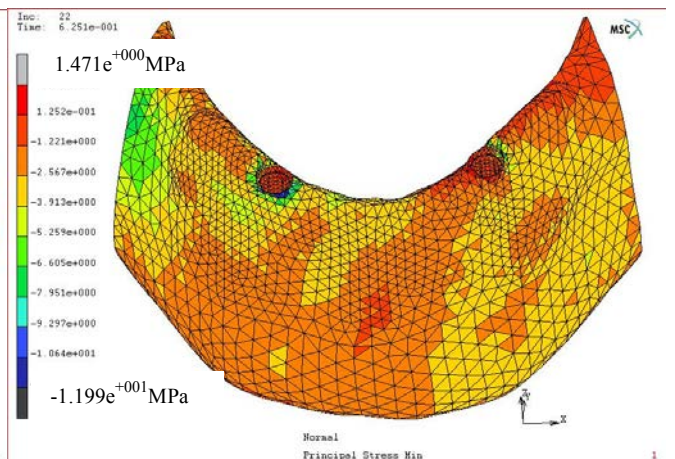


FIG.5.23b : Isotrope

FIG.5.23 : Contrainte Principale Minimale.

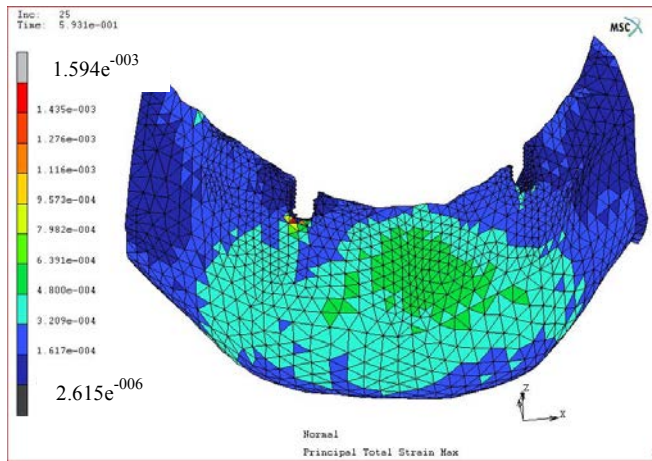


FIG.5.24a : Anisotrope

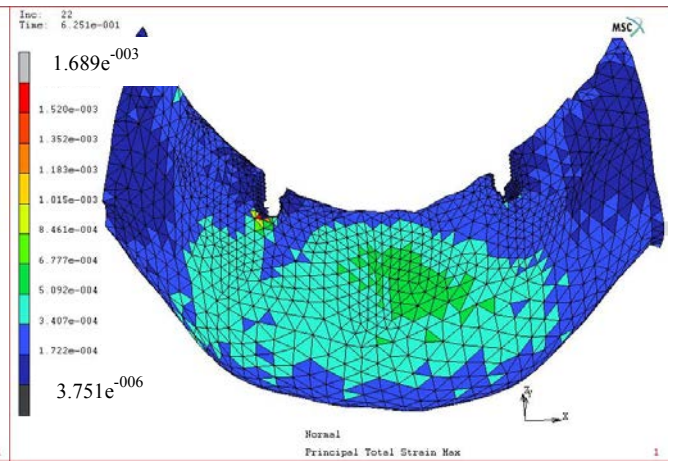


FIG.5.24b : Isotrope

FIG.5.24 : Déformation Principale Maximale (au niveau de l'os spongieux).

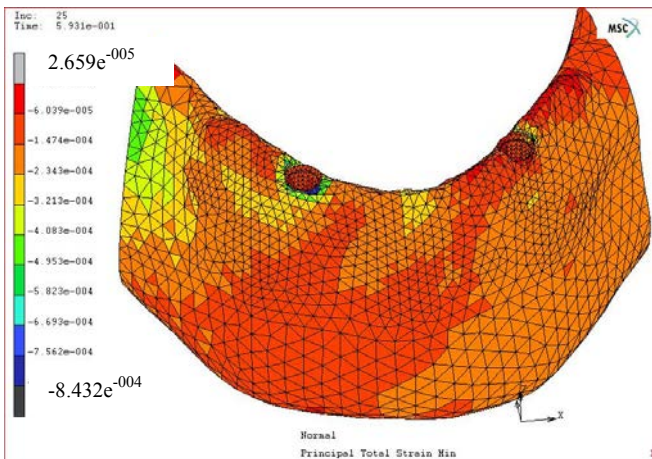


FIG.5.25a : Anisotrope

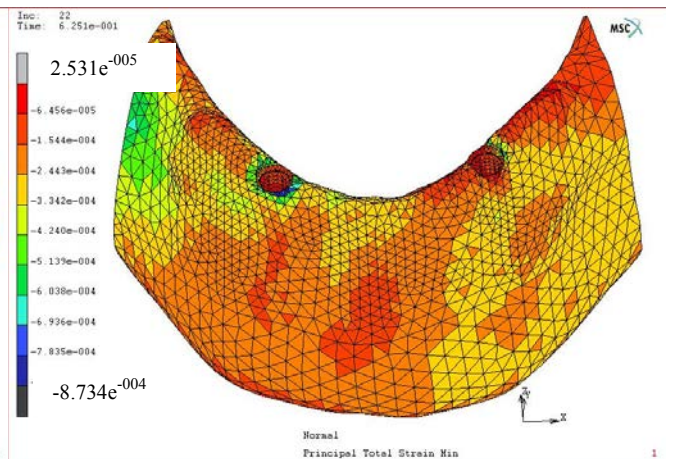


FIG.5.25b : Isotrope

FIG.5.24 : Déformation Principale Minimale.

Le tableau ci-dessous compare les extrema des grandeurs étudiées pour les modèles isotrope équivalent et anisotrope.

	Isotrope	Orthotrope	Ecart - Σ
Contrainte principale maximale (MPa)	8,92	8,91	- 0,1%
Contrainte principale minimale (MPa)	- 12,0	- 13,28	9,6%
Déformation principale maximale	1,69E-03	1,59E-03	- 6,3%
Déformation principale minimale	- 8,73E-04	- 8,43E-04	- 3,6%

Tableau 5.6 : Extrema des contraintes et déformations minimales et maximales au niveau de l'os symphysaire dans le cas : implants au niveau canine, attachements résilients et aliment au niveau de la molaire.

Les écarts visibles ici sont très faibles puisqu'ils se situent entre 0.1 et 9.6% en valeur absolue, Ce qui signifie qu'à priori la prise en compte de l'anisotropie de l'os semble jouer peu de rôle dans le calcul.

L'observation du mouvement global de la prothèse peut également nous fournir des informations sur l'influence de la prise en compte de l'anisotropie au sein de la modélisation. En effet, les propriétés mécaniques influencent la réponse de l'os à une sollicitation donnée. Par conséquent, le transfert de charge entre les implants et l'os s'effectue différemment selon les propriétés considérées ce qui peut induire un comportement global différent de la prothèse soumise à une force de mastication donnée.

Les figures 5.26 et 5.27 illustrent la norme du déplacement ainsi que le déplacement suivant l'axe vertical de la prothèse.

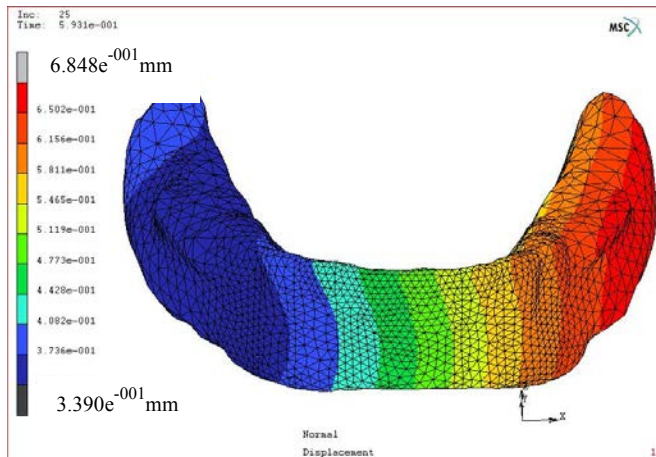


FIG.5.26a : Anisotrope

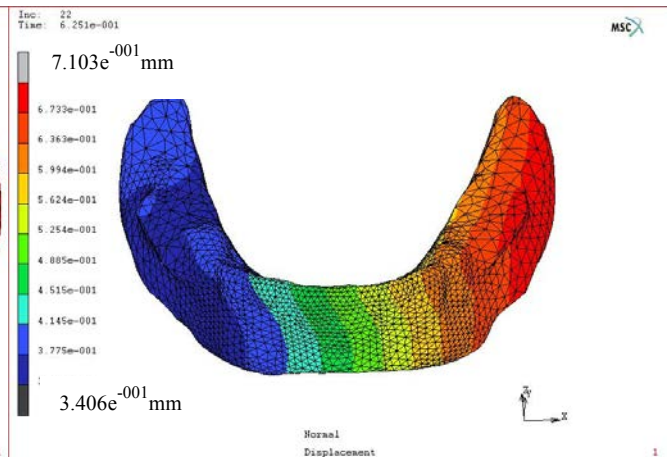


FIG.5.26b : Isotrope

FIG.5.26 : Déplacement de la prothèse.

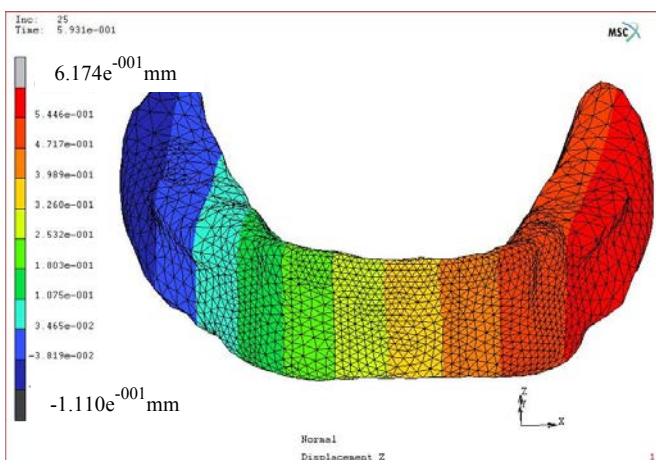


FIG.5.27a : Anisotrope

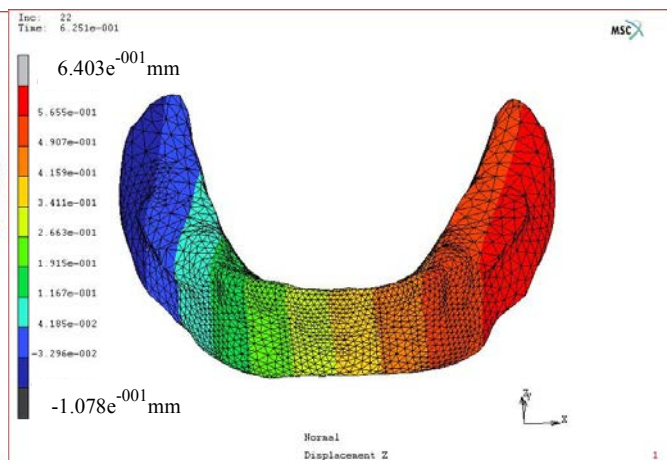


FIG.5.27b : Isotrope

FIG.5.27 : Déplacement de la prothèse selon l'axe Z.

	Isotrope	Orthotrope	Ecart -Σ
<i>Déplacement (mm)</i>	<i>0,340</i>	<i>0,339</i>	<i>- 0,3 %</i>
<i>Déplacement axe Z (mm)</i>	<i>- 0,107</i>	<i>- 0,111</i>	<i>3,6 %</i>

Tableau 5.7: Comportement global de la prothèse dans le cas : implants au niveau Canine, attachements résilients et aliment au niveau de la molaire.

Une fois encore, l'écart observé entre les 2 configurations est extrêmement faible. Nous pouvons donc finalement conclure qu'il n'est pas nécessaire de prendre en compte l'anisotropie au sein de notre modélisation.

Cette conclusion est en contradiction avec les résultats trouvés dans l'étude de O'Mahony et al.2001 [5.74] et Bonnet et al.2007 [5.78] qui obtiennent des résultats très différents lorsque l'anisotropie est intégrée aux modèles numériques. Cependant, l'étude de Bonnet et al.2007 [5.78] diffère radicalement de celle de O'Mahony et al.2001 [5.74]. En effet, dans le travail de O'Mahony et al.2001, seul un implant avait été modélisé et sollicité par une force. Dans celui de Bonnet et al.2007, l'étude portait sur la prothèse implanto-portée sur 4 implants mandibulaire, configuration dans laquelle la totalité des efforts de mastication est transmise à l'os par l'intermédiaire des implants. En revanche, dans notre étude sur la PACSI, près de 80% des efforts transitent par la muqueuse (voir paragraphe 5.3.4). Ceci représente l'un des principaux avantages de la PACSI mandibulaire.

Par conséquent, les zones d'os entourant les implants sont peu sollicitées et les différences liées à la prise en compte de l'anisotropie sont donc très faibles.

Suite au résultat de cette étude sur l'anisotropie et sa faible influence, nous avons décidé de travailler exclusivement dans la suite de notre travail avec un modèle isotrope.

L'étude effectuée sur l'influence des conditions aux limites et de l'anisotropie nous ont permis de définir les modèles définitifs utilisés pour l'ensemble des calculs présentés dans la suite.

5.3. Résultats

5.3.1. Rôle du jeu axial dans un attachement type boule (Daas et al.2007 [5.29])

5.3.1.1. Comportement global de la PACSI

Nous avons étudié des configurations rigides et résilientes avec trois positions différentes de l'aliment : 1^{ère} molaire (M), canine (C) et incisives (I). La même configuration musculaire a été assumée pour la position (M) et (C) (voir paragraphe modélisation action musculaire : masséter 2/3 côté travaillant et 1/3 côté non travaillant) et symétrique pour la position (I).

Les actions musculaires ont été produites afin d'obtenir des forces de réaction sur l'aliment de 100 N pour (M), de 55 N pour (C), et de 40 N pour (I). Ces valeurs ont été choisies selon des données de la littérature (Ogata et Satoh 1995 [5.65], Cruz et al.2003 [5.47]...) et ont été assimilées à la force de mastication.

Ces analyses non linéaires ont été accomplies sur le modèle complet montré dans la figure 5.15, composée de 108781 éléments. Tous les calculs ont été accomplis avec le logiciel MSC/MARC 2005 (MSC Software, Santa Ana, California, USA).

La comparaison entre les configurations rigides et résilientes avec les différentes positions de l'aliment a montré une influence importante du mécanisme de rétention utilisé sur le comportement global de la PACSI. La déformée de la muqueuse et de la PACSI est illustrée dans les figures 5.28 et 5.29 respectivement pour des configurations rigides et résilientes avec un facteur 10 de grossissement de déplacement. Dans tous les cas, nous observons un basculement de la PACSI.

La PACSI, même si elle est stabilisée par les implants, possède néanmoins une certaine liberté de mouvement. Les résultats des calculs rigides montrent que lors d'un chargement musculaire, engendrant une force de contact sur l'aliment, la PACSI subit des déplacements non négligeable sur ses surfaces d'appuis (plus de deux millimètres à certains endroits dans le cas de l'aliment placé au niveau des incisives). Ceci s'explique par la souplesse de la muqueuse et par le fait que les deux attachements boule forment chacun une liaison rotule.

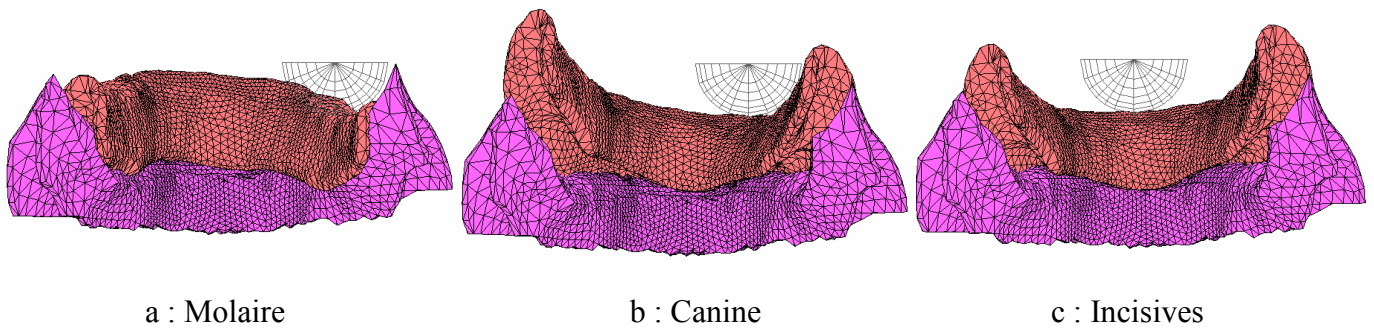


FIG.5.28 : Comportement global de la PACSI avec attachements rigides.
Echelle de déformée : 10.

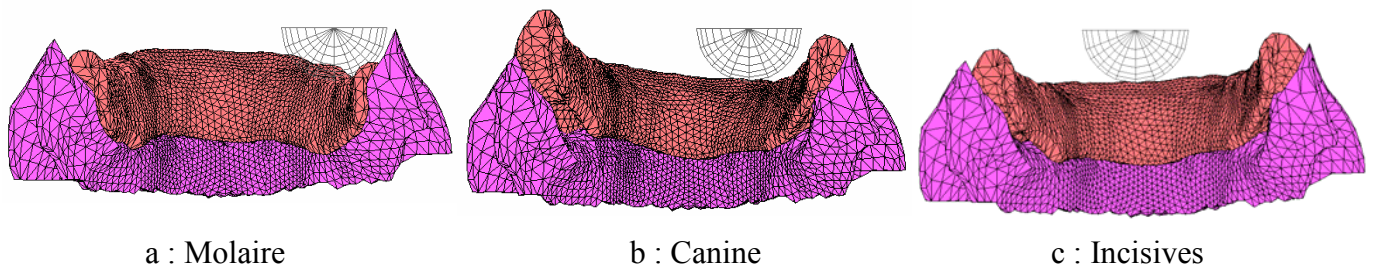


FIG.5.29 : Comportement global de la PACSI avec attachements résilients.
Echelle de déformée : 10.

Pour la position molaire (M), une légère bascule de PACSI autour d'un axe constitué par l'intersection des plans sagittaux et horizontaux a pu être notée. Le côté travaillant (côté de l'aliment) de la PACSI a été décalé vers le bas sous l'action de l'aliment. Ce mouvement a impliqué un soulèvement du côté non travaillant de la PACSI.

Pour la position canine (C), les parties postérieures de la PACSI se soulèvent avec néanmoins un déplacement plus important du côté non travaillant.

Pour ce qui concerne la position incisive (I), un soulèvement approximativement symétrique des deux côtés a été observé. La PACSI semble pivoter autour d'un axe passant par les centres des deux attachements boule.

Dans la configuration résiliente, le mouvement de bascule est moins important pour chaque position de l'aliment (M, C et I) et une translation verticale est ajoutée conduisant à une compression de la surface d'appui muqueuse de la prothèse.

Cette dernière remarque est confirmée par les figures 5.30 et 5.31 où la surface de contact entre la muqueuse et la PACSI est illustrée respectivement pour des configurations rigides et résilientes. Les secteurs foncés correspondent aux zones de contact entre la muqueuse et la PACSI. Nous avons notée une plus grande surface de contact dans la configuration résiliente.

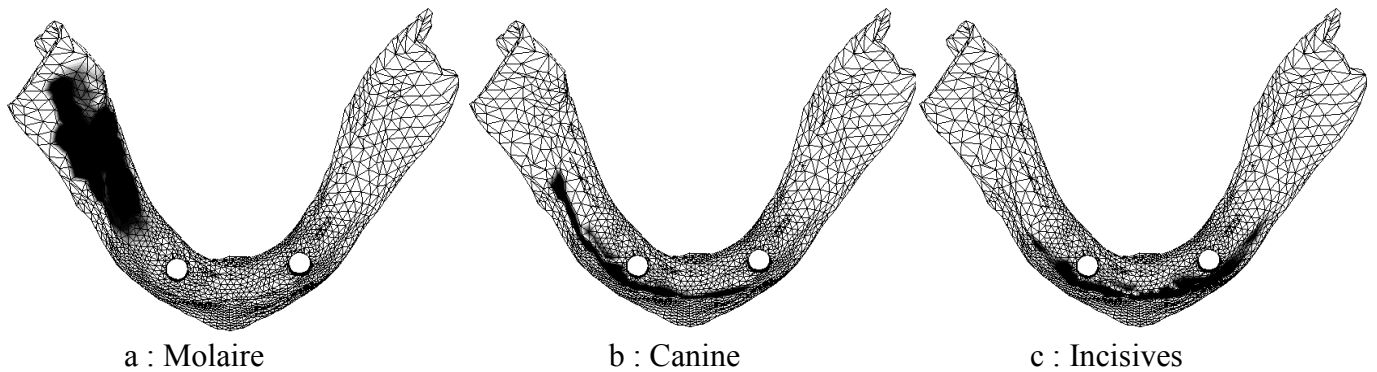


FIG.5.30 : Surface de contact muqueuse-PACSI avec attachements rigides.

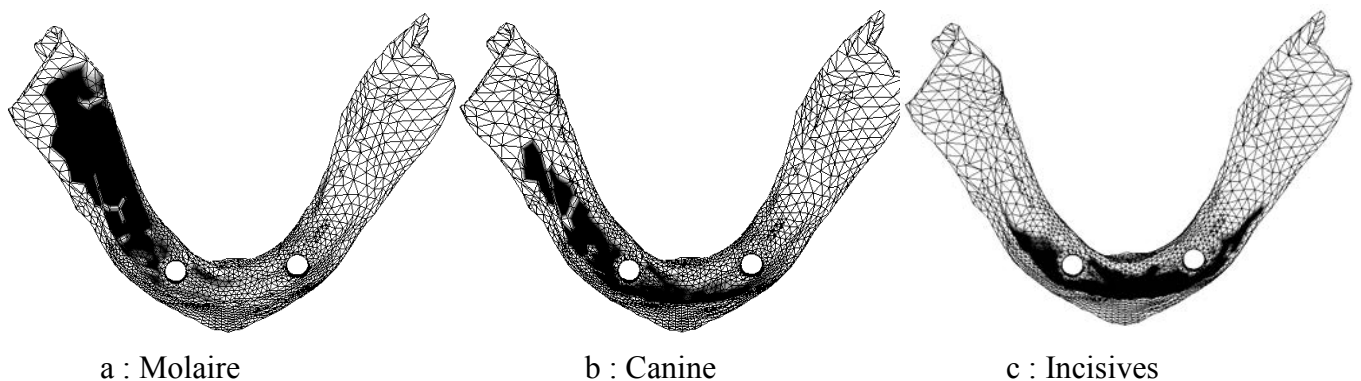


FIG.5.31 : Surface de contact muqueuse-PACSI avec attachements résilients.

Les résultats des figures 5.30 et 5.31 corroborent ceux des déformées (5.28 et 5.29). Dans la position (M), la zone de contact se situe derrière l'implant du côté travaillant, ce qui confirme l'abaissement de cette partie de la prothèse et le soulèvement de l'autre branche.

Dans la position (I), la zone de contact située sur la crête antérieure de la mandibule confirme le soulèvement postérieur de la prothèse.

Enfin, dans la position (C), la zone de contact est située à l'avant et du côté travaillant, ce qui correspond au soulèvement et à un déplacement plus important du côté non travaillant.

Concernant le comportement global de la prothèse, nos analyses ont confirmé le mouvement global de la PACSI pendant la mastication rapportée par les travaux de Mericske-Stern 1998 [5.19]. La configuration résiliente autorise quelques mouvements de la prothèse. Dans une certaine mesure ces mouvements sont dus d'une part à la dépressibilité des surfaces d'appuis muqueuses de la prothèse et d'autre part au jeu articulé entre les parties mâles et femelles des attachements. Cependant, cette remarque doit être modérée car les mouvements de la PACSI sont limités réellement par des contacts occlusaux et par les tissus périphériques qui n'ont pas été pris en considération dans nos simulations.

5.3.1.2. Rôle de la muqueuse dans la transmission de l'effort de mastication

Quelle que soit la position de l'aliment, le jeu vertical change considérablement la manière dont la charge appliquée transite par les implants et les surfaces d'appuis muqueuses de la prothèse. (FIG.5.32).

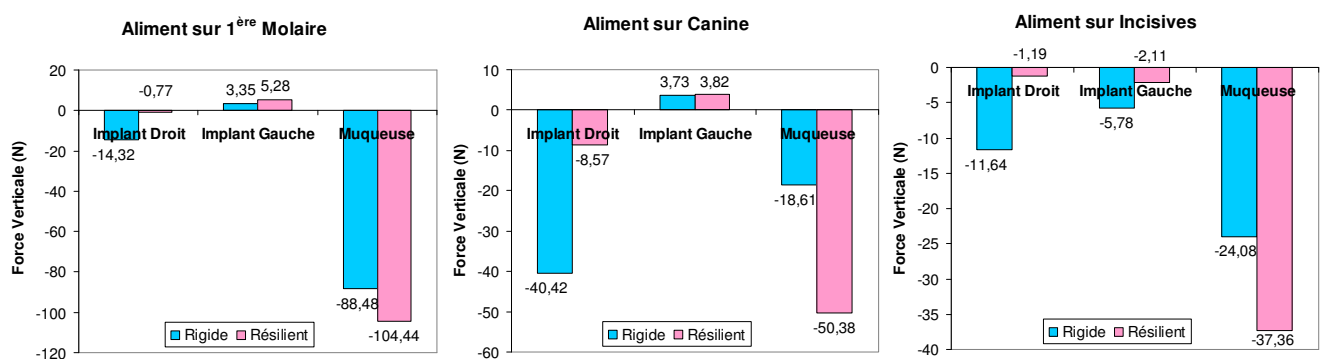


FIG 5.32 : Répartition de la force de mastication entre les implants et la muqueuse pour les trois positions d'aliment.

Dans la configuration rigide, pour les positions (M) et (I), la majeure partie de la charge est supportée par la muqueuse. En revanche, pour la position (C), la partie principale de la charge transite par l'implant du côté travaillant.

Dans la configuration résiliente, quel que soit le positionnement de l'aliment, la proportion de l'effort de mastication supportée par la muqueuse augmente et la majeure partie de la charge transite par la muqueuse.

D'autres auteurs (Heckmann et al.2001 [5.21]) ont déjà rapporté que l'effort sur les surfaces d'appuis muqueux de la prothèse dans la configuration résiliente est plus important que dans le cas rigide. Ceci peut être expliqué dans nos calculs par le fait que l'espacement vertical au niveau de l'attachement résilient retarde le contact axial entre les pièces mâles et femelles. Par conséquent, dans le cas résilient, les implants supportent seulement une faible part de la force de contact.

Par ailleurs, il est généralement supposé que le chargement de la crête alvéolaire au-dessus d'un certain niveau peut mener à son atrophie. La valeur de ce chargement est difficile à mesurer in vivo (Heckmann et al.2001 [5.15]). Dans notre étude, l'amplitude de la charge sur la zone d'appui muqueux sous la prothèse est principalement déterminée par le nombre de degrés de liberté de l'attachement. Dans la configuration rigide, la suppression de la translation conduit à une diminution des forces sur les crêtes alvéolaires postérieures réduisant ainsi la perte de l'os à ce niveau. Néanmoins, pour éviter la résorption osseuse des crêtes alvéolaires, il est également essentiel de réaliser des prothèses dotées d'une bonne sustentation (exploitation maximale des surfaces d'appuis), d'un bon rapport inter-maxillaires et d'une bonne occlusion. C'est alors la configuration résiliente qui permet la meilleure sustentation.

Tous les résultats concernant la répartition de charge entre les implants et les surfaces d'appuis muqueux de la prothèse ont montré l'un des principaux intérêts d'utilisation des PACSI mandibulaires. En effet, dans une configuration classique de mastication, c.-à-d. l'aliment sur la première molaire, l'implant supporte seulement une petite partie de la force de mastication, réduisant ainsi le risque de surcharge.

5.3.2. Influence de la position des implants

La localisation des implants a un grand intérêt pour les chirurgiens-dentistes. En effet, ces implants sont placés dans la majorité des cas au niveau des canines. Cependant, il peut arriver, quelques fois, pour des raisons anatomiques telles que le volume ou la qualité de l'os et/ou pour des raisons prothétiques, que les implants soient déplacés soit vers l'avant (sous les incisives latérales) ou vers l'arrière (sous les prémolaires). Trois configurations ont donc été analysées dans ce travail afin d'apporter des éléments de réponse sur les indications et les conséquences biomécaniques sur l'environnement des implants en fonction de la position des implants. Ces configurations sont illustrées sur la figure 5.33.

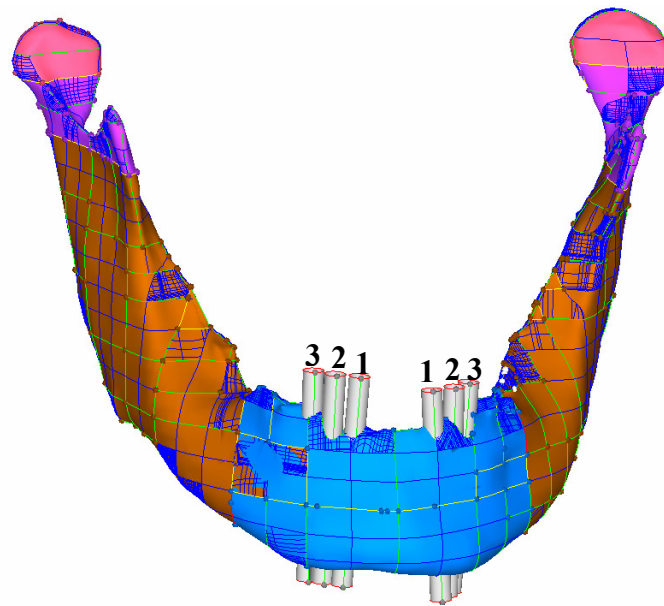


FIG.5.33: Position des implants (1 : incisive, 2 : canine et 3 : prémolaire)

L'ensemble des calculs a été effectué pour un positionnement de l'aliment sur la première molaire avec un effort de mastication de 100N. Les maillages de la zone symphysaire ainsi que des parties utiles des implants ont été modifiés afin d'utiliser des éléments hexaédriques à huit nœuds, plus précis.

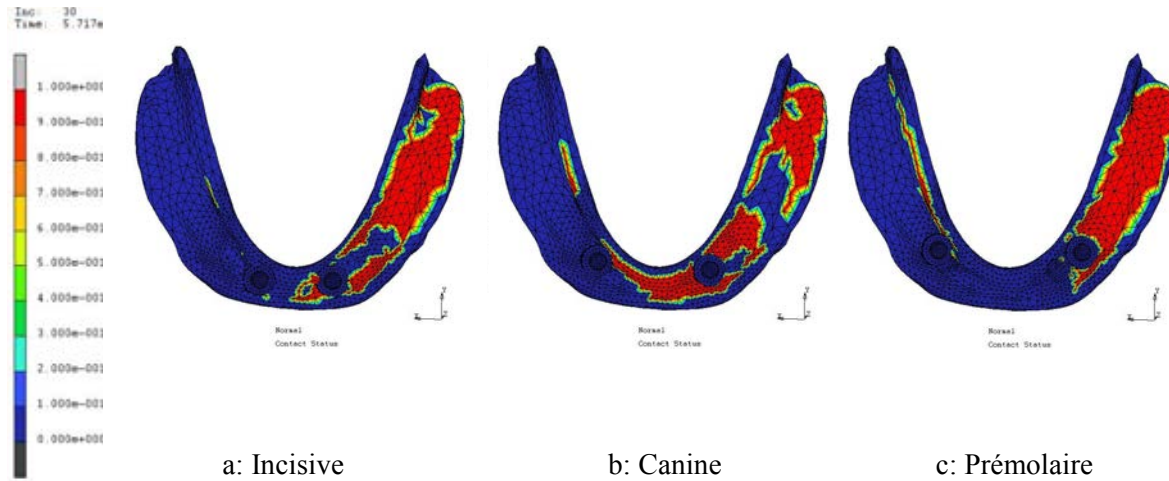
Afin de tenter de conclure sur un positionnement préférable des implants, nous avons observé dans un premier temps les zones de contact intrados prothèse afin d'analyser la prise en charge des surfaces d'appuis ostéo-fibromuqueuses.

5.3.2.1. Zones de contact intrados prothèse

La figure 5.34 montre les zones de contact dans l'intrados de la prothèse. De nouveau, l'objectif recherché pour obtenir une bonne sustentation de la prothèse est d'obtenir la plus grande surface de contact possible.

La position Incisive (1) montre une zone de contact importante au niveau de la crête postérieure du côté du chargement, associé à un faible contact en mésial de l'implant dans la zone antérieure. En revanche, la position Canine (2) montre une répartition de surface de contact au niveau des crêtes postérieure et antérieure, ce qui permettra une meilleure stabilité de la PACSI sur ses surfaces d'appuis et de compenser une éventuelle rotation de la prothèse autour des attachements. Un léger contact est observé également sur la face linguale du côté opposé.

Enfin, la position prémolaire (3) montre une concentration de contact uniquement en regard de la crête postérieure, du côté de chargement, ainsi qu'en regard de la table interne du côté opposé.



. FIG. 5.34 : Zones de contact intrados de la prothèse. Implants en position : a: Incisive, b: Canine, c: Prémolaire.

Pour pouvoir quantifier la part d'effort de mastication transitant par la muqueuse nous avons sommé les valeurs d'efforts en chacun des nœuds des zones de contact afin d'obtenir les résultats présentés dans le tableau 5.8.

	Position Incisive	Position Canine	Position Prémolaire
<i>Force Verticale (N)</i>	- 103	- 106	- 74

Tableau 5.8 : Force verticale (N) au niveau de la fibromuqueuse.

La figure 5.35 récapitule également la part d'efforts transitant par les implants et la muqueuse pour les trois positions des implants.

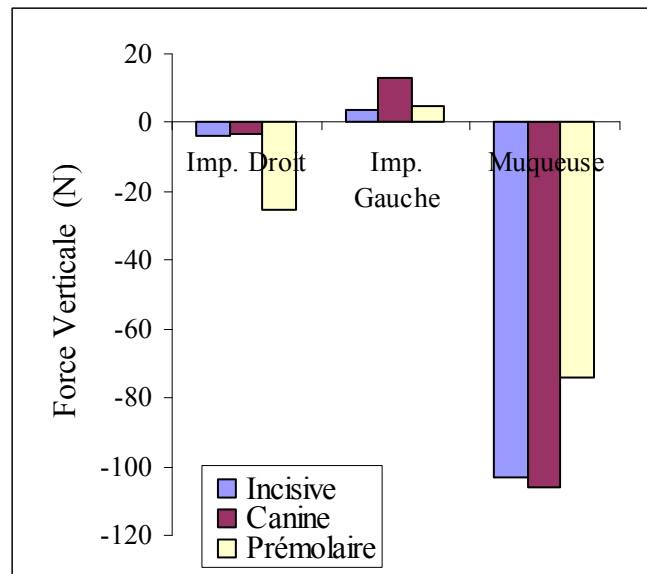


FIG.5.35 : Répartition de l'effort de mastication entre les implants et la muqueuse pour les trois positions des implants.

Il apparaît clairement sur cette figure que la position canine permet une meilleure transmission d'efforts par la muqueuse. En revanche, l'effort transitant par l'implant côté non travaillant (implant gauche) dans cette configuration est plus important.

Cependant, il semble également important de pouvoir étudier l'influence du positionnement des implants sur le comportement de l'os péri-implantaire. Etant donné que l'effort est transmis à l'os par l'intermédiaire des implants, nous avons donc analysé les contraintes au niveau de ces derniers et plus précisément au niveau des attachements.

5.3.2.2. Contraintes au niveau des attachements boules

La figure 5.32 montre bien une prise en charge importante de la muqueuse lors du chargement ainsi qu'une participation des implants droit et gauche à la transmission des efforts. Afin de mieux comprendre la sollicitation subie par ces implants dans les trois situations possibles (1,2,3), nous avons dépouillé la contrainte σ_{xx} , correspondant à l'axe de la sollicitation, dans une section de l'attachement (voir FIG 5.36). L'analyse des contraintes axiales au niveau des implants nous permet bien d'évaluer la contrainte totale transmise à l'os péri-implantaire car nous avons considéré un interface fusionné os-implant.

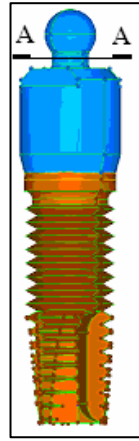


FIG 5.36: Coupe de la section dans l'attache.

5.3.2.2.1. CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'IMPLANT COTE CHARGEMENT (TABLEAU 5.9)

Les résultats de la coupe réalisée au niveau des attachements dans les positions 1,2 et 3 côté travaillant sont illustrés par la figure 5.37.

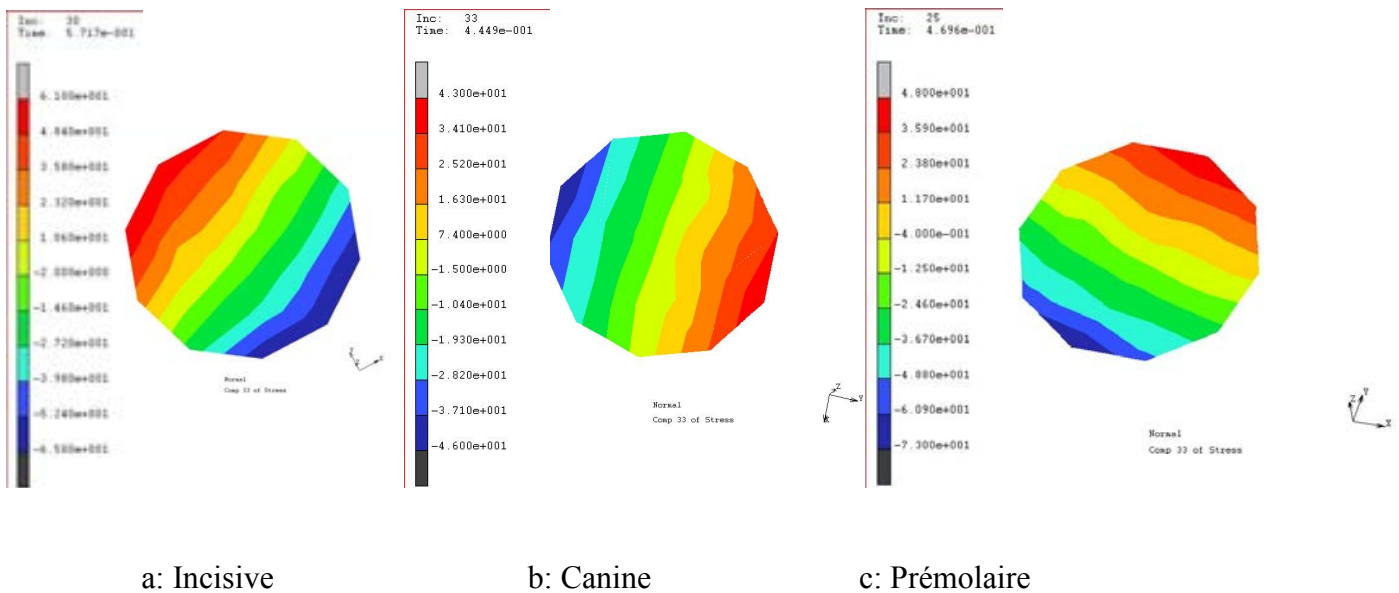


FIG 5.37: Composante zz de la contrainte dans la section de l'attache mâle, côté travaillant avec l'implant au niveau : a (incisive), b (canine) et c (prémolaire).

La présence des contraintes de traction d'un côté et de compression du côté opposé s'explique par une flexion des implants durant l'application de l'effort. Le phénomène de flexion au niveau des implants est observé pour chaque position d'implant mais l'orientation plane de cette flexion change pour chaque configuration.

La contrainte axiale totale σ_t se décompose en une contrainte de flexion σ_f et une contrainte de traction-compression σ_{tc}

$$\sigma_t = \sigma_f + \sigma_{tc}$$

Le tableau 5.9 résume les valeurs de ces différentes composantes en fonction du positionnement des implants. Plusieurs remarques sont à signaler d'après ce tableau :

- La contrainte de flexion dans les positions des implants incisive (1) et prémolaire (3) est presque identique. En revanche elle est plus élevée que celle de la position canine (2).
- Les trois positionnements d'implants conduisent à une contrainte de compression dans l'implant travaillant. Cette contrainte de compression est plus importante dans la position prémolaire (3) que dans les deux autres configurations.
- La contrainte totale est significativement plus faible en position canine que dans les deux autres cas.

Ces observations peuvent être éclaircies par l'analyse des degrés de liberté de la PACSI.

En effet, la rotation autour d'un axe passant par les centres des attachements est possible dans le plan sagittal pour les trois configurations. En revanche, l'amplitude de la rotation dans le plan frontal est fonction de la distance entre les implants. Plus cette distance est faible, plus cette amplitude peut être importante. Par conséquent, la position incisive (1) permet plus de degrés de liberté que les deux autres positions. D'autre part, la contrainte de flexion est proportionnelle à la distance entre le point d'application de la force et l'implant. Ces deux phénomènes étant contradictoires, la contrainte de flexion est donc la plus élevée dans les configurations 1 et 3.

Par contre, l'obtention d'une contrainte de compression plus importante dans la position (3) est justifiée par la proximité de l'implant par rapport à l'aliment.

Implant côté chargement	Incisif	Canine	Prémolaire
Contrainte Flexion (MPa)	63	44,5	60,5
Moment de flexion (Nmm)	25,3	17,8	24,3
Contrainte de Compression (MPa)	-2	-1,5	-12,5
Contrainte totale (MPa)	-65/+61	-46/+43	-73/+48

Tableau 5.9 : Contraintes dans les attachements pour les 3 positions d'implant côté travaillant.

Finalement, la présence d'une contrainte totale plus faible pour le positionnement canine confirme les résultats obtenus dans le paragraphe précédent. En effet cette position d'implant semble être la plus favorable en matière de surface d'appui muqueux et pour minimiser les contraintes transmises à l'os par l'intermédiaire de l'implant.

5.3.2.2.2. CONTRAINTES AU NIVEAU DE L'IMPLANT COTE NON TRAVAILLANT

(TABLEAU 5.10)

Le même dépouillement est réalisé au niveau de l'implant côté non travaillant. Les résultats des coupes dans les positions 1,2 et 3 sont illustrés par la figure 5.38.

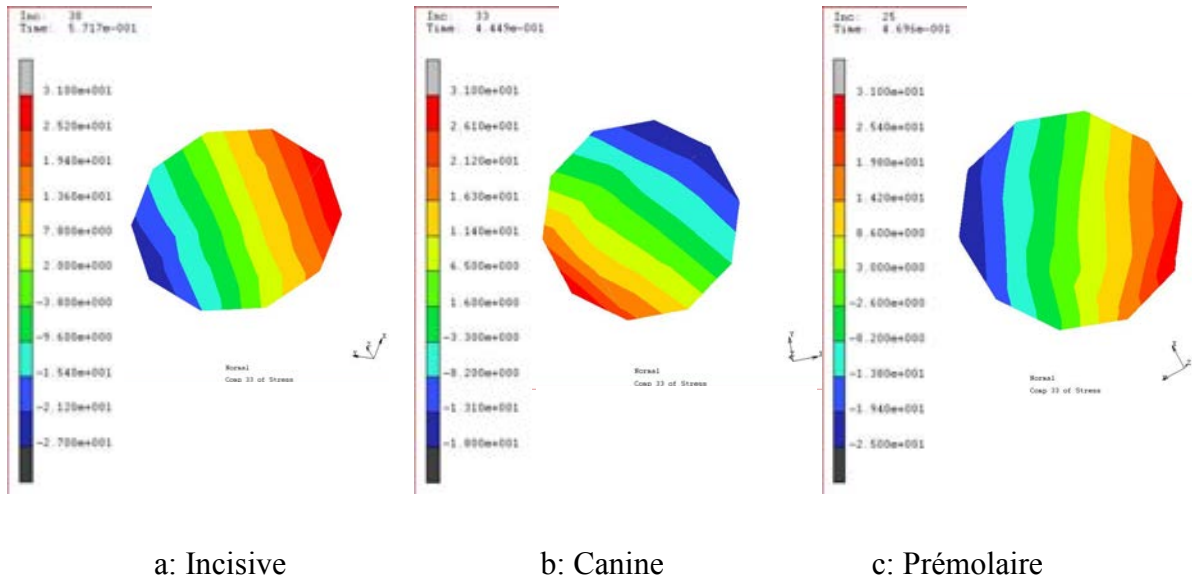


FIG 5.38: Composante zz de la contrainte dans la section de l'attache mâle, côté non travaillant avec l'implant au niveau : a (incisive), b (canine) et c (prémolaire).

De nouveau, le tableau 5.10 résume les résultats à exploiter.

Les trois implants travaillent en traction car un léger soulèvement de la prothèse (compensé ou retenu par les attachements) s'effectue du côté non travaillant. Les contraintes de flexion et de traction sont presque identiques dans les 3 positions et s'avèrent bien plus faibles que celles relevées du côté travaillant. Dans tous les cas, l'étude de l'implant non travaillant ne peut nous amener de renseignement supplémentaire sur le positionnement optimal des implants.

Implant côté non travaillant	Incisive	Canine	Prémolaire
Contrainte Flexion (MPa)	29	24,5	28,5
Moment de flexion (Nmm)	11,6	9,8	11,4
Contrainte de Traction (MPa)	2	6,5	2,5
Contrainte totale (MPa)	-27/31	-18/31	-26/31

Tableau 5.10 : Contraintes dans les attachements pour les 3 positions d'implant côté non travaillant.

Nous pouvons conclure de ces observations que la position de l'implant joue un rôle important dans la manière dont l'os est sollicité et que la position des implants au niveau canine semble être la plus favorable.

La dernière partie de ce travail est consacrée à l'étude de l'interface os-implant. En effet, l'ensemble de nos calculs a été réalisé en considérant une fusion parfaite entre l'implant et l'os environnant mais les résultats obtenus dans le chapitre 4 laissent imaginer que la nature de la modélisation de l'interface peut jouer un rôle significatif sur les champs mécaniques observés dans l'os.

5.3.3. Evolution des contraintes et déformations dans l'interface os-implant durant l'ostéointégration

Nos calculs ont été effectués dans les trois configurations définies plus haut correspondant à la mise en charge immédiate, la guérison et l'ostéointégration. Nous rappelons ici ces configurations :

- une mise en charge immédiate avec un contact entre implant et l'os péri-implantaire,
- un état intermédiaire de guérison avec un contact parfait entre l'implant et l'os péri-implantaire,
- un état ostéointégré avec un contact parfait entre l'implant et une couche de corticale environnante.

Les figures 5.39, 5.40 et 5.41 illustrent respectivement la contrainte et la déformation équivalentes au sens de von Mises pour ces trois configurations au niveau du col de l'implant travaillant. De nouveau le dépouillement a été réalisé sans moyennation. Des échelles identiques ont été retenues pour les trois cas.

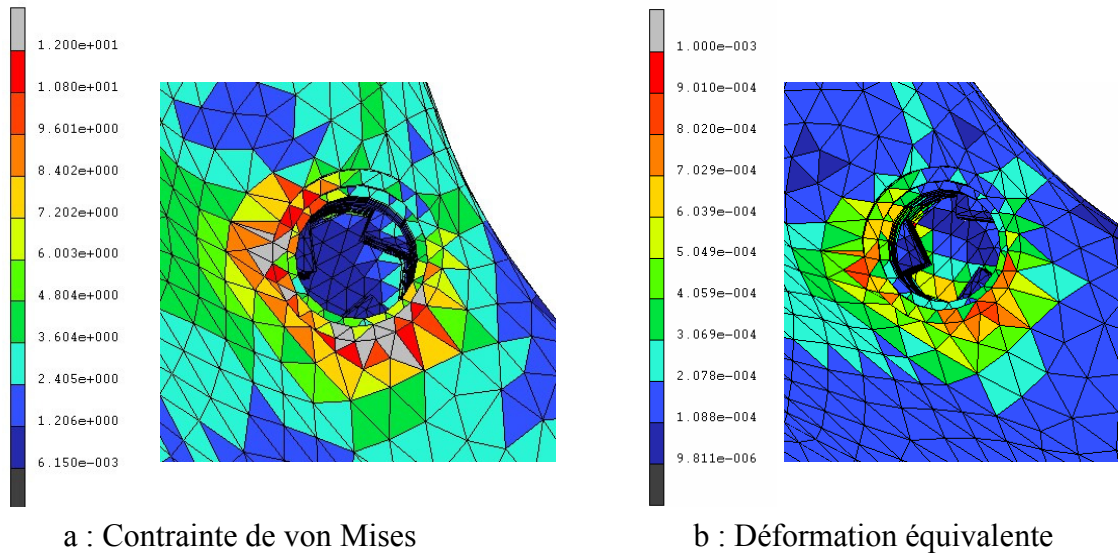


FIG.5.39 : Cas de mise en charge immédiate.

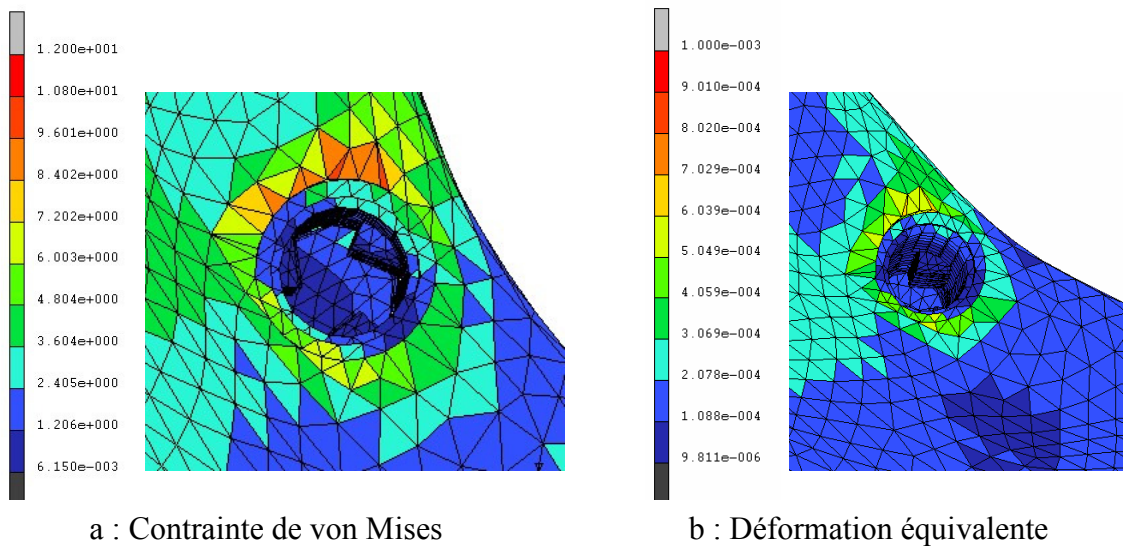


FIG.5.40 : Cas de guérison.

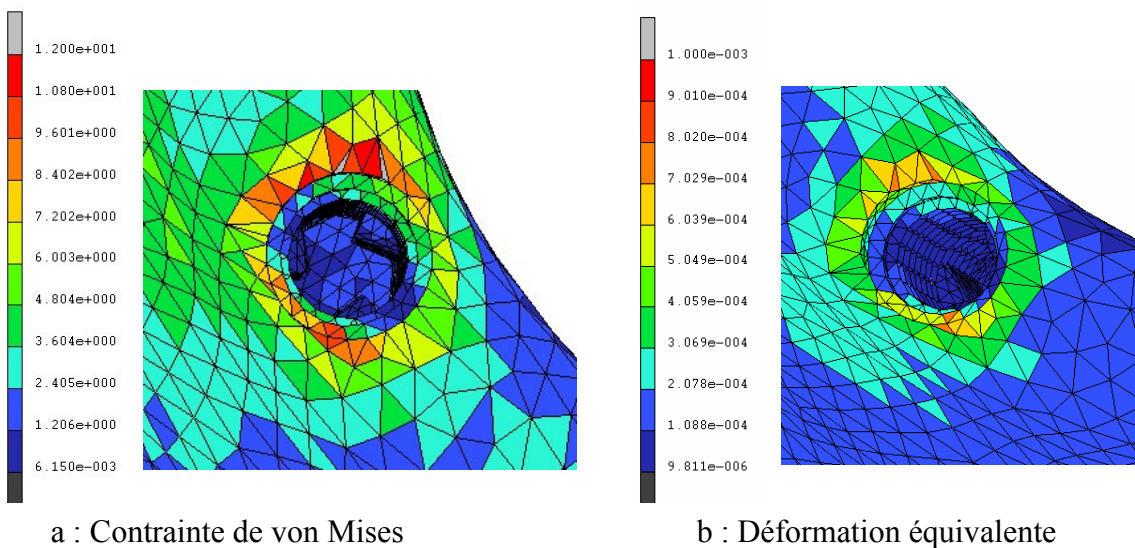


FIG.5.41 : Cas d'ostéointégration.

L'observation de ces figures révèle des variations selon la nature de l'interface os-implant. En effet, la contrainte et la déformation ne se localisent pas de la même manière selon les différents cas.

La configuration de mise en charge immédiate engendre les valeurs les plus élevées. Ceci peut être expliqué par le fait que l'absence de liaison entre l'os et l'implant autorise un basculement plus important de ce dernier. Dans ce cas là, les zones de transfert de force sont alors plus réduites situées uniquement du côté sous compression, ce qui est confirmé par les figures 5.42 à 5.44, où la concentration de contraintes s'opère uniquement dans l'os cortical pour la mise en charge immédiate. Un pic de contrainte d'environ 12 MPa est relevé. Concernant la déformation équivalente, la valeur maximale est de l'ordre de $1.2 \cdot 10^{-3}$. Elle se localise dans la zone apicale de l'implant au niveau de l'os spongieux (voir figure 5.42). Cette valeur maximale est inférieure à la valeur admissible de 0,5% annoncée dans le chapitre 4. Par conséquent, aucun endommagement de l'os n'est attendu.

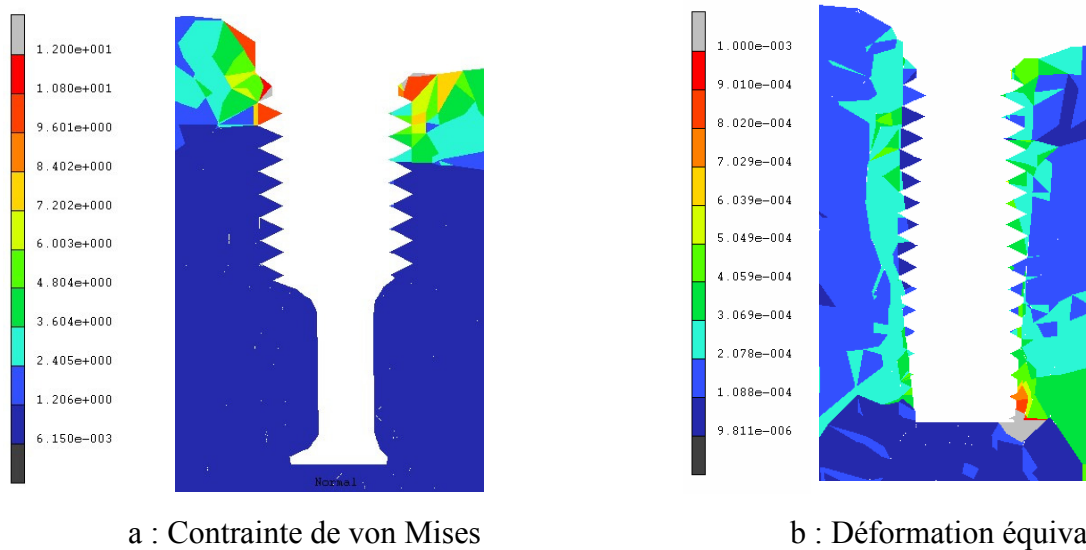
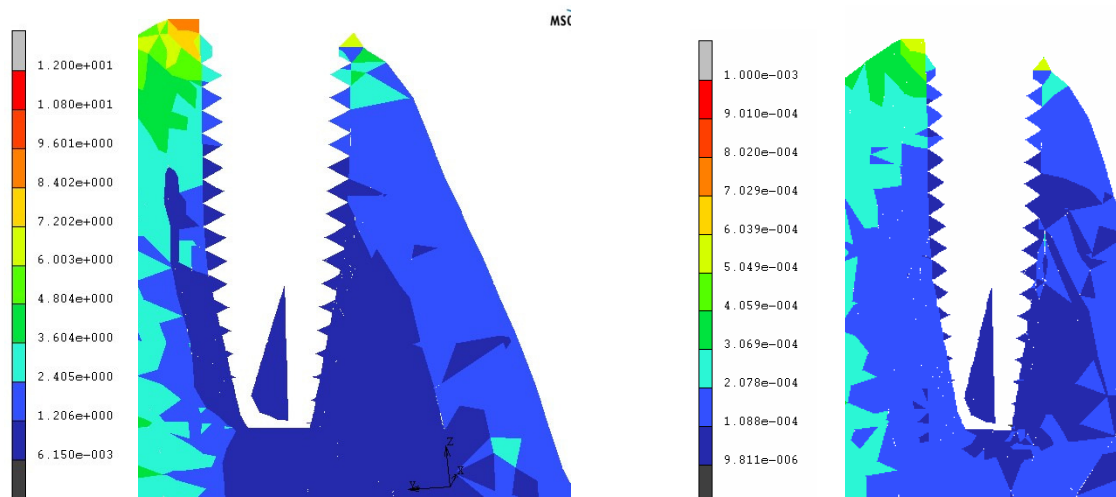


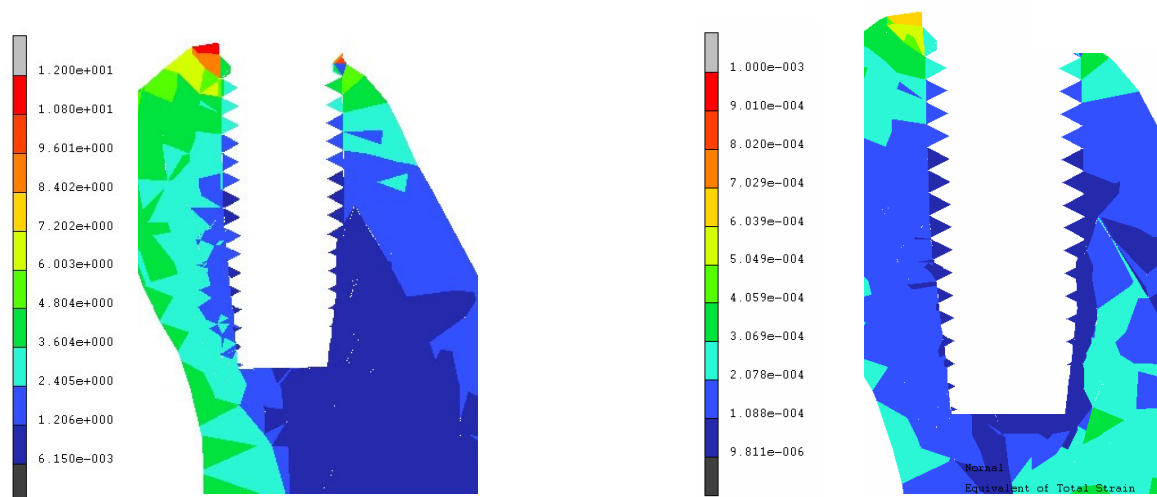
FIG.5.42 : Cas de mise en charge immédiate, coupe passant par la valeur maximale des contrainte et déformation.



a : Contrainte de von Mises

b : Déformation équivalente

FIG.5.43 : Cas de guérison, coupe passant par la valeur maximale des contrainte et déformation.

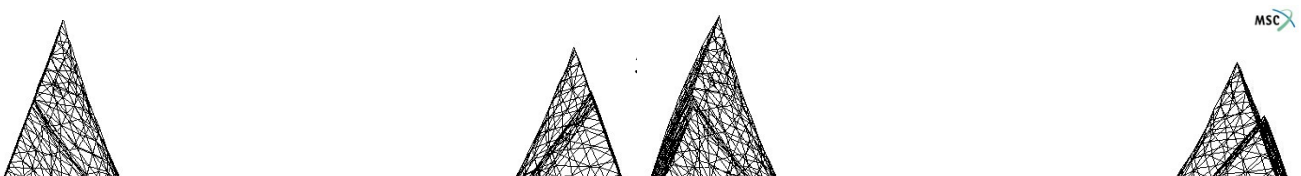


a : Contrainte de von Mises

b : Déformation équivalente

FIG.5.44 : Cas d'ostéointégration, coupe passant par la valeur maximale des contrainte et déformation.

Les plans de coupe (figure 5.45) correspondant aux figures précédentes ont été choisis en fonction de la position des maxima de contrainte et déformation. Nous pouvons noter que ces plans sont identiques pour les cas de guérison et ostéointégré.



Les valeurs maximales de contraintes et déformations associées à leur emplacement respectif sont récapitulées dans le tableau 5.11

	Charge immédiate	Guérison	Ostéointégration
Contrainte Maximale (MPa)	12,5 (cervicale)	9,6 (cervicale)	12 (cervicale)
Déformation Maximale	$1,2 \cdot 10^{-3}$ (apicale)	$7 \cdot 10^{-4}$ (cervicale)	$8 \cdot 10^{-4}$ (cervicale)

Tableau 5.11 : Valeurs maximales de contraintes et déformations de von Mises dans les trois configurations.

Les contraintes maximales sont toutes relevées dans l'os cortical et sont de l'ordre de 12,5 MPa. Il est bien établi que l'endommagement de l'os péri-implantaire se produit quand l'implant est surchargé (voir paragraphe discussion dans le chapitre 4). En pratique, lorsqu'un endommagement est observé, il se localise dans l'os cortical autour du col des implants.

Le niveau de contrainte critique rapporté dans la littérature (Reilly et Burstein 1975 [5.79], Cezayirlioglu et al.1985 [5.80], Cowin et al.1987 [5.81]) est de l'ordre de 100 à 120 MPa. Dans notre étude, le niveau de contrainte relevé est dix fois moins important.

Par conséquent, nous pouvons de nouveau en déduire qu'aucun endommagement ne peut avoir lieu pour la PACSI selon nos calculs, ce qui confirme la conclusion établie précédemment à partir d'un critère en déformation de l'os spongieux.

Cette remarque met l'accent sur l'un des avantages de ce type de solution prothétique, à savoir les faibles sollicitations de l'os péri-implantaire.

Cependant, la nature du critère d'endommagement lui-même ne fait pas l'unanimité dans la communauté scientifique. Les questions restent donc ouvertes à ce sujet aujourd'hui.

Enfin, la comparaison des résultats obtenus dans les cas de guérison et d'ostéointégration est surprenante. En effet, il serait logique d'obtenir des contraintes et déformations plus faibles dans le cas ostéointégré puisque le phénomène d'ostéointégration permet d'optimiser la liaison os-implant et par conséquent de décharger l'ensemble.

Cependant, comme nous l'avons signalé dans la partie modélisation, la géométrie de la mandibule étudiée présente la particularité d'être extrêmement fine dans la partie cervicale. Par conséquent, dans cette zone, plusieurs filets de l'implant sont déjà noyés dans l'os cortical. Les configurations guérison et ostéointégrée sont donc très semblables.

Il nous est cependant difficile de tirer plus de conclusions sur le comportement de l'interface à cause du manque de précision de notre maillage. En effet, même si ce maillage est relativement fin dans l'absolu, il ne l'est pas suffisamment pour décrire correctement un problème aussi local. Le passage en éléments quadratiques n'a pas été réalisé à cause de la taille importante du modèle. En effet, un modèle ayant le même nombre d'éléments (108871) posséderait ainsi 501822 degrés de liberté. Dans le cas d'un calcul non linéaire, ceci conduirait à un temps de simulation prohibitif.

BIBLIOGRAPHIE

5.1- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA et al.

The Mc GILL consensus statement on overdentures. Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Eur J Prosthodont* 2002,10: 95-6.

5.2- Roberts WE, Turley PK, Breznjak N, Fielder PJ.

Implants: Bone physiology and metabolism. *California Dental Ass Journal* 1987,15: 54-61.

5.3- Berglundh T, Abrahamsson I, Lindhe J.

Bone reactions to longstanding functional load at implants: an experimental study in dogs. *J Clin Periodontology* 2005,32: 925-932.

5.4- Takeshita F, Ayukawa Y, Iyama S, Murai K, Suetsugu T.

Long-term evaluation of bone-titanium interface in rat tibiae using light microscopy, transmission electron microscopy, and image processing.

J Biomed Materials Res 1997,37: 235-242.

5.5- Postaire M, Naser B.

Prothèse complète mandibulaire supra-implantaire. Un protocole de réalisation. *Cah Prothèse* 1996,95:7-16.

5.6- Daas M, Rignon-Bret C.

Apports de l'implantologie à la prothèse complète mandibulaire.

Entretiens de Bichat. *Odontologie-Stomatologie*. Paris : L'expansion scientifique 2002:75-82.

5.7- Rignon-Bret C, Rignon-Bret JM.

Prothèse amovible complète, Prothèse immédiate, Prothèses supraradiculaire et implantaire. Paris: editions CDP, 2002.

5.8- Mariani P, Stephan G.

Implants et édentement total. Quel protocole thérapeutique ? *Cah Prothèse* 2002,120:27-36.

5.9- Postaire M, Daas M, Dada K.

Réussir prothèses et implants pour l'édenté complet mandibulaire. Collection Réussir, Quintessence 2006:115p.

5.10- Daas M, Dada K, Postaire M.

Prothèse amovible complète supra-implantaire mandibulaire : critères de succès. Clinica 2006,27:475-484.

5.11- Sadowsky SJ.

Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. J Prosthet Dent 2001,86:468-73.

5.12- Sadowsky SJ, Caputo AA.

Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000,84:327-334.

5.13- Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY.

Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil 2005,32(3):193-205.

5.14- Dudic A, Mericske-Stern R.

Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. Clin Oral Implants Res 2002,4(4):212-219.

5.15- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman MG.

Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res 2001,12:617-623.

5.16- Cune M, Van Kampen F, Van der Bilt A, Bosman F.

Patient Satisfaction and Preference with Magnet, Bar-Clip, and Ball-Socket Retained Mandibular Implant Overdentures: A Cross-over Clinical Trial. Int J Prosthodont 2005,18(2):99-105.

5.17- Oetterli M, Kiener P, Mericske-Stern R.

A Longitudinal Study on Mandibular Implants Supporting an Overdenture: The Influence of Retention Mechanism and Anatomic-Prosthetic Variables on Periimplant Parameters
Int J Prosthodont 2001,14:536-542.

5.18- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G.

Mandibular Implant-Retained Overdenture: A Clinical Trial of Two Anchorage Systems.
Int J Oral Maxillofac Implants 1998,13(6):851-856.

5.19- Mericske-Stern R.

Three-Dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study.
Int J Oral Maxillofac Implants 1998,13:36-43.

5.20- Walton JN, MacEntee ML.

Problems with prostheses on implants : a retrospective study.
J Prosthet Dent 1994,71:283-288.

5.21- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichman MG.

Overdenture Attachment Selection and the Loading of Implant and Denture-Bearing Area. Part 2: A Methodical Study Using Five Types of Attachment. Clin Oral Implant Res 2001,12:640-647.

5.22- Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S.

Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. Int J Prosthodont 2007 Mar-Apr;20(2):193-8.

5.23- Charrier JL.

Anatomie des sites implantaire. Réal Clin 1998,9:7-23.

5.24- Lejoyeux J, Lejoyeux R.

L'implantologie dans le traitement de l'edentation totale. Paris : édition CDP, 1990:248p.

5.25- Postaire M, Rignon-Bret C, Daas M, Renouard F, Rignon-Bret J-M.

Conception des prothèses amovibles complètes supra-implantaires mandibulaires. Réal Clin 2003,14:199-212.

5.26- Pompignoli M, Doukhan JY, Raux D.

Prothèse complète. Clinique et laboratoire. Tomes 1 et 2. Paris: Editions CDP: 1993 et 94.

5.27- Hüe O, Bertereche MV.

Prothèse complète. Réalité clinique. Solutions thérapeutiques. Paris : Quintessence International, 2004.

5.28- Fromentin O.

Critères de choix des systèmes d'attachement en prothèse amovible complète supra-implantaire mandibulaire. Réal Clin 2003,14:161-71.

5.29- Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C.

«A Complete Finite Element Model of a Mandibular Implant-Retained Overdenture with Two Implants: Comparison between Rigid and Resilient Attachment Configurations»
Medical Engineering & Physics 2008, 30(2) : 218-225.

5.30- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC.

Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. Int J Oral Maxillofac Implants 2000,15: 519-526.

5.31- Pierrisnard L, Augereau D, Barquins M.

Analyse Comparative par la Méthode des Eléments Finis des Contraintes Osseuses Induites par des Implants de Géométrie Variée. Implant 2000,6(1):23-33.

5.32- Kawasaki T, Takayama Y, Yamada T, Notani K.

Relationship between the Stress Distribution and the Shape of the Alveolar Residual Ridge – Three-Dimensional Behaviour of a Lower Complete Denture. J Oral Rehabil 2001,28:950-957.

5.33- Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E.

Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses.

Int J Oral Maxillofac Implants 1995,10: 51-57.

5.34- Castaño MC., Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, RoldanS.

Creation of a Three-dimensional Model of the Mandible and the TMJ in Vivo by means of the Finite Element Method. Int J Computerized Dentistry 2002,5:87-99.

5.35- Parr et al.

Clinical and histological observations of failed two stage, titanium alloy basket implants.

Int J Oral Maxillo-fac Implant 1988,3:49-57.

5.36- Lejoyeux J.

Prothèse complète. Paris: Maloine, 4^{ème} édition, 1986, tome1: 577P.

5.37- Kydd WL, Dally CH, Wheeler JB.

The use of ultrasonic thickness measurement in the evaluation of oral soft tissue.

Int Dent J 1971,21:421-429.

5.38- Kydd WL, Dally CH, Wheeler JB.

The thickness measurement of masticatory mucoa in vivo. Int Dent J 1971,21:430-441.

5.39- Hylander WL, Johnson KR.

Relation between masseter EMG and force during mastication in macaques. J Dent Res 1986,65:754-762.

5.40- Hylander WL, Johnson KR.

The relationships between masseter force and masseter electromyogram during mastication in the monkey Macaca Fascicularis. Archs Oral Biol 1989,34:713-722.

5.41- Bouisset S, Maton B.

Muscles, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique.

Paris : Hermann Editeurs des sciences et des arts, 1995 :734p.

5.42- Eriksson PO, Thornell LE.

Histochemical and morphological muscle-fibre characteristics of the human masseter, the pterygoid and the temporal muscles. Archs Oral Biol 1983,28:781-795.

5.43- Vander AJ, Sherman JH, Luciano DS.

Physiologie humaine. Montréal : les éditions de la Chenelière, 3^{ème} édit, 1995 :814 p.

5.44- Manns A, Miralles R, Palazzi C.

EMG bite force and elongation of the masseter muscle under isometric voluntary contractions and variations of vertical dimension. J Prosthet Dent 1979,42:674-682.

5.45- Monod H, Flanrois R.

Physiologie du sport. Bases physiologique des activités physiologiques et sportives. Paris :Maloine, 3^{ème} édit, 1994 :231 p.

5.46- Blanskma NG, Van Eidjen TMG.

Electromyographic heterogeneity in the human Temporalis and Masseter muscles during statis biteing, open /close excursions and chewing. J Dent Res 1986,74:1318-1327.

5.47- Van Eidjen TMG, Klok EM, Weijs WA, Koolstra JH.

Mechanical capabilities of the human jaw muscles studies with a mathematical model. Archs Oral Biol 1988,33:819-826.

5.48- Dahan J.

Troubles d'attitudes mandibulaires. Encycl Méd Chir ,Éditions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris, Odontologie, 1990,23-472-A-10:1-5.

5.49- Cruz M, WassallT, Toledo E.M.,Da Silva Barra L P, De Castro Lemonge AC.

Three-dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cuneiform-Geometry Implant. Int J Oral Maxillofac Implants 2003,1(5):18-28.

5.50- Dahan J.

Perception and malocclusion: an assessment of their interface with oral dysfunction. J Jpn Orthod S 1992 ; 51 : 89-98

5.51- Dahan J.

Occlusal and functional evaluation in adults.

Am J Orthod Dentofac Orthop 1998, 114 : 551-557.

5.52- Kahle W, Leonhardt H, Platzer W.

Anatomie 1. In: C éd Cabrol (Ed.) *Appareil locomoteur*. Paris : Flammarion: 1992; 276-327.

5.53- Nickel JC, McLachlan KR, Smith OM.

Eminence development of the postnatal human temporomandibular joint. J Dent Res 1988 ; 67 : 896-902.

5.54- Azerad J.

Physiologie de la mastication. In: Paris : Masson: 1992; 1-164.

5.55- Palla S.

New knowledge and methods in the diagnosis of functional disorders of the masticatory system. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1986, 96 (S) : 1329-1351.

5.56- Lowe AR.

Neural control of tongue posture. In: A ed Taylor (Ed.) *Neurophysiology of the jaws and teeth*. Houndmills : The MacMillan press: 1990; 322-368.

5.57- Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH.

Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. J Prosthet Dent 1990,63:549-553.

5.58- Tallgreen A.

An electromyographic study of the reponse of certain facial and jaw muscles to loss of teeth and subsequent complete denture treatment. Odont Tidskr 1961,69:383-430.

5.59- Rignon-Bret Ch.

Etude comparative des empreintes sous pression digitale et sous pression occlusale dans les réfections de base en prothèse amovible complète. Thèse Doct en Scien. Paris XI, 2002.

5.60- Bates JF, Stafford GD, Harrison A.

Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. J Oral Rehabil 1976,3(1):57-67.

5.61- Haraldson T, Karlsson U, Carlsson GE.

Bite force and oral function in complete denture wearers.

J Oral Rehabil 1979,6(1):41-8.

5.62- Eriikainen E, Könönen M.

Forces required by complete dentures for penetrating food in simulated function.

J Oral Rehabil 1987,14(6):607-13.

5.63- Meng TR, Rugh JD.

Biting force in overdenture and conventional denture patients. J Dent Res 1983,62:89.

5.64- Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH.

Biting strength and chewing forces in complete denture wearers.

J Prosthet Dent 1990,63(5):549-53.

5.65- Ogata K, Satoh M.

Centre and magnitude of vertical forces in complete denture wearers.

J Oral Rehabil 1995,22(2):113-9.

5.66- Tortopidis D, Lyons MF, Baxendale RH.

Bite force, endurance and masseter muscle fatigue in healthy edentulous subjects and those with TDM. J Oral Rehabil 1999,26:321-328.

5.67- Mericske-Stern R.

L'efficacité masticatoire. Réal Cliniques 2003,14(2):173-185.

5.68- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G.

Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite element Analysis of Two Anchorage Systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998,13(6): 369-376,

5.69- OMS/ADF

Programme International de Recherche de l'OMS sur les Déterminants de la Santé Bucco-Dentaire (ICS-II France) 1996.

5.79- Van Eijden TMGJ, Brugman P, Weijs WA, Oosting J.

Coactivation of jaw muscles: Recruitment order and level as a function of bite force direction and magnitude. J Biomech 1990;23:475-485.

5.71- Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D.

Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17:353-362.

5.72- Brånemark P-I, Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc,1985.

5.73- Engquist B, Astrand P, Anzen B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Karlsson U, Nord PG, Sahlholm S, Svardstrom P.

Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: a 3-year follow-up report of a controlled prospective study of one-stage versus two-stage surgery and early loading. Clin Implant Dent Relat Res 2005;7: 95-104.

5.74- O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P.

Anisotropic Elasticity of Cortical and Cancellous Bone in the Posterior Mandible Increases Peri-Implant Stress and Strain under Oblique Loading. Clin Oral Implant Res 2001;12:648-657.

5.75- Natali AN, Hart R T, Pavan P G, Knets I.

Dental Biomechanics. Odontologie, edited by A. N. NATALI

5.76- Voigt LJ

Über die Bezeichnung zwischen den beidem Elastizitätskonstanten isotroper Körper. Wied Ann 1889;33:573-587.

5.77- Reuss A

Berechnung der Fließgrenze von Mischkristallen auf grund der Plastizitätsbedingung für Einkristalle. Z Angew Math Mech 1929;9:49-58.

5.78- Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P.

Biomechanical analysis of totally edentulous mandible bone supporting a four-implant retained bridge. Preliminary study: elaboration of the finite element model and study of the influence of bone anisotropy.

Soumis pour publication octobre 2007 dans Int J Oral Maxillofac Implants.

5.79- Reilly DT, Burstein AH.

The elastic and ultimate properties of compact bone tissue.

J Biomech 1975.8:393–405.

5.80- Cezayirlioglu H, Bahniuk E, Davy DT, Heiple KG.

Anisotropic behavior of bone under Combined axial force and torque.

J Biomech 1985. 18:61–72.

5.81- Cowin SC, Van Buskirk WC, Ashman RB.

The properties of bone. In Handbook of bioengineering 1987. ed. R Skalak, S Chien, pp. 2.1 2.27. New York: McGraw-Hill.

CONCLUSIONS GENERALES ET PERSPECTIVES

Plusieurs questions se posent encore, d'un point de vue scientifique, sur la nature du comportement immédiat et l'évolution de l'interface os-implant lorsqu'un implant est mis en charge sous une prothèse fixée ou amovible.

Nous avons voulu à travers ce travail de recherche tenter de répondre à certaines de ces questions, notamment celles concernant :

- la possibilité d'une mise en charge immédiate des implants dentaires,
- le remodelage osseux péri-implantaire permettant d'assurer l'ostéointégration,
- l'influence des paramètres prothétiques d'une prothèse amovible complète supra-implantaire (PACSI) mandibulaire sur l'implant et son environnement.

Devant les avantages et la fiabilité des études biomécaniques par éléments finis, nous avons analysé les divers objectifs cités ci-dessus grâce à la conception de deux modèles numériques maxillaire et mandibulaire, tout en portant une attention particulière au maillage, à la modélisation et au comportement des différents matériaux, à la gestion de contacts et enfin aux conditions aux limites de ces modèles numériques :

- un modèle numérique maxillaire, avec l'utilisation d'un pilier implantaire angulé placé sur un implant au niveau d'une incisive latérale, nous a permis d'étudier la possibilité d'une mise en charge immédiate, le remodelage osseux autour d'un implant en fonction du temps et d'analyser le chargement que nous pouvons appliquer sur cet implant sans détériorer l'os environnant.
- un modèle numérique mandibulaire, avec la mise en place des attachements boules sur deux implants dans la région symphysaire et une PACSI, nous a permis d'étudier d'une part l'influence des différents paramètres prothétiques d'une PACSI sur l'environnement des implants et d'autre part l'évolution des champs mécaniques dans l'interface os-implant durant les différentes étapes du processus d'ostéointégration : mise en charge immédiate, guérison et ostéointégration.

Dans les limites de ce travail de recherche, diverses conclusions ont pu être tirées :

⇒ **Concernant le modèle maxillaire**, l'utilisation d'une loi de remodelage appliquée à l'os péri-implantaire sur une couche d'un millimètre d'épaisseur nous a permis d'étudier l'évolution de la densité osseuse sur une période d'ostéointégration donnée de 26 mois. Un concept de chargement de sécurité, correspondant à la préservation de l'intégrité osseuse, a été introduit afin de quantifier l'effort maximal pouvant être appliqué à l'implant entre sa première mise en charge et son état ostéointégré. Durant la période simulée, cet effort a évolué de 44N à 160N.

⇒ **Concernant le modèle mandibulaire**, une étude préliminaire a permis d'identifier les masséters comme étant les muscles qui fournissent la majeure partie de la force d'écrasement de l'aliment pendant la mastication. Environ deux tiers de la force sont produits par le côté travaillant.

Le caractère anisotrope de l'os, étudié dans ce modèle, a permis de fournir des informations concernant l'influence des propriétés mécaniques sur la réponse osseuse à une sollicitation donnée. Un très faible écart a été observé entre les résultats des modèles isotropes et anisotropes, nous incitant à effectuer l'intégralité de nos calculs dans une configuration isotrope. Ce faible écart peut être expliqué par le fait qu'environ 80% des efforts de mastication transitent par la muqueuse dans le cas de la PACSI. Par conséquent, les zones d'os entourant les implants sont peu sollicitées et les différences liées à la prise en compte de l'anisotropie sont donc très faibles.

De même, une comparaison du comportement global de la PACSI mandibulaire avec des attachements dits « résilients » ou « rigides » a été effectuée. Un mouvement de bascule moins important de la PACSI accompagné d'une translation verticale a été observé dans le cas « résilient » quelque soit la position de l'aliment.

Une analyse de la répartition de l'effort de mastication entre la muqueuse et les implants a révélé qu'une grande part de cet effort transitait par la muqueuse. Cette conclusion a été vérifiée à la fois avec les attachements de type « rigides » et « résilients » avec une proportion plus élevée dans ce dernier cas.

L'influence de la position des implants sous une PACSI a pu également être analysée. En effet, une simulation de la position des deux implants au niveau incisif, canine et prémolaire a permis de déterminer la position la plus favorable des implants pour leur environnement. Les calculs ont montré que la position des implants au niveau des canines répond au mieux aux objectifs recherchés en PACSI, c'est-à-dire d'une meilleure prise en charge de l'effort de mastication par les surfaces d'appuis ostéo-muqueuses et des contraintes transmises à l'os péri-implantaire moins importantes.

Enfin, l'étude de l'évolution des champs mécaniques dans l'interface os-implant durant les différentes étapes du processus d'ostéointégration a révélé des valeurs de contrainte et déformation équivalente maximales dans la configuration de mise en charge immédiate.

Ceci a pu être expliqué par le fait que l'absence de liaison entre l'os et l'implant autorise un basculement plus important de ce dernier. En effet, une concentration de contraintes s'opère uniquement dans l'os cortical autour du col de l'implant et la déformation équivalente se localise dans sa zone apicale au niveau de l'os spongieux.

La comparaison des résultats obtenus dans les cas de guérison et d'ostéointégration a révélé certaines limites de notre modèle. En effet, un maillage plus fin dans la région péri-implantaire serait nécessaire pour pouvoir étudier avec précision l'interface os-implant.

En revanche, notre modèle reste performant par la reproduction du comportement global de la PACSI mandibulaire et l'influence de différents paramètres prothétiques de cette prothèse sur l'environnement des implants, ce qui constituait l'un de nos principaux objectifs initiaux.

En parallèle à ce travail de thèse, une prothèse complète implanto-portée sur quatre implants a été modélisée et intégrée à notre modèle numérique mandibulaire. Ceci nous a permis d'effectuer d'une part une comparaison sur l'intérêt de la prise en compte de l'anisotropie dans ces deux modèles numériques et d'autre part d'apporter des éléments de réponse sur le comportement biomécanique des implants angulés et des armatures en titane.

Sur le plan professionnel, ce travail de recherche dirigé au sein d'une école d'ingénieurs m'a permis d'avoir un échange riche, constructif, et d'acquérir des connaissances scientifiques appliquées à l'odontologie. Cette expérience nous a apporté des éléments de réponse à des questions posées sur certaines applications cliniques que nous réalisons jusque là à partir de notre sens clinique.

Ainsi nous avons pu confirmer que le processus de mise en charge immédiate est tout à fait envisageable sans mettre en péril le patient tout en posant les bonnes indications, i.e. une alimentation molle et une charge occlusale réduite pendant les premiers mois du processus d'ostéointégration.

Dans le traitement de l'édenté complet mandibulaire par une PACSI avec des dispositifs d'attachements type boule, les résultats fournis par ce travail de simulation confortent notre choix du site implantaire au niveau des canines chaque fois que la situation clinique le permet. De même, la polémique concernant le type de liaison au niveau du dispositif d'attachements « résilient » ou « rigide » est alimentée par des éléments objectifs en faveur de la configuration « résiliente ».

D'autres dispositifs d'attachements tels qu'une barre reliant deux implants pourront être étudiés ultérieurement avec le même modèle.

Cette richesse d'informations n'a pu être acquise que grâce à une étroite collaboration entre deux spécialités a priori totalement indépendantes, odontologistes et mécaniciens, mais qui ne peuvent être en réalité que complémentaires.

Des grandes améliorations de nos protocoles de traitement peuvent être envisagées.

En effet, un projet de recherche clinique a été déposé auprès de l'assistance publique-hôpitaux de Paris afin d'étudier la faisabilité de la mise en charge immédiate d'une prothèse implanto-portée mandibulaire sur trois implants. Ce projet de recherche sera accompagné d'une étude numérique variant : la position, l'orientation angulaire, les extensions distales et enfin la nature du concept occlusal.

La qualité de notre modèle mandibulaire nous permettra de compléter les informations obtenues par les observations cliniques. Ceci nous permettra également de valider et d'affiner notre modèle numérique car en effet, seuls les essais cliniques constituent des preuves reconnues unanimement par la communauté scientifique. Cependant, un effort supplémentaire devrait être fourni sur le plan de la modélisation de l'interface os-implant.

En définitive, nous devons garder à l'esprit que l'ensemble de ces travaux de recherche est destiné à une amélioration permanente et continue de la qualité des traitements envers nos patients édentés qui vivent un handicap physique, psychique et social.