



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEINGNEMENT SUPERIEURE

ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

Université De Sidi Bel Abbes

Faculté des sciences de l'ingénieur

Département de génie mécanique

Mémoire de Magister

Spécialité : Génie Mécanique

Option : Mécanique des solides et des structures

Présentée

Par :

Mr. BENKHEIRA Ameur

Thème:

Effet de l'écrasement des aliments durs sur la distribution des contraintes dans les implants dentaires

Soutenue: Novembre 2012 devant la commission d'examen :

Président	Mr. T. Achour	MCA	UDL Sidi Bel Abbés
Examinateur	Mr. B. Bachir Bouiadjra	Pr	UDL Sidi Bel Abbés
Examinateur	Mr. B. Boutabout	Pr	UDL Sidi Bel Abbés
Examinateur	Mr. S. Benbarek	MCA	UDL Sidi Bel Abbés
Encadreur	Mr. M. Belhouari	Pr	UDL Sidi Bel Abbés

Intitulé du sujet : Effet des écrasements des aliments durs sur la distribution des contraintes dans un implant dentaire

Résumé :

Les implants dentaires ont été étudiés et utilisés pour le remplacement des dents manquantes. Il est bien connu que le succès d'une implantation dentaire dépend fortement de la stabilité initiale de l'implant et de son ostéointégration à long terme dû à la distribution optimale des contraintes mécaniques dans l'os environnant. C'est pour cette raison que la recherche de solutions raisonnables permettant de réduire ces contraintes est devenue un axe de recherche très important. Notre étude consiste à analyser par la méthode des éléments finis tridimensionnelle l'effet de l'écrasement des aliments durs sur la distribution des contraintes dans les différentes composantes de la prothèse dentaires en particulier à l'interface os - implants. Ces calculs permettent d'une part de déterminer la résistance de chaque composante de l'implant et d'analyser les effets bénéfiques de la barrière de contraintes en élastomère sur la durabilité de l'implant. D'autre part d'estimer le risque d'endommagement qui pourra être fatal pour le patient. Les effets des surcharges (dûs à la massification ou à des accidents) sur la distribution des contraintes dans les différents composants de l'implant avec et sans élastomère seront aussi analysés.

Mots clés : Implant dentaire ; Os ; Interface ; Eléments finis ; Charge ; Contraintes

عنوان الموضوع: تأثير سحق الأطعمة الصلبة على توزيع الإجهاد في زرع سني

ملخص

لقد تمت دراسة زرع الأسنان لتستخدم محل الأسنان المفقودة. ومن المعروف جيدا أن نجاح الزرع السني يعتمد بشدة على الاستقرار الأولي للزرع ومدة إندماجه العظمى طويلة المدى بسبب التوزيع الأمثل للإجهادات الميكانيكية في العظام المحيطة بها. ولهذا السبب، فإن البحث عن حلول معقولة للإنقاص من هذه الإجهادات أصبحت محور بحث هام جدا. در استنا تهدف إلى تحليل بطريقة العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد تأثير سحق الأطعمة الصلبة على توزيع الإجهادات في مختلف مكونات طقم الأسنان خاصة في تماس العظام – الزروع . تسمح هذه الحسابات من ناحية بتحديد مقاومة كل عنصر من عناصر عملية الزرع وتحليل الآثار المفيدة لحاجز الاجهادات المطاطي على ديمومة الزرع. من ناحية أخرى، لتقدير خطر الضرر الذي يمكن أن يكون محيريا بالنسبة للمريض. كما أن آثار الحمولة الزائدة (بسبب التكتل أو الحوادث)على توزيع الإجهادات في مختلف عناصر عملية الزرع مع وبدون المطاط الصناعي سيتم أيضا تحليها

كلمات البحث: زرع سني؛ العظام؛ واجهة (تماس)؛ العناصر المنتهية، حمولة، إجهادات.

REMERCIEMENTS

Louange à Dieu avant tout

J'exprime mes profonds remerciements à Monsieur Pr **Mohamed Belhouari**, encadreur de ce mémoire, pour son aide précieuse, sa confiance, sa patience et son soutien favorable pour l'aboutissement de ce travail. Et je remercie chaleureusement Pr **Belabbès Bachir Bouiadjra** pour sa patience et ses encouragements ses conseils fructueux qu'il n'a cessé de me prodiguer.

Ce travail a été réalisé au sein du Laboratoire Mécanique Physique des matériaux (L.M.P.M) au niveau du département de mécanique de l'Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès. Il entre dans le cadre du projet PNR ' Comportement mécanique des biomatériaux utilisés en chirurgie dentaire'.

Je remercie vivement **Mr. T. Achour** maître de conférences, à l'université Sidi Bel Abbès pour l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de présider le jury de ce travail.

J'adresse mon remerciement à **Mr.B. Bachir Bouiadjra**, Professeur à l'université Sidi Bel Abbès, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

J'exprime ma gratitude à Mr.B.Boutabout, Professeur au Universitaire de Sidi Bel Abbès, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Je remercie également **Mr. S. Benbarek** maître de conférences, à l'université Sidi Bel Abbès, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Je voudrais exprimer ma gratitude à monsieur **Gasmi Sadek**, pour ses directives et pour son soutien.

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué de manière directe ou indirecte, de loin ou de près, à l'aboutissement de ce travail.

Sans oublier de remercier vivement tous les enseignants du département mécanique qui ont contribué à la formation.

Je dédie ce travail à ma chère mère et mon cher père A mes sœurs et frères A toute la famille A tous mes amis et collègues

SOMMAIRE

Introduction	générale 1
miloudellon	Bonoraio

Chapitre I: Structure de l'os humain

1. Introduction	3
2. Tissu osseux	4
2. 1. Différentes cellules du tissu osseux	5
2. 2. Matrice extracellulaire (MEC)	5
2. 3. Remodelage osseux	6
2.3.1. Relation entre la densité et le module d'Young	9
2.3.2. Notion de stimulus	9
3. Caractérisation mécanique de l'os	10
3.1. Essai de compression	11
3.2. Essai de traction	11
3.3. Essai de cisaillement	12
3.4. Essai de flexion	12
3.5. Caractérisation ultra-sonore - Microscopie acoustique	13
3.6. Nano Indentation	15
3.7. Essai de fatigue	17
3.8. Interprétation des résultats en fonction de l'essai mécanique	17
4. Structure et mécanique du système masticatoire	18
4.1. Os temporal	19
4.2. Mandibule	20
5. Physiologie de l'articulation temporo-mandibulaire	21
6. Action physiologique des muscles masticateurs	23
6.1 Muscles élévateurs	23
6.2. Muscles abaisseurs	25

7. Anatomie générale de la dent	
7.1. Anatomie générale	26
8. Forces et mouvements dentaires	
8.1. Différents types de forces	29
8.1.1 Forces fonctionnelles	29
8.1.2. Forces pathologiques	
8.2. Intensité des forces occlusales	

Chapitre II: Les implants dentaires

1. Historique	34
2. Implantologie	
2.1. Description d'un implant dentaire	35
2. 2. Avantages des implants dentaires	35
2.3. Description des différents types d'implants	
2.3.1. Implant supra-osseux	36
2.3. 2. Implant trans-osseux antérieur mandibulaire	
2.3. 3. Implant endo-osseux	
2.3. 3.1. Implant Bränemark	
2.3. 3.2. Diskimplant	
2.3.3.3. Implant I.M.Z.	
2.3.3.4. Autres types d'implants	40
3. Choix du type d'implant	41
3.1. Différents paramètres implantaires	41
3.2. Matériaux constituant l'implant	43
3.2.1 Titane	43
3.2.2. Céramique	44

Sommaire

3.2.2.1. Céramiques dentaires traditionnelles	44
3.2.2.2. Zircone	45
3.2.2.3. Alumine	45
4. Ostéo-Intégration	45
4.1. Définition	45
4.2. Facteurs biologiques influant l'osteo-integration	45
4.2.1. Biocompatibilité du matériau.	46
4.2.2. Forme de l'implant	46
4.2.3. Etat de surface de l'implant	46
4.2.4. Technique chirurgicale	46
4.2.5. Condition de mise en charge	47
4.2.6. Etat de site receveur	47
5. Pronostic des traitements implantaires	
5.1. Critères de succès en implantologie	48
5.2. Taux de succès implantaire	48
5.3. Durée de vie implantaire	49
5.4. Satisfaction des patients	49
6. Chronologie du traitement implantaire : évolution des concepts	49
6.1. Concepts fondamentaux	49
6.1.1. Stabilité primaire	50
6.1.2. Réponse biologique	
7. Différents protocoles fonctionnelle	52
7.1. Protocole en deux temps chirurgicaux	
7.2. Protocole en un temps chirurgical	52
7.3. Protocole de mise en charge précoce ou rapide	53
7.4. Protocole de mise en charge immédiate	53
7.5. Protocole de prothèse immédiate non	53

Chapitre III: Distribution des contraintes dans le système parodontal et implant dentaire sous sollicitation statique et dynamique

1. Introduction	61
2. Modélisation de l'implant et de la prothèse dentaire	62
2.1. Os mandibulaire	62
2.2. Système d'implant	
3. Modèles de matériaux	
4. Conditions aux limites	
5. Modèle d'éléments finis	68
6. Résultats	70
6.1. Dent naturelle	
6.1.1. Contraintes dans la prémolaire	
6.1.2. Contraintes dans le ligament parodontal (PDL)	73
6.1.3. Contraintes dans l'os cortical	74
6.1.4. Contraintes dans l'os spongieux	75
7. Distribution des contraintes dans la prothèse dentaire	77
7.1. Contraintes dans la couronne	79
7.2. Contraintes dans le Framework	
7.3. Contraintes dans l'os cortical	81
7.4. Contraintes dans l'os spongieux	
7.5. Contraintes dans l'implant dentaire	
7.6. Contraintes dans l'abutment	

Sommaire

8. Effet de la pente du chargement dynamique	
9. Réduction des contraintes par élastomères	96
CONCLUSION GENERALE	113

Introduction générale

Introduction Générale

Rien ne vaut les dents naturelles. Mais il peut parfois arriver de perdre une dent parce qu'elle est gravement endommagée. Dans ce cas, il est important de la remplacer par une dent artificielle dès que possible pour empêcher que les dents qui restent ne se désalignent et causent des problèmes à la mâchoire. Les dents désalignées sont plus difficiles à nettoyer et plus exposées aux maladies parodontales (maladies de gencive) et aux caries.

Il existe plusieurs solutions pour remplacer une dent ou plusieurs dents manquantes. L'une d'elles consiste à utiliser des implants dentaires à la place des prothèses partielles ou complètes. Confortables et d'apparences naturelles, les implants servent à remplacer les racines manquantes et à maintenir les dents artificielles de remplacement. Cependant il existe aujourd'hui encore de nombreux problèmes en implantologie qui sont causés ou exacerbés au moment de la phase prothétique. Ils peuvent aboutir à la destruction du soutient osseux et à la perte d'intégration de l'implant lors de sa mise en fonction.

Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant. Avant de implanté un biomatériau dans le corps humain, ce dernier passe par plusieurs tests concernant sa biocompatibilités pour estimer son capacité à remplacer un organe sons provoquer aucun effet indésirable local ou systémique chez le bénéficiaire de ce traitement. Le premier c'est le teste in vitro dans laboratoire sur lesquelles on observe et quantifie les effets provoqués, en suit le teste in vivo sur une espèce animale de façon à compléter les informations in vitro, et en fin les tests précliniques précèdent la mise sur le marché des biomatériaux et leur utilisation clinique exhaustive. L'implant doit être préparé des matériaux (biocompatibles) qui assurent le contact entre l'implant et les tissus environnants (os), et ils ne doivent provoquer aucun dommage ni local ni général. En outre, les propriétés mécaniques des implants doivent être adaptées à celles du système biologiques c'est à dire plus proche de celles de l'os pour permettre le transfert des contraintes entre l'os et la prothèse. Ainsi l'implant doit supporter les forces sans se fracturer et les transmettre à l'interface sans provoquer de dommages. De toute façon, tous les implants dentaires doivent répondre à un devoir biomécanique commun: la restauration de la fonction masticatoire.

Actuellement l'évaluation des contraintes interfaciales entre l'os et l'implant est analysée numériquement par la méthode des éléments finis en deux ou trois dimensions. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet la détermination du niveau des contraintes et leurs distributions en tous points de la structure. Notre étude se place dans ce contexte, elle porte sur une analyse numérique par la méthode des éléments finis tridimensionnelle, de la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le système parodontal et le système d'implant dentaire sous sollicitation statique et dynamique. Les hypothèses considérées dans ce travail ont été choisies pour simplifier l'analyse. Les lois de comportement des matériaux constituant l'implant et ceux de l'os sont prises homogènes, isotropes et élastiques linéaires.

Notre travail est structuré en trois chapitres : Les deux premiers ont pour objet l'étude bibliographique. Le chapitre I s'intéresse sur des travaux scientifiques réalisés sur l'anatomie et le comportement de l'os humain ainsi que la biomécanique du système masticatoire. Le second chapitre passe en revue des définitions de l'implantologie dentaire et ses protocoles chirurgicaux tout en comparant les différentes démarches cliniques suivies, les types d'implants utilisés, leurs formes et topographies extérieures ainsi que les matériaux biocompatibles validés pour ce domaine, notamment le titane.

Le troisième chapitre est consacré à l'analyse du comportement mécanique du système Parodontal (dent naturel, ligament, os) et dans le système implantaire (implant, pilier, couronne, os) sous sollicitations statique et dynamique. Ce type de chargement est représenté par sa variation linéaire en fonction du temps ou nous mettons en évidence l'effet de la pente sur les variations des contraintes dans les différents éléments de la prothèse dentaire.

<u>Chapitre I</u>

Structure de l'os humain

Chapitre I Structure de l'os humain

1. Introduction

Les os, éléments durs et/ou résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles. Ces os (au nombre de 206) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique. Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extra cellulaire (MEC). La matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie. Le squelette a 3 fonctions :

• Fonction mécanique : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.

• Fonction métabolique : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

• Fonction hématopoïétique : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes).

En outre les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines véhiculées par la circulation générale.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent,

Bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier).

La mandibule fait partie des quatre-vingt os axiaux qui se répartissent le long de l'axe central, vertical du corps.

2. Tissu osseux

A la coupe, l'os frais présente, de la superficie vers la profondeur (figure I.1)

- le périoste.
- l'os cortical ou compact.
- et l'os spongieux.

a) Structure de l'os cortical (compact)

L'os cortical, dur et dense, constitue la coque externe des os et comprend des ostéons (unité histo-physiologique constituée par un canalicule vasculaire et les lamelles osseuses concentriques qui l'entourent) et des lamelles arciformes s'interposant entre les ostéons. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires (USE) cylindriques appelés ostéons. L'ostéon est constitué de lamelles concentriques au canal de Havers. Les ostéons, de structure cylindrique, sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par les restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique.

b) Structure de l'os spongieux (trabéculaire)

L'os spongieux ou trabéculaire, situé surtout dans les épiphyses des os longs, dans les os courts et les os plats, joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. Il est friable et constitué également d'unités structurales élémentaires (USE) figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse).

Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire. Les parois de celles-ci sont continues sur le sujet jeune mais se dégradent avec l'âge, se perforant et se réduisant à une structure filaire au stade ultime.

2. 1. Différentes cellules du tissu osseux

L'os contient différents types de cellules : ostéoblastes, ostéoclastes, ostéocytes et les cellules bourdantes. Les cellules ostéogènes sont des cellules non spécialisées qui proviennent du mésenchyme. Les ostéoblastes sont des cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose. Les ostéocytes sont des cellules matures qui proviennent des ostéoblastes et sont les cellules principales du tissu osseux. Comme les ostéoblastes, ils ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os mais deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice. Ces derniers ne sécrètent plus de matrice. Alors que les ostéoblastes produisent d'abord le tissu osseux, les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes de celui-ci, notamment l'échange des nutriments et des déchets dans le sang. Les ostéoclastes sont issus des monocytes en circulation. Ils se posent à la surface de l'os et assurent la résorption osseuse (destruction de la matrice) essentiellement dans le développement, la croissance, le maintien et la réparation de l'os. Les cellules bourdantes sont des ostéoblastes au repos, susceptibles, s'ils sont sollicités, de redevenir des ostéoblastes actifs. Elles revêtent les surfaces osseuses qui, à un moment donné, ne sont soumises ni à formation ni à résorption osseuse. Ce sont des cellules aplaties et allongées, possédant peu d'organites et reliées entre elles et avec les ostéocytes voisins par des jonctions communicantes.

2. 2. Matrice extracellulaire (MEC)

• La matrice organique

La MEC organique est composé de microfibrilles de collagène I, de protéoglycanes, d'ostéopontine (reliant l'hydroxy-apatite aux cellules osseuses), d'ostéonectine (intervenant dans la minéralisation par son affinité pour le collagène I et le calcium), d'ostéocalcine (marqueur des ostéoblastes matures, intervenant dans la minéralisation), de sialoprotéine osseuse et de thrombospondine (permettant l'attache des cellules osseuses à la MEC via un récepteur membranaire de la famille des intégrines). La MEC osseuse contient des cytokines et facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes et jouant un rôle fondamental dans la régulation du remodelage du tissu osseux et de la minéralisation de la MEC osseuse.

• La phase minérale

Elle est constituée de cristaux d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium cristallisé) et de carbonate de calcium. Ces cristaux sont visibles en microscopie électronique entre les fibres de collagène et/ou à l'intérieur de celles-ci, sous la forme de petites aiguilles hexagonales, denses aux électrons. Les ions Ca^{++} et PO_4^{3-} situés en surface des cristaux participent à des échanges rapides avec le liquide interstitiel et donc avec le courant sanguin. L'os, qui contient 98 % du calcium de l'organisme, représente un réservoir de calcium et joue un rôle primordial dans le métabolisme phosphocalcique. La minéralisation de la MEC osseuse rend compte de la dureté de l'os.



Figure I.1 : Représentation du tissu osseux : périoste, os compact et spongieux d'après Grabowski [1].

2. 3. Remodelage osseux

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 (Fig.I.2). L'os cortical 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 de résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un adulte 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.

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 à quel moment, et, s'il est nécessaire de démarrer le remodelage.

• Le second processus dépend des efforts mécaniques agissant sur 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 osseux est un mécanisme physiologique complexe, qui fait donc intervenir des cellules, une matrice extracellulaire calcifiée et des facteurs systémiques et locaux de régulation. Ce mécanisme de remaniement permet le renouvellement perpétuel de ce tissu

vivant tout au long de la vie de l'individu. Cette capacité de renouvellement permet aussi à l'os de se réparer et de s'adapter aux contraintes auxquelles il est continuellement soumis. Au plan cellulaire, les principaux acteurs de ce remodelage sont les cellules osseuses (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes). Ces cellules subissent l'influence de facteurs mécaniques, ioniques (Ca, P), systémiques (hormones) et locaux (cytokines, facteurs de croissance, protéines de la matrice extracellulaire). L'analyse mathématique quantitative des activités de surface de l'os cortical et trabéculaire, menée par Frost [2] a permis de connaître les différentes phases du cycle de remodelage osseux (2) :

I) Phase d'Activation : à partir d'une surface osseuse "à l'état de veille" ou quiescente, cette phase conduit au recrutement d'ostéoclastes, qui vont "reconnaître" une surface destinée à être résorbée.

II) Phase de résorption : les ostéoclastes multinucléés adhérent à la surface, forment des micro-chambres de résorption sous lesquelles la phase minérale est dissoute par acidification, et la phase organique est mise à nu, puis dégradée par des enzymes spécifiques.

III) Phase intermédiaire ou d'inversion : cette phase, aboutit par le biais de cellulesmacrophagiques, au "lissage" de la surface résorbée, à la formation de la ligne cémentant.C'est au cours de cette phase que s'effectue le couplage entre la résorption et la formation, par transmission du signal inducteur de la formation osseuse.

IV) Phase de Formation : les ostéoblastes sont attirés vers la surface résorbée, ils adhérent, synthétisent une matrice collagénique qui se minéralise.

V) Phase de quiescence : le tissu osseux revient à "l'état de veille", jusqu'à la nouvelle phase de remodelage, dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local.

La résorption précède toujours la formation osseuse, ces deux processus sont couplés, et leur régulation est complexe. La balance osseuse qui est à l'équilibre chez l'adulte a tendance à devenir négative (résorption>apposition), après la ménopause chez la femme, et plus tard au cours du vieillissement chez l'homme (ostéoporose).



Figure I.2 : Remodelage osseux [3].

2.3.1. 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 [4]:

$$E = B(\rho)\rho^{\beta(\rho)} \tag{I.1}$$

En pratique, les fonctions $B(\rho)$ et $\beta(\rho)$ sont supposées constantes. Par exemple, Jacobs [4] a établi les relations suivantes :

$$E = \begin{cases} 2014\rho^{2.5} & pour \quad \rho \le 1.2g \,/\, cm^3 \\ 1762\rho^{3.2} & pour \quad \rho \succ 2g \,/\, cm^3 \end{cases}$$
(I.2)

$$\nu = \begin{cases} 0.20 \quad pour \quad \rho \le 1.2g/cm^3 \\ 0.32 \quad pour \quad \rho \succ 1.2g/cm^3 \end{cases}$$
(I.3)

Avec ρ est la densité apparente, *E* le module d'Young et v le coefficient de Poisson.

2.3.2. Notion de stimulus

Dans la littérature, les auteurs [5-6] utilisent la notion de stimulus noté 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 noté ψ_{ref} pour lequel l'os n'évolue pas du 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} . En effet, 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 I.3.



Figure I.3: Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité.

Sur la figure I.3, *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 donc une structure optimale par rapport à la sollicitation à laquelle il est soumis.

3. Caractérisation mécanique de l'os

Pour caractériser le comportement mécanique de l'os et en particulier son module d'Young, nous devons recourir à des essais mécaniques, les paramètres ainsi identifiés seront utilisables dans le calcul des résistances du matériau ou permettront d'en apprécier le comportement après mise en charge.

3.1. Essai de compression

L'essai de compression est un essai très courant de caractérisation mécanique de l'os cortical à l'échelle globale. Il peut être non destructif, se limitant au seul domaine élastique et permettant ainsi de déterminer le module d'élasticité dans différentes directions si la forme de l'échantillon s'y prête (échantillon cubique difficile à usiner pour l'os cortical mandibulaire), ou destructif, et permet ainsi d'obtenir le module d'élasticité et la résistance mécanique pour une direction de sollicitation. C'est cette méthode expérimentale qui a été choisie pour notre étude et elle sera détaillée dans le troisième chapitre.

Notons que le module d'élasticité déterminé par un essai mécanique non destructif et celui mesuré par un essai destructif (à rupture) sont bien corrélés **[7]**.

3.2. Essai de traction

L'essai de traction est l'essai mécanique (Fig. I.4) qui consiste à soumettre une éprouvette osseuse à une traction et à mesurer la force résultante, correspondant à l'allongement Δl imposé. Ce type d'essai couramment utilisé pour caractériser le comportement des matériaux métalliques ou polymères est paradoxalement très peu utilisé pour l'étude du comportement biomécanique de l'os. En effet cet essai exige des conditions relativement strictes quant à la géométrie des échantillons et la réalisation des liaisons os/machine. Le comportement global de l'os en traction est différent de celui en compression : la rupture en traction se traduisant par la séparation progressive de l'échantillon en deux parties, peu d'énergie est dissipée et l'os ne supporte pas en traction de grandes déformations permettant de dégager les lois de comportement.



Figure I. 4 : Essai de traction sur un échantillon osseux d'après Kaneko [8].

3.3. Essai de cisaillement

La réalisation d'essais de cisaillement simple nécessite un usinage spécifique de l'échantillon; une forme cylindrique présentant une encoche centrale (Fig. I.5). Cet usinage est très difficile à obtenir pour de l'os cortical mandibulaire et n'a été réalisé dans ces conditions que pour de l'os spongieux [7]. Les autres études sur l'humain ont été réalisées sur de l'os spongieux avec une géométrie simple (parallélépipédique et cylindrique).



Figure I.5: Essai de cisaillement (Test Iosipescu) d'après Tuner [7].

3.4. Essai de flexion

Il existe plusieurs types d'essai de flexion. Les deux essais les plus utilisés sont la flexion 3 points et la flexion 4 points (Fig. I. 6 a et b). La flexion « 3 points » est un des essais les plus couramment utilisés pour la caractérisation du tissu trabéculaire et cortical des os longs car sa

mise en œuvre est moins délicate que pour les autres méthodes. La flexion 4 points est moins utilisée car plus difficile à mettre en œuvre. Ces essais ont été largement utilisés pour comparer le module d'élasticité de l'os cortical et celui du tissu trabéculaire sur des échantillons de crête iliaque. Notons que des auteurs ont montré [8] pour l'os cortical un effet d'échelle sur les résultats obtenus lors de l'essai de flexion, indiquant des résultats constants à partir d'une longueur d'échantillon égale à 500 µm.



a) Flexion 3 points

b) Flexion 4 points

Figure I.6 : Essais de flexion d'après Turner [7].

3.5. Caractérisation ultra-sonore - Microscopie acoustique

Les méthodes ultrasonores appliquées à l'étude de l'os apportent différentes informations. Les ondes ultrasonores en transmission permettent d'évaluer les caractéristiques mécaniques élastiques d'un matériau et des mesures d'atténuation et de célérité sont utilisées cliniquement pour la caractérisation de l'os cortical et spongieux [9]. Dans cette voie, la microscopie acoustique, basée sur la réflexion des ondes ultrasonores pour un matériau, permet aussi de caractériser l'os cortical.

La transmission repose sur le principe que les modes purs de propagation des ultrasons dans les solides correspondent à la propagation d'ondes longitudinales (Fig. I.7a) pures (caractérisées par un mouvement des particules solides parallèle à la direction de propagation de l'onde), et à la propagation d'ondes transversales pures (Fig. I.7b) (caractérisées par un mouvement des particulaire à la direction de propagation de l'onde).



Figure I.7 : Propagation d'onde ultrasonore dans un échantillon osseux d'après Turner [9].a) Propagation d'onde longitudinale,b) Propagation d'onde transversale

La microscopie acoustique est une technique qui utilise des ondes ultrasonores en réflexion. Le signal réfléchi dépendant de la densité et des propriétés élastiques du matériau, son analyse permet de déterminer le module d'Young du matériau (Fig. I.8).

Katz et Meunier ont développé une technique de microscopie acoustique appliquée à l'os afin de déterminer les propriétés élastiques de l'os cortical et du tissu trabéculaire à l'échelle microscopique [10]. Un signal acoustique haut fréquence se propage à travers une lentille cristalline dont la surface concave focalise le signal à travers un liquide couplant (eau par exemple) sur la surface du matériau analysé. L'onde acoustique réfléchie est convertie en signal électrique.



Figure I.8 : Mesure de vitesse acoustique utilisant un microscope acoustique d'après Katz et Meunier [10].

Le coefficient de réflexion R du matériau mesuré est donné par : $R = \left(\frac{z_{mat}-z_{liq}}{z_{mat}+z_{liq}}\right)^2$ Avec :

 Z_{mat} : Impédance du matériau analysé en Ohms (Ω)

 Z_{liq} : Impédance du liquide couplant en Ohms (Ω)

Un balayage de la surface du matériau permet d'obtenir une répartition de Z_{mat} qui dépend des propriétés élastiques dans la direction perpendiculaire à la surface d'analyse et de la densité du matériau analysé.

Deux modes d'émission ultrasonore sont employés : le mode « impulsionnel » ou le mode en « trains d'ondes ». Un transducteur opérant entre 10 et 200 MHz en « impulsionnel » permet d'obtenir des images es acoustiques de résolution comprise entre 30 et 150 µm et un transducteur de 400 MHz utilisé en mode « train d'onde » permet d'obtenir des images de résolution de 2,5 µm. L'os cortical a été caractérisé et imagé en mode «impulsionnel » et le spongieux en mode « trains d'ondes ».

3.6. Nano Indentation

Cette méthode consiste à faire une série d'essais de dureté (Vickers) sur une travée osseuse.

Cette technique apporte une mesure très locale du module élastique avec une résolution de l'ordre du micron [11].

L'échantillon testé est déshydraté puis enrobé dans une résine et la surface destinée à l'indentation est polie. L'indenteur est une pyramide à trois faces et la profondeur d'indentation est de 1 µm environ (Fig. I.9).

En faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope, le module d'élasticité est lié à la raideur de contact mesurée lors du déchargement S et à la surface de contact A évaluée à partir de la géométrie de l'indenteur, suivant la relation :

$$s = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \beta \left(\frac{1 - \nu_b^2}{E_b} + \frac{1 - \nu_i^2}{E_i} \right)^{-1} \sqrt{A}$$
(I.4)

Avec:

 E_b et v_b sont le module d'Young et le coefficient de Poisson de l'os;

 E_i et v_i sont le module d'Young et le coefficient de Poisson de l'indenteur;

 β est un coefficient dépendant de l'indenteur;

A est la surface de contact.



Figure I.9 : Mesure du module d'Young de l'os cortical à l'échelle de l'ostéon par nanoindentation (A : surface de contact), d'après Hofmann [11].

Cette relation reste valable pour un matériau anisotrope dont on connaît les directions d'orthotropie et si l'essai est réalisé suivant ces directions.

La Figure 10 représente une courbe typique obtenue par indentation et à partir de laquelle le module d'Young de l'os peut être évalué.



Figure I.10 : Schéma d'une courbe typique d'indentation d'après Rho [12] et Turner [9].

3.7. Essai de fatigue

Cet essai consiste à imposer à une éprouvette une force ou un déplacement périodique : en général, on soumet l'échantillon à une force ou à un déplacement sinusoïdal. D'une façon plus générale, un essai de fatigue consiste à faire subir au matériau des sollicitations variables dans le temps de façon périodique ou aléatoire. En plus de la mesure du module d'Young en statique, la caractérisation en fatigue des propriétés mécaniques de l'os cortical, ou spongieux, est importante pour mieux comprendre les comportements mécaniques et physiologiques normaux en réponse, par exemple, à la mise en place d'implants dentaires ou orthopédiques. Choi [13] a ainsi montré en flexion 4 points, que l'os spongieux avait une résistance en fatigue significativement supérieure à celle de l'os cortical.

Des essais de fatigue dynamique existent également, le but de ces essais est de définir quantitativement la limite d'endurance de l'os soumis à une sollicitation périodique, c'est-àdire l'amplitude maximale qu'il peut supporter indéfiniment, sans rupture apparente.

Des essais de cyclage en contrainte ou déformation, à différentes vitesses, permettent de déterminer plus rapidement que les essais précédents, les caractéristiques viscoélastiques des tissus étudiés (modules d'Young et de Coulomb complexes, et le déphasage).

3.8. Interprétation des résultats en fonction de l'essai mécanique

Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon osseux, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'os (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même. Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les modes de conservation et de tests des échantillons (température, fluide...), les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique) et évidemment la précision des moyens de mesures. Compte tenu d'une plus grande facilité de mise en oeuvre, l'essai de compression statique est le plus souvent utilisé pour la caractérisation mécanique de l'os cortical (spongieux également) et l'influence de ces différents facteurs expérimentaux sur les propriétés mécaniques a largement été étudiée.

Le tableau II.1 résume les résultats de plusieurs séries d'études réalisées sur l'os cortical ; on peut observer qu'en fonction du type de test réalisé, des écarts du module d'Young peuvent atteindre 20 GPa pour les extrêmes. Il est donc essentiel de définir parfaitement l'essai mécanique utilisé dans une étude et d'en connaître les marges d'erreurs pour permettre une interprétation fiable des résultats.

Références	Méthode d'essai	E (GPa)
Reilly & al. (1974)	Compression	17.1
Keller (1994)	Compression	8-20
Turner & al. (1999)	NanoIndentation/Microscopie	23.4/20.5
Zyss& & al. (1999)	Acoustique Nano Indentation	20.1
Kaneko & al. (2003)	Compression	23
Bayraktar & al. (2004)	Traction	17.8
Dong & Guo (2004)	Traction	16.6
Raum & al. (2005)	Microscopie Acoustique	27.9

Tableau I.1 : Variabilité des modules d'Young de l'os cortical en fonction du type d'essai mécanique d'après Bosisio [14].

Les différences retrouvées dans ces études sont certainement liées à plusieurs facteurs. En effet, le type d'os prélevé, l'âge du sujet, le mode de conservation et la taille des éprouvettes sont autant de facteurs pouvant modifier les résultats et que l'on doit prendre en compte, ainsi que la précision de mesure des capteurs

4. Structure et mécanique du système masticatoire

L'articulation temporo-mandibulaire est une articulation paire qui unit la mandibule à l'os temporal. C'est une articulation synoviale complexe, de type ellipsoïde, individuellement, et

bicondylaire dans leur fonctionnement simultané ; d'où la complexité des mouvements. Sur le crâne de profil représenté ci-dessous, on reconnaît les différents os aux alentours de cette articulation



a) mandibule	d) os pariétal	g) os nasal
b) os temporal	e) os frontal	h) os zygomatique
c) os occipital	f) os sphénoïdal	i) os maxillaire

Figure I.11 : Vue de profil d'un crâne [15].

4.1. Os temporal

L'os temporal forme le côté inférieur de la voûte crânienne et une partie du plancher crânien. Sur la face latérale, on remarque la partie squameuse, une région mince et aplatie de l'os temporal qui forme les parties antérieure et supérieure de la tempe (Fig. I.12). L'apophyse zygomatique se projette à partir de la région inférieure de la portion squameuse de l'os temporal et s'articule avec l'apophyse temporale de l'os zygomatique. Tout deux forment l'arcade zygomatique. La partie du plancher crânien de l'os temporal se dénomme partie pétreuse ou rocher. Elle est triangulaire et se situe entre l'os sphénoïdal et l'os occipital. La c d e f g h

partie pétreuse contient l'oreille interne et moyenne. Elle comprend également le canal

carotidien et le trou jugulaire. Entre la partie squameuse et la partie pétreuse se trouve la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire, éléments anatomiques de l'articulation temporomandibulaire.

a) processus zygomatique	e) bord occipital	i) fissure pétro-tympanique
b) bord sphénoïdal	f) processus mastoïde	j) fosse mandibulaire
c) sillon de l'artère temporale moy .	g) conduit auditif externe	k) tubercule articulaire
d) foramen mastoïdien	h) processus styloïde	

Figure I. 12 : Os temporal, vue latérale externe.

4.2. Mandibule

La mandibule (Fig. I.13), ou mâchoire inférieure, est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. C'est le seul os mobile de la tête, outre les osselets de l'ouïe. Latéralement, on remarque que la mandibule comprend une partie horizontale incurvée, le corps, et deux

segments perpendiculaires, les branches. L'angle de la mandibule est la région où les branches se joignent au corps. Chaque branche est dotée d'un condyle qui s'articule avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire de l'os temporal afin de former l'articulation temporomandibulaire.



Figure I.13: Mandibule, vue de face.

5. Physiologie de l'articulation temporo-mandibulaire

Les articulations temporo-mandibulaires font partie des articulations les plus sollicitées avec environ 10 000 mouvements par 24 heures [16]. Elles participent à deux fonctions essentielles ;l'ouverture de la bouche et la mastication. Elles fonctionnent simultanément et présentent globalement trois degrés de liberté. Lorsque les articulations temporo-mandibulaires ont une biomécanique normale, nous constatons :

En intercuspidie, les condyles occupent une position centrée et symétrique dans les fosses mandibulaires.

En dynamique, il existe une symétrie "parfaite" des déplacements des condyles dans les mouvements d'ouverture, de fermeture et de propulsion et une symétrie des mouvements compensatoires d'une A.T.M. par rapport à l'autre lors des mouvements de diduction.

L'étude dynamique de la mandibule nous permet constater, que l'ouverture et

la fermeture de la bouche s'effectuent selon un trajet rectiligne dans le plan frontal. Toute déviation indique un début de dysfonction.

Au cours du mouvement de propulsion, qui doit s'effectuer sur un guide fonctionnel, la même rectitude de déplacement doit être constatée.

Lors des mouvements de diduction, sur des guides canins fonctionnels, les déplacements latéraux, par rapport au repère de la ligne interincisive, doivent être semblables dans leur forme et leur amplitude. Chaque articulation est double du point de vue fonctionnel :

& dans l'articulation ménisco-temporale s'effectue des mouvements de glissement;

dans l'articulation ménisco-mandibulaire siègent des mouvements de rotation.

Les mouvements peuvent être déclinés en trois entités : [17]

a) Abaissement - élévation

C'est le mouvement d'ouverture et de fermeture de la bouche. Lorsque la bouche est fermée ou légèrement ouverte, le disque et la tête mandibulaire solidaires glissent en avant et en bas ; puis pour une ouverture modérée, la tête mandibulaire se place sous le tubercule articulaire de l'os temporal. Pour l'ouverture maximale de la bouche, la tête mandibulaire subit alors une rotation. C'est l'abaissement (Fig.14), ce mouvement se décompose donc par une translation suivi d'une rotation. Les muscles moteurs contribuant à l'abaissement sont les muscles: digastriques, mylohyoïdiens et génio-hyoïdiens. Pour l'élévation, les mouvements sont à l'inverse de l'abaissement, rotation et translation. Les muscles sont : temporaux, masséters et ptérygoïdiens médiaux. L'amplitude d'ouverture buccale normale physiologique est mesurée entre deux incisives est d'environ 45 mm.



a) m. temporal	c) m. masséter	e) m. digastrique
b) m. ptérygoidien médial	d) m. mylo-hyoïdien	f) m. génio-hyoïdien

Figure I.14 : Abaissement et élévation [18].

b) Propulsion - rétropulsion

Ces mouvements ont lieu dans chaque articulation ménisco-temporale. La propulsion consiste en un glissement vers l'avant et en bas de la mandibule. Dans ce mouvement, le ménisque et la tête mandibulaire translatent comme pour l'abaissement. Les muscles associés sont les ptérygoïdiens latéraux. La rétro-pulsion est le mouvement inverse. Les muscles sont les temporaux et les digastriques.

c) Diduction

Au cours de ce mouvement, la mandibule se porte latéralement. La diduction associe simultanément des mouvements différents des deux côtés [18]. Pendant que l'une des articulations effectue une rotation l'autre du côté opposé effectue une translation antérieure.

6. Action physiologique des muscles masticateurs

Deux types de muscles s'opposent par leur type d'action [19-21].

6.1 Muscles élévateurs

Ce sont les plus puissants.

a- Muscle masséter

Le muscle masséter est élévateur de la mandibule, ramenant le condyle en arrière après l'ouverture buccale.

Il est, en outre, propulseur, plaçant l'arcade dentaire inférieure en avant de l'arcade supérieure.

b- Muscle temporal

Ce muscle est élévateur par ses fibres antérieures et moyennes. Il est rétropulseur par ses fibres postérieures.

Nom	Origine	Fonction	Terminaison
m. masséter	arcade zygomatique	face latérale de la branche mandibulaire	fermeture de la bouche
m. temporal	os temporal	apex et face médiale du processus coronoïde	fermeture de la bouche et tirer la mandibule en arrière
m.	face latérale du	processus condylaire et	fermeture de la bouche
ptérygoïdien	processus	disque articulaire de	et mouvement vers
latéral	ptérygoïdien	l'ATM	l'avant , mouvement de
	et tubérosité maxillaire		broyage
m.	processus	angle de la mandibule	fermeture de la bouche
ptérygoïdien	ptérigoïdien		et mouvement de
médial	(os sphénoïde)		broyage

Tableau I.2 : les muscles élévateurs et leur mode d'action [22].

c - Muscle ptérygoïdien latéral

Ce muscle est déducteur s'il se contracte d'un seul côté. Il est propulseur s'il se contracte des deux côtés. L'insertion au niveau du col du condyle explique les déplacements dans les fractures du condyle.

d - Le muscle ptérygoïdien médial

Il est déducteurs s'il se contracte d'un côté et propulseur s'il se contracte des deux côtés.

6.2. Muscles abaisseurs

Ce sont les muscles sus et sous-hyoïdiens. Ils sont considérés comme des muscles accessoires de la mastication.

a- Les muscles sus-hyoïdiens :

Ils se situent entre l'os hyoïde et la mandibule :

- Le muscle génio-hyoïdien : il est abaisseur de la mandibule et élévateur de l'os hyoïde ;
- Le muscle mylo-hyoïdien : il est abaisseur de la mandibule et élévateur de l'os hyoïde ;
- Le muscle digastrique : il est abaisseur de la mandibule par son ventre antérieur, élévateur par son ventre postérieur.

b - Les muscles sous-hyoïdiens

Ils ne jouent qu'un rôle secondaire dans les mouvements de la mandibule . Ce sont :

- Le muscle sterno-cléido-mastoïdien ,
- ➢ Le muscle sterno-thyroïdien,
- Le muscle omohyoïdien.

7. Anatomie générale de la dent
7.1. Anatomie générale

La couronne dentaire est la partie visible de la dent. Elle est recouverte d'émail.

La racine de la dent est la partie cachée qui se trouve dans l'alvéole dentaire. Elle est recouverte de cément.

La couronne et la racine se rejoignent au niveau de la ligne cervicale appelée la **jonction émail-cément** plus communément nommé le **collet de la dent**

a) Composition :

La dent se compose de :

- a. tissus calcifiés à différents degrés (plus le tissu est calcifié, plus il est dur)
 - émail (96 %)
 - dentine (69 %)
 - cément (46 %)
- b. tissu conjonctif au centre
- pulpe (partie vivante de la dent, contient les vaisseaux sanguins et les nerfs)

b) Schéma des structures dentaires

La figure I.15 illustre les différents organes d'une structure dentaire

L'émail

L'émail, qui recouvre les couronnes dentaires, est les tissus le plus minéralisé de l'organisme. L'émail est essentiellement constitué de cristaux d'hydrox apatite, et dans une moindre mesure de carbone, de fluor ainsi que des quantités minimes (moins de 1 %) d'autres ions comme par exemple de potassium, de nitrate etc.

La dentine

La dentine est le tissu calcifié qui occupe, quantitativement, le volume le plus important de la dent. La dentine est recouverte au niveau coronaire par l'émail qui la protège du milieu extérieur et au niveau radiculaire par le cément où s'ancrent les fibres du desmodonte. L'examen microscopique de la dentine montre une masse farcie de petit canaux qui partent de

la cavité pulpaire et s'étalent comme des rayons vers la périphérie. La relation intime qui existe entre la pulpe et la dentine fait que l'on parle de « l'organe pulpo-dentinaire ». L'un ne fonctionne pas sans l'autre.



Figure I.15 : Anatomie de la dent.

La pulpe

La pulpe occupe la zone centrale de la dent. C'est un tissu conjonctif dont les éléments de structure cellulaires, vasculaires (vaisseaux sanguins) et nerveux (nerfs) assurent la vitalité de la dent. La pulpe est entourée, au niveau coronaire et radiculaire par la dentine minéralisée. Les nerfs et les vaisseaux sanguins de la pulpe communiquent avec le reste du système vasculaire et nerveux à travers les orifices situés aux extrémités des racines (apex).

Le cément

Le cément est composé de petits cristaux d'hydroxyapatite, de fluor et de magnésium et recouvre la surface radiculaire des dents. Il participe au mécanisme de fixation de la dent dans l'os alvéolaire (os entourant la dent et qui tapisse l'alvéole dentaire). Les fibres du ligament desmodontal sont insérées à la surface externe du cément.

La jonction cément-émail

Le collet de la dent est une zone située à la jonction cément-émail. Lorsque la gencive se retire pour cause pathologique (inflammation), traumatique (brossage) ou thérapeutique (élimination poche parodontale), la jonction cément-émail est exposée au milieu buccal. La dentine est mise à nu à plus ou moins long terme, c'est-à-dire que l'émail et/ou le cément ne recouvre plus cette partie de la dent. Dans ce cas, des sensibilités peuvent se développer, on les appelle des hypersensibilités ou sensibilités dentinaires.

Un stimulus (mécanique, chimique, thermique) sur une dentine exposée provoque une réponse douloureuse. La douleur cesse dès le retrait du stimulus.

8. Forces et mouvements dentaires

Chaque dent peut se mouvoir individuellement ou en groupe dans plusieurs directions.

Ces mouvements dentaires qui déclenchent des forces opposées dans l'os alvéolaire pourront être amortis par la présence du ligament alvéolodentaire. Un mouvement se produira jusqu'à ce que la totalité de la force induite compose avec la force totale égale ou opposée un couple égal. L'équilibre s'établit alors ainsi le couple induit est égal au couple inducteur [23].

Schématiquement l'effet de toutes forces extérieures appliquées à la dent pourra être décomposé en:

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent;
- Une force vestibulolinguale dans le plan VL passant par le grand axe de la dent;

- Une force mésiodistale dans le plan MD passant par le grand axe de la dent;

- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers.

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon le système défini d'axes et de plans (Fig. I.16).

Des effets de torsion dans le plan mésio distal (C1) et dans le plan vestibulo lingual (C2)

Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale

Des contraintes induites selon deux plans d'un couple, dans le sens des aiguilles d'une montre Des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.



Figure I.16 : Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale d'une première prémolaire inférieure amène selon Tylman [23].

8.1. Différents types de forces

Parmi les forces actives dans l'environnement oral, 4 groupes sont à considérer [24].

8.1.1 Forces fonctionnelles

a) Forces de basse intensité et de longue durée

Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue et des lèvres au repos. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de force qui induit les déplacements orthodontiques des dents.

b) Forces masticatoires

De haute intensité mais de courte durée, elles sont totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

8.1.2. Forces pathologiques

a) force masticatoires avec pics.

Une contrainte très élevée se superpose à des cycles d'intensité normale. (Morsure du noyau de cerise).

Elles peuvent provoquer des fractures cohésives

b) forces parafonctionnelles

Elles sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être à l'origine d'abrasion de fractures et en fonction de leur durée de déplacements dentaires.

8.2. Intensité des forces occlusales

Les forces occlusales fonctionnelles sont inférieures à celles enregistrées en intercuspidation maximale (Fig. I.17). La moyenne occidentale est de l'ordre de 9 à 13.6 N. Une faible partie des forces occlusales statiques est employée. Les forces exercées sont plus importantes lors de la déglutition (29.7N) que pendant la mastication (26.4N) [25]. La force occlusale est régulée par les récepteurs parodontaux, la neuromusculature et les A.T.M. La dureté des aliments et le nombre de cycles de mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles ; si une force demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi. Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court.



Figure I.17 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral [24].

Bibliographie

[1] Grabowski, T. Principes d'anatomie et de physiologie Quebec DeBoëck Université; 1994.

[2] Frost, H. M. Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. Calcif Tissue Res 3:211-37; 1969.

[3] Cowin, S. Bone Mechanics Handbook. Boca Raton: FL:CRC Press; 2001

[4] Jacobs C.Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.

[5] Doblaré M, Garcia JM. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage repair theory. J Biomech 2001,35, 1-17.

[6] 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.

[7] Turner, C. H., and Burr, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone 14:595-608; 1993.

[8] Kaneko, T. S., Pejcic, M. R., Tehranzadeh, J., and Keyak, J. H. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. Med Eng Phys 25:445-54; 2003.

[9] Turner, C. H., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T. Y., and Pharr, G. M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. J Biomech 32:437-41; 1999.

[10] Katz, J. L., and Meunier, A. Scanning acoustic microscope studies of the elastic properties of osteons and osteon lamellae. J Biomech Eng 115:543-8; 1993.

[11] Hofmann, T., Heyroth, F., Meinhard, H., Franzel, W., and Raum, K. Assessment of composition and anisotropic elastic properties of secondary osteon lamellae. J Biomech 39:2282-94; 2006.

[12] Rho, J. Y., Ashman, R. B., and Turner, C. H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 26:111-9; 1993.

[13] Choi, K., Kuhn, J. L., Ciarelli, M. J., and Goldstein, S. A. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. J Biomech 23:1103-13; 1990.

[14]. Bosisio, M. R., Talmant, M., Skalli, W., Laugier, P., and Mitton, D. Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method. J Biomech 40:2022-8; 2007. [15]. KAMINA & RENARD. Tête osseuse, articulation temporo-mandibulaire, 2° édition.Edition Maloine, 1996.

[16]. LANDOUZY J.M., CLAIRE J., DONAZZAN., HAMME G. Les dysfonctions temporomandibulaires, 1995.

[17]. PERDRIX G., DURAND B-M. Eléments de physiologie de l'appareil manducateur. Rev. Odonto-Stomatol., Paris, 6, pp.451-458, 1977.

[18]. STEPHANE C. Articulation temporo-mandibulaire 2. Cours pour 3° année - période A. 2000.

[19]. GINESTET G. Chirurgie stomatologique et maxillo-faciale. Paris, Flammarion, pp.352-346, 1963.

[20]. MARDER E, REHM KJ. Development of central pattern generating circuits. Curr. Opin Neurobiol. 15(1):86-93.2005.

[21]. SAPER CB, CANO G, SCAMMELL TE. Homeostatic, circadian, and emotional regulation of sleep. J Comp Neurol. 493(1):92-98 2005.

[22] .TORTORA & GRABOWSKI. Principes d'anatomie et de physiologie 2° édition.
 Edition De Boeck Université, 1994.

[23]. TYLMAN SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, 1975 – 917p.

[24]. WISKOTT A. et BELSER U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. J Prosthet Dent.1995; 73:169-183

[25]. MALQUARTI G., ALLARDY., MARTIN J.-P. et BOIS D. Principes généraux des bridges. Editions techniques- Encycl. Med. Chir. (Paris France), Stomatologie et odontologie, 23270 A, 1992 11p.

Chapitre III

Distribution des contraintes dans le système

parodontal et implant dentaire sous solli

Chapitre II

Les implants dentaires

1. Historique

Depuis longtemps, des dentistes et des médecins de la bouche ont tenté de remplacer les dents manquantes en ayant recours à toutes sortes de techniques, en général sans grand succès. L'origine des prothèses dentaires remonte à fort longtemps. La raison en est simple. Être édenté a toujours posé deux problèmes majeurs : d'une part, ça rend l'alimentation plus difficile; d'autre part, ça ne fait pas un beau sourire. C'est à l'occasion de fouilles archéologiques en Égypte que l'on a retrouvé les premières prothèses. Elles étaient confectionnées à partir de dents sculptées dans l'ivoire ou dans le bois et retenues entre elles par des fils d'or. Réservées à quelques-uns, et certainement très peu fonctionnelles, ces prothèses jouaient surtout un rôle esthétique. Officiellement, le début de l'histoire des implants date de 1565, lorsqu'un certain Pretorius emploie une plaque en or afin d'obturer une fissure au niveau du palais et des dents. À partir du XIXe siècle, on utilise des plaques de caoutchouc, du plomb et des dents en os, en ivoire ou en porcelaine. Au 18e siècle, Pierre Fauchard (1678-1761), chirurgien de formation, publie le premier ouvrage sur la chirurgie dentaire. Son livre, Le chirurgien dentiste, lui vaut d'être considéré comme le père de la dentisterie moderne. Il demeure d'ailleurs une figure emblématique de la profession. Il faut toutefois attendre les années 80 pour obtenir des progrès significatifs, attribuables à un chirurgien suédois, le Pr Bränemark, après plusieurs études menées sur des patients complètement édentés traités à l'aide de prothèses implant aires en titane. C'est lui qui découvre l'attirance des cellules osseuses pour ce matériau. Depuis, d'autres matériaux de surface ont été développés en vue d'améliorer l'ostéo-intégration des implants dentaires, c'est-à-dire leur intégration à l'os. D'ailleurs, la technologie d'aujourd'hui offre des taux de succès atteignant 99 % pour la mâchoire inférieure et 98 % pour le maxillaire. Ces taux reconnus figurent parmi les meilleurs résultats obtenus dans le domaine médical, toutes spécialités confondues. L'implantologie relève d'un acte chirurgical dentaire méticuleux et les membres de la Société d'implantologie dentaire (SID), passionnés par leur profession, sont réellement à l'avant-garde des progrès technologiques réalisés dans leur domaine

2. Implantologie

2.1. Description d'un implant dentaire

L'implant dentaire est une racine artificielle servant au soutien d'une couronne en céramique (Fig. II.1) et permettant ainsi le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes. L'implant dentaire est fabriqué en titane, métal très résistant et parfaitement biocompatible. Il est de forme cylindrique et ressemble à une vis. Les implants sont placés dans l'os, ce qui va permettre la réalisation d'une prothèse fixe et le rétablissement de la fonction et de l'esthétique sans toucher à l'intégrité des dents saines. Selon les indications, l'intervention pourra se faire avec ou sans ouverture de la gencive. Une période de 3 à 6 mois est utile pour la cicatrisation osseuse. Afin que vous ne restiez pas sans dents durant cette période, des prothèses provisoires sont réalisées.



Figure II.1 : Implant esthétique à bague zircone.

2. 2. Avantages des implants dentaires

Les implants dentaires ont révolutionné l'approche traditionnelle de la dentisterie et représente une avancée encore impensable il y a seulement quelques années :

- A Ils permettent de retrouver le confort et l'esthétique des dents naturelles.
- A Ils empêchent la perte osseuse, après que la dent ait été extraite.
- ₲ Ils remplacent de manière fixe et permanente les dents manquantes.
- Ils stimulent la santé de l'os, car les dents artificielles sont soutenues par leurs propres racines qui sont en l'occurrence les implants.
- € Dans les cas de prothèse amovible, ils stabilisent de manière significative le dentier.
- 𝔄 Ils rétablissent une dentition fixe, dans les cas de prothèse partielle amovible.
- € Ils facilitent la mastication et donc la digestion des aliments.

A Ils permettent de retrouver une qualité et un confort de vie.

- € Ils augmentent la confiance en soi et permettent de se débarrasser de certains complexes.
- Ils permettent de parler et de manger à nouveau en toute confiance avec un bien-être évident.

 ✤ Ils empêchent de perdre son dentier à un moment délicat ou encore évitent l'apparition de bruits dus au mauvais ajustement d'une prothèse.

€ Ils permettent de retrouver un sentiment de jeunesse et de beauté naturelle.

Les implants dentaires doivent toujours être envisagés, dans la mesure du possible, dès qu'il s'agit de remplacer une dent absente.

2.3. Description des différents types d'implants

2.3.1. Implant supra-osseux

La technique de mise en place comporte deux étapes chirurgicales [1]:

- lors de la première séance, le chirurgien réalise une incision de la muqueuse sur tout le long de la crête osseuse, dégage la gencive et met l'os totalement à nu. Il prend l'empreinte de cette crête à l'aide d'élastomères. L'empreinte est alors coulée au laboratoire et le prothésiste élabore une grille qui prend appui sur l'os basal. Cette pièce terminée et bien polie est renvoyée au cabinet.
- Lors de la deuxième séance, le praticien incise à nouveau la muqueuse pour ajuster la pièce confectionnée suture la muqueuse autour des piliers qui sont en général au nombre de quatre et constituent les piliers d'ancrage de la future prothèse.



Figure II.2 : Implant supra-osseux.

2.3. 2. Implant trans-osseux antérieur mandibulaire

Il se compose d'une base inférieure horizontale sous mandibulaire, qui sert de support pour trois à cinq tiges verticales de rétention qui viendront se ficher le corps mandibulaire. Deux

autres composants filetés traversent de part en part la crête osseuse et le tissu muqueux, et dépassent dans la cavité buccale à la hauteur des canines. Les implants juxta-osseux et transosseux nécessitent une technique chirurgicale assez lourde et les complications sont très nombreuses. Ce sont des thérapeutiques obsolètes, qui ne sont presque plus utilisées.

2.3. 3. Implant endo-osseux

Ce sont les implants les plus utilisés actuellement, elles ont supplanté toutes les autres. On distingue:

- 🔄 les implants à insertion latérale exemple le Diskimplant de Scortecci.
- 𝔄 les implants à insertion axiale: ils peuvent être :

Impactés: type implant 1. M. Z.

Vissés: type implant Bränemark.

En lames: type lame T.B.R.

2.3. 3.1. Implant Bränemark

A partir de 1971 Bränemark et son équipe publièrent la production d'un implant cylindrique à insertion axiale vissé avec ses composantes prothétiques. Ces travaux ont révélé l'implantologie qui est considérée actuellement comme une science à part entière en odontologie. Le taux de succès communiqué par cette équipe en 15 ans est de 81 % au maxillaire et de 91 % à la mandibule pour 3500 implants posés. C'est un implant en titane commercialement pur, cylindrique. Comme l'indiqué la figure II.3, l'implant comporte un pas de vis usiné et présente quatre alvéoles, dans sa partie apicale à visée d'ancrage. La partie supérieure hexagonale lisse est destinée à recevoir le pilier transmuqueux. Les Dimensions de cet implant sont: Trois diamètres sont disponibles: 3,3 mm ; 3,75 mm et 5 mm et six longueurs: 7 - 8,50 - 10 - 11,50 - 13 et 15 mm.



Figure II.3 : Implant de BRANEMARK.

2.3. 3.2. Diskimplant

L'idée centrale est de pouvoir utiliser le volume osseux, non seulement en profondeur, mais surtout en largeur dans le sens vestibulo-lingual selon le concept de l'appui tricortical au niveau de la corticale vestibulaire et linguale au niveau de la base et en corticale crestale pour le "fût". Le but du Diskimplant est d'apporter une solution aux faibles volumes osseux [2,3]. Les résultats statistiques communiqués par Scortecci concernent 2323 implants placés entre 1979 et 1984, il obtient 87% de succès clinique et radiologique dont 83% pour le maxillaire et 90% pour la mandibule. La description du Diskimplant est montrée sur la figure II.4, Il s'agit d'un monobloc sans rajout ni soudure composé d'un disque basal et d'un fût cylindrique, composé de titane commercialement pur avec un état de surface lisse, cytophylactique. Il est présenté en double emballage stérile avec un code de couleur. Le disque basal existe en plusieurs diamètres et le fût en plusieurs longueurs. Les implants sont classés d'une part en fonction de leur diamètre vestibu-lolingual et du nombre de gradins cylindriques à partir de la base (système "G") et d'autre part en fonction du raccordement par vissage externe, interne ou par système hexagonal en unitaire.

Système "G" :

Nombre de Gradins :	G1 - G2 - G3 - G4 - G5 - G6.
Hauteur de l'implant (mm) :	5 - 6,5 - 8 - 9,5 - 11 - 12,5.
Diamètre du disque basal (mm) :	5 - 6 - 7 - 8 - 9 - 10.

Exemple : Diskimplant 7G3 : diamètre base 7 mm 3 gradins, soit une hauteur de 8 mm (hauteur d'un gradin 1 mm et distance inter-gradin 0,5 mm). Il existe 7 séries de DiskImplants :

- I : vissage Interne,
- IDD : double disque vissage interne,
- IH : système hexagonal à vissage Interne,
- IDDH : double disque hexagonal vissage interne,
- E : vissage Externe,
- EDD : double disque vissage externe,
- VEL : vissage externe à filetage long.

Le vissage interne est indiqué pour les crêtes de diamètre Vestibulo-lingual supérieur ou égal à 3 mm.

Le vissage externe s'utilise pour les crêtes de diamètre Vestibulo-lingual inférieur à 3 mm.

Le double disque est destiné aux crêtes hautes et étroites. Le système hexagonal est utilisé en prothèse unitaire.



a) à cylindrique.

b) à plaque - série DP.

Figure II. 4: Diskimplant monobloc

2.3.3.3. Implant I.M.Z.

Il s'agit d'un implant cylindrique à insertion axiale impacté. L. M. Z (Fig. II.5), signifie: Implantation Méthode mit Intramobilen Zylinder [4]. L'originalité de cet implant réside dans l'élément intra mobile (I. M. E.) en polyoxyméthylène qui assurerait une résilience, c'est à dire une imitation de la mobilité physiologique de la dent naturelle. C'est un implant en titane commercialement pur, son corps est recouvert de T. P. F. S. (Titane Plasma-Flame-Spray) qui procure une rugosité de la surface sauf sur les deux millimètres de la partie supérieure où le titane est poli de façon "miroir". La partie apicale comporte quatre alvéoles oblongues. Le projetât de titane et les alvéoles apicales augmentent la surface d'appui corticale, optimisant ainsi l'ostéo-intégration. L'implant existe en deux diamètres: 3,3 et 4 mm. Les longueurs sont:

- pour les diamètres 3,3 les longueurs sont: 8, 10, 13 et 15 mm,

- pour les diamètres 4 les longueurs sont: 8. 11, 2 et 3 mm.



Figure II. 5 : Implant I.M.Z de diamètre 3,3 et 4 mm.

2.3.3.4. Autres types d'implants

a) Implant Coré-Vent

Dans ce système [5], il existe différentes formes qui correspondent à des copies d'autres marques d'implants. Ainsi, la forme vissée est une copie de l'implant Bränemark et celle impactée est une imitation de l'implant I.M.Z.

b) Implant Structure

C'est un implant cylindrique avec un micro-filetage interrompu [3], un hexagone cervical interne et une partie apicale lisse. Cet implant offre quatre possibilités selon la densité osseuse:

- Taraudage;
- Autotaraudage;
- Impactage vissage:
- Impactage.

Sa partie apicale lisse lui permet d'entrer en contact avec une membrane (sinusienne ou nasale) sans entrainer d'effraction.

c) Implant T B R

Le système TBR comporte des implants cylindriques et des implants lames.

[6]. Les implants cylindriques peuvent être vissés ou impactés ; ils ont des caractéristiques communes:

- octogone interne : il permet un blocage antirotationnel du moignon,

- col lisse sur 1,5 mm de hauteur,

- une base cruciforme assurant un blocage antirotationnel de l'implant dans l'os,

- les implants sont livrés avec les vis de couverture.

- les implants lames = TBR2 : ils peuvent être recouverts d'hydrox apatite; l'intérieur du fût cylindrique n'a pas d'octogone interne. Le col de l'implant est lisse et le corps microbillé.

d) Implant Stéri-Oss de DENAR

Ils sont en titane ou recouverts d'Hydroxyapatite avec un hexagone lisse dans la partie crestale. Il existe différentes formes: cylindrique vissée et cylindrique impactée.

e) Implant Frialit

La partie supérieure est cylindrique, polymiroir. Le corps de l'implant a une forme étagée afin de diminuer les contraintes de l'os et d'augmenter la friction osimplant. L'implant est de type impacté ou impacté-vissé en titane ou recouvert d'hydroxyapatite.

3. Choix du type d'implant

3.1. Différents paramètres implantaires

Le concept de l'ostéo-intégration marque le début de l'implantologie moderne. De nos jours, les implants de référence sont les implants endo-osseux de forme cylindrique. Les implants dentaires existent dans une large gamme de morphologies. L'implant doit s'intégrer à son environnement osseux et aux tissus mous pour guider au mieux leur adaptation à la future prothèse. Le choix du type d'implant va dépendre :

- du volume osseux disponible.
- de l'espace prothétique résiduel.
- des contraintes mécaniques (Fig. II.6).

Un choix implantaire judicieux permet d'assurer l'harmonie et la pérennité de l'os et des tissus mous. L'analyse des impératifs prothétiques et chirurgicaux permet de dégager les paramètres d'un choix implantaire raisonné. Les différents paramètres caractéristiques de l'implant sont les suivants :

- morphologie;
- résistance mécanique;
- diamètre (du col, du corps);

- type de connexion.

On définit la morphologie implantaire selon :

- la forme du corps (cylindrique ou conique) ;
- la forme du col (cylindrique ou évasé) ;
- son architecture (en une partie ou en deux parties).



Figure II.6: L'implant doit s'adapter au volume osseux disponible (1). à l'espace prothétique résiduel; (2) et aux contraintes mécaniques (3)[24].



Tableau II.1: Influence des paramètres cliniques sur le choix implantaire [25].

3.2. Matériaux constituant l'implant

Les biomatériaux utilisés en implantologie peuvent se diviser en deux grandes families distinctes, les biomatériaux métalliques. La céramique fut introduite en implantologie dentaire par Sandhaus en 1962. En orthopédie, l'alumine fut utilisée dés la fin des années 60 par Boulin (1971), dans le but de limiter les produits d'abrasion obtenus aves les couples cupuletète fémorale métallique. En implantologie orale, le titane est le biomatériau métallique le plus utilisé car il présente la meilleure bio-inertie de sa catégorie. Sa bio-inertie est due á la présence d'une couche dense d'oxyde TiO2, d'une épaisseur de 30-50 Å á l'état natif. Pour assoir la biocompatibilité du titane, il était courant dans les années 80 d'assimiler le titane á une céramique. En effet, la couche passive de TiO2 est une céramique, elle est toujours présente en surface, ce qui explique les propriétés de biocompatibilité du titane métallique. Le deuxième biomatériau le plus utilisé en réhabilitation et implantaire est actuellement la zircone. Envisagée par Sandhaus dés 1965, cette céramique structurale a remplacé l'alumine du fait de ses propriétés mécaniques meilleures.

3.2.1 Titane

Commercialement pur (99,82% de Ti ou alliage â base de titane Ti, A16 V4 : 90% de Ti, 6% de Al et 4% de Vanadium), ils sont parfois recouverts d'un spray de titane déposé au chalumeau à plasma; ils peuvent aussi être revêtus d'hydroxyapatite ou d'alumine. Actuellement, avec les implants en titane, le praticien peut déterminer en prothèse scellée, le niveau de la limite cervicale supra, juxta ou sous gingivale [7]. Pour bénéficier de ce choix, il faut impérativement que la liaison soit directe entre l'implant et le faux moignon, que celui-ci soit vissé ou scellé. Les systèmes faisant appel à un élément trans-gingival pour obtenir une prothèse vissée, ne permettent pas ce choix du niveau de la limite cervicale. En effet, celle-ci est obligatoirement déterminée par le sommet de l'élément trans-gingival. Certains systèmes comme l'implant TBR, ont innové, en permettant de rendre le col du faux moignon en titane, ou même de réaliser un faux moignon titane céramique ou auro-céramique, conjuguant ainsi la solidité du métal et l'esthétique de la céramique [7]. Le titane présente, à température élevée, une grande affinité pour l'oxygène, l'azote, le carbone et l'hydrogène. Cette caractéristique est essentielle dans son utilisation en implantologie dentaire. Son aptitude à se passiver (par la formation d'un film protecteur d'oxyde de titane) lui donne une résistance exceptionnelle a la corrosion et aux attaques chimiques. Il résiste parfaitement à tous les milieux naturels (atmosphère, eau de mer, salive) et possède une biocompatibilité très supérieure à celle des autres métaux. La résistance a la corrosion du titane et sa biocompatibilité est proche de celle d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile. Les propriétés physiques du titane le différencient nettement des autres métaux [25]:

- densité faible ;
- température de fusion élevée (1 670°C) ;
- conductivité thermique faible (21.6 W/mK);
- coefficient de dilatation thermique faible (8.5 x 10^{-6} K⁻¹);
- amagnétique.

Le titane a une densité de 40 % inférieure à celle des aciers au carbone. Ses nombreuses qualités lui ont permis de s'imposer comme matériau de pointe en dentisterie, notamment grâce a son faible poids, à sa faible conductivité thermique (14 fois moins que l'or) ou encore à son absence de goût) [26].

Le module d'élasticité de Young du titane est faible (100 GPa) par rapport aux alliages non précieux (de 177 â 220 GPa). Sa raideur est comparable à celle des alliages précieux. La limite élastique, particulièrement favorable dans le cas du titane (de350 MPa à 1 GPa selon l'alliage concerne), traduit la capacité de l'alliage à résister aux forces auxquelles il est soumis sans subir de déformation permanente. La résistance mécanique du titane peut être accentuée par addition d'éléments d'alliage tels que l'aluminium (Al) et le vanadium (V).

3.2.2. Céramique

Seuls les implants en céramique (oxyde d'alumine type CBS, Cérasand, Frialit ou Biolox), peuvent donner un résultat esthétique satisfaisant. Dans la région cervicale et en cas de gencive fine ou de récession gingivale apparaissant avec le temps, ces implants donnent de meilleurs résultats esthétiques que les implants métalliques. Certains implants en céramique alumineuse sont commercialisés (Bicortex...), mais on leur reproche leur fragilité. En ce domaine, l'avenir est à la zircone (implants Sigma) dont la résistance à la flexion et à la torsion est environ quatre fois plus élevée que celle de l'alumine.

3.2.2.1. Céramiques dentaires traditionnelles

Les céramiques dentaires classiques sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion, en revanche, elles possèdent des résistances très élevées en compression. La caractéristique mécanique prépondérante d'une céramique est sa rupture dite fragile. Sous contrainte, à température ambiante, la céramique se fracture brutalement dans le domaine élastique sans déformation plastique. Les liaisons ioniques ou covalentes empêchent le glissement des plans atomiques voisins et le matériau ne peut se déformer plastiquement pour répartir les contraintes imposées comme le font les matériaux métalliques. La raison de ce type de rupture fragile est que, mises sous pression, les fissures en formation tendent à se refermer, alors que soumises à des contraintes de traction ou de cisaillement, elles s'agrandissent et se propagent.

3.2.2.2. Zircone

La zircone est aujourd'hui un des supports de prédilection pour les restaurations prothétiques et implantaires dans le domaine dentaire, autrement dit pour les couronnes céramiques et piliers implantaires. Les principaux avantages des couronnes en zircone sont :

résistance élevées est bien supérieure à celle des alliages couramment utilisés,
 comme le Chrome Cobalt, le Nickel Chrome ou encore l'Or.

- esthétique, du fait que la zircone est blanche, elle est plus adaptée pour servir de support à une dent, c'est bien naturel. La zircone évite de voir apparaître des liserés gris au bout de 5 à 10 ans comme les couronnes céramiques sur Chrome Cobalt ou Nickel Chrome.
En plus, il n'y a pas d'accroche bactérienne (très peu en comparaison aux autres supports)

3.2.2.3. Alumine

L'alumine est aujourd'hui un des supports de prédilection pour les couronnes céramiques et les facettes dentaires. L'alumine permet d'éviter l'apparition de liserés gris dans le temps. Elle est principalement utilisée pour les dents antérieures, de canine à canine.

4. Ostéo-Intégration

4.1. Définition

Parmi les nombreuses définitions de l'ostéo-intégration, la plus récente est celle de Zarb et Coll [10]; selon ces auteurs, il s'agit d'un processus par lequel une fixation rigide et asymptomatique d'un matériau alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle.

4.2. Facteurs biologiques influant l'osteo-integration

L'ostéo-intégration est obtenue lorsqu'un certain nombre de facteurs sont réunis par l'implant et la technique chirurgicale.

4.2.1. Biocompatibilité du matériau.

Le matériau ne doit induire aucune réaction pathologique locale ou générale à court ou moyen terme. Le titane reste le matériau biocompatible inerte de premier choix, commercialement pur (99,8% de titane et 0,2% d'impuretés) avec des qualités mécaniques et biochimiques [10, 11,12].

4.2.2. Forme de l'implant

Albrektsson a montré qu'il était nécessaire d'avoir un contact immédiat sur la plus large surface possible entre l'os et l'implant. Le choix de l'implant se fera en fonction de son site d'insertion : au maxillaire, les implants cylindriques sont plus utilisés [13].

4.2.3. Etat de surface de l'implant

La couche d'oxyde qui se forme instantanément à la surface du titane permet l'intégration biologique de l'implant par l'incorporation des ions calcium et phosphore présents dans le caillot initial. Cette bio-intégration n'est possible qu'à deux conditions:

• Favoriser le contact du sang du patient en premier avec la couche d'oxyde qui doit être très hydrophile pour permettre un étalement rapide des cellules et leur croissance [14].

• Eviter la pollution de la couche d'oxyde en manipulant l'implant avec des précelles en acier inoxydable ou bien avec des gants ou encore en l'aspergeant avec du sérum physiologique. En effet, cette pollution abaisse considérablement l'énergie de surface de l'implant qui doit être poreuse et non lisse [27].

4.2.4. Technique chirurgicale

Les travaux d'Albrektsson montrent que lors du forage, la température ne doit pas dépasser 47°C pendant 1 mn. Une température supérieure entraînera un arrêt permanent de la circulation sanguine donc une zone nécrotique qui ne montrera aucun signe de réparation après 100 jours [13]. La préparation du site osseux doit donc s'effectuer à faible vitesse avec un couple élevé (micro-moteur), garantissant ainsi un échauffement minimal [49]. La technique d'utilisation des instruments rotatifs en implantologie est fondamentale pour l'obtention régulière et répétitive du succès:

- les forets utilisés seront renouvelés régulièrement.
- chaque coup de forage ne doit pas excéder quelques secondes. Une fois l'instrument sorti de l'os, son extrémité doit être refroidie et nettoyée par du sérum physiologique qui assure une isotonicité par rapport aux cellules qui sont ainsi conservées intactes [13].

4.2.5. Condition de mise en charge

La mise en charge différée, après 3à 6 mois cicatrisation, semble actuellement la seule option acceptable pour avoir un taux d'ostéointégration convenable pour une application clinique courante [28] [40]. Des résultats satisfaisants ont été obtenus avec des implants ITI directement mise en charge à la mandibule. Cette technique nécessite la mise en place d'où moins 3 implants entre le trou mentonnier et la pose d'une barre dans les 48 heures suivant l'intervention qui solidarise les implants en éliminant la possibilité de micromouvement. Dans ces conditions, un taux de succès de 90% à 5ans a été observé [29].

4.2.6. Etat de site receveur

Naturellement le site receveur doit être parfaitement sain. La situation idéal semble être un os bien dense vascularisé avec une corticale moyennement épaisse. Un os ostéoporotique ou une mauvaise vascularisation peut conduire à un manque d'ostéointégration. La statistique sur 15 ans concernant les résultats avec des implants Bränemark publiés par Abell et coll [30] ont montré un taux du succès moins important au maxillaire (81%) qu'à la mandibule (91%). dans leur étude multicentrique [31] trouvent un taux de réussite de 98, 77%) à la mandibule et de 86, 95% au maxillaire cette différance entre le maxillaire et mandibule est en grand partie due à la qualité de l'os rencontré [32]. les résultats d'une étude présentée par buser et Coll [33] Bernard et Coll. [34, 35,36] ont montré que l'utilisation des implants ITI aboutit à un taux de succès très élevé (96,2%) à 3ans aussi bien au maxillaire qu'à la mandibule probablement du à la nature du traitement de surface de ces implants. En pratique la recherche d'une qualité et d'une quantité osseuse optimale doit être prioritaire. Quant à l'os irradié il ne semble pas être incompatible présenterait a 1 an un potentiel de cicatrisation compatible avec le processus d'ostéointégration [37, 38, 39]. Concernant les tissus mous. la présence d'une barrière épithéliale autour de l'implant est primordiale pour la pérennité de la restauration prothétique. Une gencive attachée kératinisée est moins susceptible au traumatisme mécanique.

Certains auteurs [40] pratiquent des greffes de grande étendue espérant un tissu plus riche en fibre de collagène assurant un sertissage hermétique limitant la progression de l'inflammation.

5. Pronostic des traitements implantaires

5.1. Critères de succès en implantologie

Pour être considère comme un succès, un implant doit répondre à plusieurs critères :

- fonctionnels (mastication, phonation);

- psychologiques (absence de douleur et d'inconfort, résultat esthétique);

- physiologiques (obtention et maintien de l'osteointegration, absence d'inflammation tissulaire).

L'impossibilité de répondre a l'un de ces critères est considérée comme un échec, même si les Autres conditions sont remplies [48]. Les critères de succès les plus utilisés sont ceux d'Albrektsson et al. [15] :

- absence de mobilité clinique d'un implant isolé et non relié.

- absence d'image radiolaire peri-implantaire.

- perte osseuse verticale inferieure a 0,2 mm par an après un an de mise en fonction des implants. La perte osseuse marginale doit être inferieure a 1,5 mm durant la première année de mise en fonction;

- absence de signes ou symptômes irréversibles : douleur, infection, neuropathie, paresthésie ou effraction du canal mandibulaire;

- les auteurs ont recommande qu'un système implantaire, pour être fiable, remplisse les conditions précitées dans 85 % des cas a 5 ans et 80 % a 10 ans.

5.2. Taux de succès implantaire

Selon la littérature, le taux de succès implantaire global varie de 80 à 95 % à 10 ans [16, 48,17, 18,19]. Ce chiffre varie en fonction du type d'endentement (total, partiel), du type de prothèse fixée a l'implant (couronne unitaire, bridge), du nombre d'implants poses par bridge, de la région d'implantation, de la liaison entre l'implant et un autre implant ou une dent naturelle, du système implantaire utilise, etc....

En moyenne, 2,5 % des implants sont perdus avant la mise en charge. De plus, entre 0,5 et 1,3 % des implants sont perdus par an pour aboutir a un taux de survie âpres 10 ans de 80 a 95 % en fonction de la situation clinique [17]. Il est à noter qu'il n'existe pas de différence significative, tant a court terme qu'a long terme, entre le taux de survie des implants poses chez des patients ayant un antécédent de parodontite chronique et celui des implants poses chez des patients sans problème parodontal [18].

5.3. Durée de vie implantaire

La durée de vie d'un implant est actuellement inconnue [20]. L'équipe de Branemark presente des cas ayant actuellement plus de 30 ans, celles de Tulasne, de Hure, de Missika des cas ayant plus de 20 ans. Contrairement a ce qu'exprimait Albrektsson en 1986 [15], il semblerait que la perte osseuse annuelle autour de l'implant évaluée à 0,2 mm se stabilise rapidement et soit nulle au bout de quelques années. Il existerait même, dans certains cas, une croissance osseuse autour de l'implant. On peut donc supposer une grande durée de vie pour l'implant, pouvant être de 40 ou 50 ans [20]. La durée de vie de la prothèse supra-implantaire est, elle, plus limitée. En effet, le vieillissement de la céramique, l'évolution de l'apparence esthétique du patient ou les modifications prothétiques nécessitées par l'évolution de sa bouche font que la prothèse devra être refaite au bout de 10, 15 ou 20 ans. Se pose alors le problème de la disponibilité des pièces nécessaires : fabricants ayant disparu, gamme de système implantaire supprimée, composants modifies, etc...Dans ces cas la, la seule solution proposée par les sociétés est la dépose d'un implant, qualifie de succès, pour le remplacer par un autre dont les pièces prothétiques sont disponibles [20].

5.4. Satisfaction des patients

Une étude de Pjetursson et al. En 2004 avait pour but d'étudier la satisfaction des patients ayant eu recours a un traitement implantaire [21]. Celle-ci montre un taux de satisfaction relativement élevé :

- 97 % des patients sont satisfaits du confort masticatoire;
- 72 % ne perçoivent pas de différence entre le confort masticatoire de leurs dents et celui de leurs implants, 8 % préférant même celui des implants;
- 96 % des patients sont satisfaits de leur phonation;
- 97 % sont satisfaits de l'aspect esthétique;
- 94 % des patients choisiraient le même traitement s'ils devaient recommencer.

6. Chronologie du traitement implantaire : évolution des concepts

6.1. Concepts fondamentaux

Initialement l'ostéo-intégration a été définie comme étant une apposition osseuse directe sur la surface implantaire [40]. Puis elle a pris la dénomination d'ankylose fonctionnelle [41]. Elle est caractérisée par une coaptation directe structurale et fonctionnelle entre l'os vivant et la surface implantaire [42]. Elle est le résultat d'une régénération osseuse primaire directe sur

l'implant. Dans l'ostéo-intégration, l'os est étroitement lie à un matériau inerte et biocompatible. La macrostructure et microstructure de ce matériau la stabilité primaire et les conditions de charge pendant la période de cicatrisation jouent un rôle décisif pour l'obtention de l'osteo-integration.

6.1.1. Stabilité primaire

Un bon ancrage primaire de l'implant est capital pour l'obtention de l'ostéo-intégrât ion.

Essentiel : I obtention d'une bonne stabilité primaire dépend directement de la qualité de l'os résiduel, de l'acte chirurgical et de la morphologie implantaire. En présence d'un os de mauvaise qualité, une préparation sous-dimensionnée du site osseux optimise la stabilité initiale de l'implant. Un ancrage primaire égal ou supérieur à 25 N.cm doit être idéalement obtenu [43], La stabilité biomécanique initiale prévient les micromouvements de l'implant. Elle diminue progressivement durant les 6 premières semâmes de cicatrisation. Différentes études montrent que la présence de micromouvements supérieurs à 150 pm sur les implants pendant les jours qui suivent leur mise en place peut entraîner une mauvaise cicatrisation. Les micromouvements inférieurs 350 pm semblent être bien tolères et ne perturbent pas l'obtention de l'ostéo-intégration [44] (Fig. II.7).



Figure II.7 : Résultat de l'ostéo-intégration selon les mtaoniou-vements supra-implantaires pendant les premières semaines de cicatrisation [23].

6.1.2. Réponse biologique

La première phase de la cicatrisation osseuse est activée par la préparation chirurgicale de la matrice osseuse existante. Au moment ou celle-ci est exposée au fluide extracellulaire, les protéines non collagéniques et les facteurs de croissance sont libères en activant la réparation osseuse. Les ostéoblastes commencent l'apposition tissulaire au niveau des pores du défaut osseux. La stabilité mécanique initiale diminue progressivement. Elle est remplacée par une

stabilité biologique (ostéo-intégration) (Fig. II.8). Une fois actif, le processus d'osteointégration suit un programme biologiquement déterminé [45], divisé en trois étapes :

- apposition d'os immature ;
- adaptation de la masse osseuse à la charge (apposition osseuse) ;
- intégration fonctionnelle (remodelage osseux).



Figure II.8: Schéma de la diminution progressive de l'ancrage primaire (mécanique) et de l'augmentation de la stabilité biologique (ostéo-intégration). Une zone à risque se trouve au milieu [23].

a) Apposition d'os immature

Le premier tissu ostéoîde formé entre la surface de l'implant et l'os résiduel est caractérisé par l'orientation des fibres de collagène. La présence d'ostéocytes réguliers et d'une faible densité. Ce tissu sert de base au remaniement biologique entre les parois osseuses et la surface de l'implant. Sa formation prédomine dans les 4 à 6 semaines qui suivent la pose de l'implant.

b) Adaptation de la masse osseuse à la charge

Au début du deuxième mois, la structure de l'os initialement formé se transforme en un os lamellaire plus élaboré avec une bande des fibres collagènes bien organisées renforçant la résistance. Cette structure peut aussi évoluer vers un os fibreux, intermédiaire entre l'os lamellaire et le tissu ostéoide. Avec des fibres collagènes sans orientation déterminée. L'apposition de cet os fibreux peut se récliner sur trois surfaces : le tissu ostéoîde. L'os résiduel et la surface implantaire. Au niveau du tissu ostéoide, l'apposition d'un os plus mature permet un renforcement : elle est souvent concentrée dans les zones où les forces les

plus importantes sont transférées de l'implant vers l'os. Au niveau de l'os résiduel, l'os lamellaire est disposé sur un tissu en dégradation par suite de l'interruption de l'apport sanguin au moment de la chirurgie. Cet os est en contact avec la surface implantaire. Cela compense la perte osseuse.

c) Intégration fonctionnelle (remodelage osseux)

L'intégration fonctionnelle forme la dernière phase de l'ostéo-intégration. Elle débute autour du troisième mois, après plusieurs semaines de grande activité. Une réabsorption ostooclastiquo suivie par une apposition lamellaire la caractérise. L'intégration fonctionnelle améliore la qualité osseuse par le remplacement du tissu osseux nécrotique ou initialement formé par de l'os lamellaire. Elle conduit à l'adaptation fonctionnelle de la structure osseuse à la charge en changeant la dimension et l'orientation des tissus. Ce mécanisme de remodelage osseux débute lorsque la prothèse implanto-portée est mise en place sous les contraintes occlusales [46] .Ce phénomène se poursuit pendant la première année de charge fonctionnelle. Un implant mis en charge selon un protocole rapide ou immédiat obtient son intégration fonctionnelle plus rapidement [47].

7. Différents protocoles

A l'heure actuelle, il existe cinq protocoles implantaires selon le temps global du traitement et les phases du traitement [23] (Fig. II.9).

7.1. Protocole en deux temps chirurgicaux

Lors du premier temps chirurgical, l'implant est mis en place. Il est parfaitement enfoui dans l'os. Apres une période de cicatrisation d'environ 4 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire, il est désenfoui. La prothèse est réalisée après la cicatrisation de la muqueuse (entre 2 et 6 semaines).

7.2. Protocole en un temps chirurgical

Le seul et unique temps chirurgical permet la cicatrisation de l'os et de la muqueuse autour de l'implant. Ce protocole impose l'utilisation des implants monoblocs ou la mise en place de la vis de cicatrisation sur l'implant dans le même temps opératoire. Le Temps de cicatrisation avant de réaliser la prothèse est d'environ 3 à 4 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire.

7.3. Protocole de mise en charge précoce ou rapide

Un seul temps chirurgical est utilisé dans ce protocole. Le temps de cicatrisation est réduit à 6-8 semaines avant de réaliser la prothèse. La mise en charge rapide consiste à réaliser la prothèse en occlusion au bout de moins de 3 mois a la mandibule et de moins de 6 mois au maxillaire [23]. Selon Cochran et *al.* (2004) [23], la mise en charge rapide consiste à réaliser une prothèse fonctionnelle entre 48 heures et 3 mois après la mise en place de l'implant.

7.4. Protocole de mise en charge immédiate

Une prothèse provisoire fonctionnelle (contacts en occlusion) est placée immédiatement après la mise en place des implants. Généralement, ce protocole est préconisé chez l'édenté total [28]. La prothèse définitive est réalisée après confirmation de l'ostéo- intégrâtion.

7.5. Protocole de prothèse immédiate non fonctionnelle

Une prothèse provisoire non fonctionnelle (en sous-occlusion) est placée immédiatement après la mise en place des implants. Ce protocole est fréquemment indique chez l'édente partiel ou unitaire dans le secteur antérieur. La prothèse définitive est réalisée après confirmation de l'ostéo-integration.



Figure II.9: Schéma de la chronologie globale des différents protocoles dans le traitement implantaire [23].

Bibliographie

[1] DAHL G. subperiostal implants. Dent abstr. 1957, 2:46-59.

[2]. SCORTECCI G., MODSCHIEDLER T. Ostéointégration et mise en fonction immédiate : 15 ans de recherche et d'application clinique dans le traitement du maxillaire totalement édenté. *Rev. Implantodontie* 1997 ; 24 (1) = 5-32.

[3]. RAMEAU N. Le point sur le système Oiskimplant et les implants structure. *Rev. Implantodontie* 1997, 24 (1): 33-35.

[4].BABBUSH L. A., KIRSH A., MENTAG P. The IMZ endosseous two phase osteointegration implant system. *Mag.' Alph. OMEG*, 1987; 80 (3) : 52-61.

[5]. NIZ NICK G., LUBAR R. The core-vent systeme of osseointegrated implants. *Mag. Alph. Omeg.*, 1987 .. 80 (3) : 62-66

[6]. BENHAMOU A. Biointégration en implantologie orale: implant T.B.R Chir. Dent.France, 1990, 22 (3): 37-46

[7] MISSIKA P, KHAYAT P. Etude esthétique pré-implantaire Cahiers de prothèse , 1990;71: 107-119.

[8]. Trisi P., Rao W., Bone classification : clinical-histomorphometric comparaison. Clin. Oral Implant Res. 1999 ; 10 :1-7.

[9]. Charrier J.L.Anatomie des sites implantaires. Real. Clin. 1998; 9:7-23.

[10]Albrektsson T. Signification clinique et expérimentale de l'ostéo-intégration. Une actualisation des critères de succès et d'évaluation longitudinale. J. Parodontal , 1991, 10, 115-130.

[11]GBAGUIDI A.L Les risques chirurgicaux et implantologie orale Thèse chirurgie dentaire, Dakar, 1998, N°2.

[12]TAKAHASHI. Analysis of stress on a fixed a partial denture with blade vent implant aboutment. Journal de prothèse.dent, 1978, 40 (2): 186.

[13] BERT M., PICARD B., TOUBOL J.P. Implantologie. Paris : Masson, 1992, 108-113.

[14] Esperance midical supplément au n de janvier 1996 tome 3 N 16 : implantologie orale Critère biologique et clinique de l'ostéointégration indication des implants

[15]ALBREKTSSON T., ZARB G.A., WORTHINGTON P., ERIKSSON A.R. The longterme efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success. Journal of Oral and Maxillofacial Implants, 1986 ; 1 : 11-25. [16]. BERGLUNDH T., PERSSON L., KLINGE B. A systematic review of the incidence of biological and technical complication in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies at least 5 years. Journal of Clinical Periodontology, 2002 ; 29(53) : 197-212.

[17]. HOLM-PEDERSEN P., LANG N.P., MULLER F. What are longevities of teeth and oral implants. Clinical Oral Implants Research, 2007 ; 18 : 15-19.

[18]. KAROUSSIS I.K., KOTSOVILIS S., FOURMOUSIS I. A comprehensive and critical review of dental implant prognosis in periodontally compromised partially edentulous patients. Clinical Oral Implants Research, 2007 ; 18 : 669-679.

[19]. ZARB G.A., ALBREKTSSON T. Towards optimized treatments outcomes for dental implants. Journal of Prosthetic Dentistry, 1998 ; 80(6) : 639-640.

[20]. BERT M., MISSIKA P. Les cles du succes en implantologie. Prevenir les complications et les echecs. Rueil-Malmaison : Ed CdP, 2009, 200p.

[21]. PJETURSSON B.E., KAROUSSIS I., BURGIN W., BRAGGER U., LANG N.P.Patient's satisfaction following implant therapy. A ten years prospective cohort study.Clinical Oral Implants Research, 2005 ; 16 : 185-193.

[22]. http://www.dr-lachaux-marc.chirurgiens-dentistes.fr/glossaire.html#biocompatible

[23]. H. MARTINEZ, P. RENAULT G. GEORGES-RENAULT, L. PIERRISNARD, T. ROUACH Les implants : chirurgie et prothèse choix Thérapeutique stratégique Éditions CdP D Wolters Kluwet France. 2008

[24]. MITHRIDADE DAVARPANAH - BORIS JAKUBOWICZ-KOHEN MIHAELA CARAMAN -MYRIAM KEBIR-QUELIN Les implants en odontologie édition cdp 2006 p :35-36.

[25]. SERAPHIN L.Titane. Paris: Encyclopaedia Universalis, 1995; 695-697

[26]. BELOV AF, WILLIAMS JC. Titanium and titanium alloys – Scientific and technological aspect. New York: Plenum Press Publ. Co., 1982.

[27]. KASEMO B, LAUSMAA J.Sélection du metal et caractéristique de surface. Prothèses ostéointégration : l'ostéointégration en pratique clinique.Paris CDP.Branemark PI,Zarb GA, Albrektsson Y, 1987 ;99-116.

[28].BRANEMARK P I, BREINE U, ADELL R, HANSSON O, LINDSTROM J,OHLSSONA.Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies. Scand. J. Plast.Reconstr. Surg. 1969; 3: 81–100.

[29].SCHROEDER A, SUTTER F, ET KREKELER G. Oral implantology. Basic ITI hollow cylinder. Thieme medical publishers inc ed. New York 1991.

[30].ADELL R,LEKHOLM U, ROCKERL BRANEMARK PL- a 15-year study of osseintegrated implants in the treatement of edentulous jaw int j oral surg 1981 ;10 :387-416.

[31].ALBREKTSSON I.the response of bone to titanium implant.crc critical rev biocompatibility 1985 ;1 :53-84

[32].JAFFIN RA, BERMAN CL. The excessive loss of branemark fixtures in type iv bone.a 5 years analysis. J Periodontal 1991;62:2-4.

[33].BUSER , WEBER HP, BRAGGER U, BALSIGER CH. Integration tissulaire des implant ITI en un temps chirugical :étude longitudinale sur 3 ans. Les cahiers de prothèse 1993 ;2 HS : 39-48

[34].BERNARD JP, MARTINET JP, SUTTER F, BELSER U. Implants endo-osseux enfouis: le système ITI Bonefit.Cah Prothèse Implant 1992 ;1 :5-15

[35].BERNARD JP, ROUSSEAU P, BUSER D, BELSER U. Tissus mous péri-implantaires et techniques non enfouies.J Parodontal 1994 ; 13 :7-14.

[36].BERNARD JP, BELSER U, SZMUCKLER S, MATINET JP, ATTIEH A, SAAD PJ.Intérèt de l'utilisation d'implants ITI de faible longueur dans les secteurs postérieurs : résultats d'une étude clinique à 3 ans. Med Buccale Chir Buccale 1995 ;1 :11-18.

[37].BRANEMARK P.I. Osseointegration and its exprimental bock-ground.JProth Dent 1983; 50:339-410.

[38].ALBREKTSSON T, JACOBSSON M. Bone metal interface in osseointegration.J Prosth Dent 1987; 57:597-607.

[39].ALBREKTSSON T ET ALBREKTSSON B. Implat fixation by direct bone anchorage. In noncemanted total hip arthroplasty : the bone interface. New-york, R.Fitzgerald ed.Ravenpress,1988;87-97

[40]. BRANEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J,HALLEN O, OHMAN.A.Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw.Experience from a 10- year period. Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl. 1977; 16: 1-132.

Bert m. les implants dentaires, bases fondamentales, technique chirugicales applications ciniques.cahiers de prothèse ed. paris 1986 ;82.

[41].SCHROEDER A, POHLER O, SUTTER F.Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. SSO Schweiz Monatsschr. Zahnheilkd. 1976; 86: 713-27.

[42].Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants Clin. Oral Implants Res. 1991; 2: 1-19.

[43].ADRIANSSENS P, HERMAN M. Immediate implant function in the anterior maxilla: a surgical technique to enhance primary stability for Brånemark MKIII and MKIV implats. A randomized, prospective clinical study at the 1-year follow-up. Appl. Osseointegr. Res. 2001; 2: 17-21.

[44].SZMUKLER-MONCLER S, SALAMA H, REINGEWIRTZ Y, DUBRUILLE JH Timing of loading and effect of micromotion on bone dental implant interface: review of experimental literature. J. Biomed. Mater. Res. 1998; 43: 192-203.

[45].SCHENK RK, BUSER D.Osseointegration : a reality. Periodontol. 1998; 17: 22-35.

[46].LEMONS J.Biomaterials, biomechanics, tissue healing and immediate-function dental implants. J. Oral Implantol. 2004; 30: 318-324.

[47].LAZZARA RJ, TESTORI T, MELTZER A, MISCH C, PORTER S, DEL CASTILLO R et coll Immediate occlusal loading (IOL) of dental implants: predictable results through DIEM guidelines. Pract. Proced. Aesthet. Dent. 2004; 16: 3-15

[48]. DAVARPANAH M., MARTINEZ H., KEBIR M., TECUCIANU J.F. Manuel
d'implantologie Clinique. 1ere edition. Rueil-Malmaison : Ed CdP, 1999, 338p.
[49] BERT M., MISSIKA P. Le point sur l'ostéo-intégration. Information Dentaire, 1986; 36: 3507-3515

Chapitre III

Distribution des contraintes dans le système parodontal et implant dentaire sous sollicitation statique et dynamique
Chapitre 3

Distribution des contraintes dans le système parodontal et implant dentaire sous sollicitation statique et dynamique

1. Introduction

La prédiction du comportement mécanique du système parodontal est l'un des soucis majeurs de la biomécanique dentaire [1]. Une compréhension adéquate des sollicitations d'une dent sous différents chargements dans ce système est d'une importance fondamentale dans la progression technologique concernant les restaurations dentaires, l'implantation dentaire et l'ortho-odontologie [2]. Le comportement biomécanique des implants dentaires est très différent de celui des dents naturelles. L'une des raisons principales est que ces implants n'ont pas de fonction du ligament parodontal. Ceci est dû au fait que cet organe est un tissu souple pouvant fonctionner comme un élément d'atténuation intermédiaire [3] permettant d'absorber la force de l'impact et de transférer de manière uniforme les forces occlusales à l'os environnant. Toutefois, la bio-structure de l'implant dentaire est directement liée à l'os. Cela peut causer une distribution non uniforme des contraintes dans ces deux éléments ; ce qui peut induire une surcharge biomécanique générant des défaillances au niveau de l'os et de l'implant [4,5]. Depuis l'introduction des implants dentaires pour le traitement des manques dentaires vers la fin des années 80, une demande croissante sur ce type de traitement s'est manifestée car l'utilisation de l'implantologie a réellement révolutionné le traitement dentaire et procuré d'excellents résultats à long terme [5,6].

Dans la littérature, plusieurs chercheurs se sont penchés sur la modélisation des comportements statique, dynamique et en fatigue de plusieurs types de prothèses dentaires et d'implants [7,26].

Pour renforcer le succès clinique, il est nécessaire de comprendre comment la concentration de contraintes sur les systèmes parodontal et implants dentaires est affectée par la forme et les dimensions de ces éléments ainsi que leurs propriétés mécaniques. L'utilisation de la méthode des éléments finis dans l'analyse des implants dentaires offre de nombreux avantages. Cette méthode a été intégrée dans la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux

expérimentations in-vitro, couteuses et parfois difficiles à mettre en œuvre. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations ; tel que les déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure entre les implants et l'os cortical ou spongieux.

L'objectif visé dans cette étude est de déterminer la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises dans le système parodontal et le système d'implant dentaire sous sollicitation statique et dynamique. L'écrasement d'un aliment dur est simulé par la méthode des éléments finis tridimensionnelle. Ce type de chargement est représenté par sa variation linéaire en fonction du temps où est mis en évidence l'effet de la pente sur les variations des contraintes dans les différents éléments de la prothèse dentaire.

L'analyse de l'effet de présence d'un ligament parodontal souple dans le système naturel a suggéré l'idée de faire une étude d'introduction à des interfaces, des élastomères fortement déformables pour absorber une partie du transfert de charge à l'os. Cette étude a pour objectif de réduire autant que possible la concentration des contraintes dans l'os mandibulaire. Cette proposition consiste en l'introduction de deux élastomères comme absorbeurs de contraintes, l'un est interposé entre l' «abutment» et l'implant tandis que l'autre recouvre la tête de la vis qui fixe l' «abutment» à l'implant. Cette nouvelle conception a donné naissance à un nouveau modèle d'implant. Les hypothèses considérées dans ce travail l'ont été pour simplifier l'analyse. Les lois de comportement des matériaux constituant l'implant et ceux de l'os sont prises homogènes, isotropes et élastiques linéaires.

2. Modélisation de l'implant et de la prothèse dentaire

La géométrie du modèle peut être étudiée en deux composantes principales :

2.1. Os mandibulaire

La figure III.1, illustre le modèle original tridimensionnel d'une section mandibulaire. Celle-ci a été construite en utilisant un logiciel de balayage tomographique (CT) prévu pour ce but. Ensuite, les logiciels Rhinoceros 4.0, et Solidworks 3D, ont été utilisés afin de générer le modèle 3D final de l'os. Dans cette étude, L'os trabéculaire (spongieux) a été modélisé comme étant une structure pleine [27,28] de 24,2 mm de hauteur et 16,3 mm de largeur, fondu dans une couche de 2 mm d'os cortical.



Figure III.1: Parties composant l'os mandibulaire.

2.2. Système d'implant

Le modèle choisi de l'implant est indiqué sur la figure III.2 ; il est situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire [22]. L'implant a été basé sur le système de Brånemark [4], de plateforme régulière, d'un diamètre de 4.8 mm et d'une longueur de 12mm. Un modèle d'«abutment» de 8 mm de longueur a été engagé. Les systèmes de l'implant, d' «abutment» et de Framework ont été reconstruits en utilisant l'utilitaire Abaqus. Les modèles de la couronne et l'os mandibulaire illustrés sur la figure III.3 ont été conçus sur SolidWorks 3D.



Figure III.2: Modèles de la couronne et de l'«abutement».



Figure III.3 : Assemblage en perspective isométrique.

La dent a été sélectionnée parmi plusieurs dents extraites telle que ses dimensions correspondent autant que possible à celles mentionnées dans le manuel d'anatomie dentaire [29]. Le modèle a été converti en modèle plein, comme montré par la figure III.4.



Figure III.4 : Deuxième prémolaire.

Le ligament parodontal (PDL) a été modelé comme étant une couche de 0.4 mm d'épaisseur autour de la surface des racines de la dent [30], comme le montre la figure suivante.



Figure III.5:Assemblage du modèle géométrique global.

3. Modèles de matériaux

Les matériaux utilisés pour les différents composants de l'implant dentaire sont :

- L'implant et le pilier sont réalisés en alliage de titane (Ti6Al4V) [15,31]
- L'armature est réalisée en alliage de Cobalt-Chrome (Co-Cr) [32]
- La couronne est faite en céramique feldspathique [33].
- La mâchoire est constituée de l'os spongieux entouré de l'os cortical [34,35].

Il a été montré dans [36] que le matériau de l'os n'est ni homogène ni isotrope et devrait être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe. Il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux. Toutefois, Meijer et al. [37] supposaient les propriétés : isotropie, élasticité linéaire et homogénéité pour ce matériau vivant.

• La dent est principalement constituée de trois matériaux : la dentine, l'émail et le cément. Ces matériaux sont intrinsèquement anisotropes et élastiques non linéaires. Néanmoins, dans le cadre de cette étude, ils sont considérés comme isotropes et élastiques linéaires. Le cément représente un volume considérablement petit par rapport à la dent et est assimilé au volume de la dentine. Le PDL étant un matériau doux, la dentine et l'émail se déforment peu par rapport à cette composante lorsque le parodonte est chargé. En dépit de leur structure anisotrope à l'échelle microscopique, la dentine et l'émail sont considérés comme isotropes, car c'est l'échelle macroscopique que cette analyse considère. De plus, et partant du fait que le volume global de la dent est, dans sa majorité constitué de la dentine, nous considérons les propriétés mécaniques de ce matériau dans la présente étude [38].

• Le comportement de la PDL est viscoélastique non linéaire [39], une loi élastique linéaire est choisie pour représenter ce comportement.

Les interfaces entre les composants de la prothèse : prothèse et implant, ainsi qu'entre l'os cortical et spongieux sont traitées comme des interfaces parfaitement collées [40].

Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont montrées sur le tableau III.1.

Ces matériaux sont supposés élastiques, linéaires et isotropes.

Matériaux	Module de Young E (GPa)	Module de YoungCoefficient deE (GPa)Poisson (v)		Réf.
Ti-6Al-4V	110	110 0,32		[15,31]
Alliage de Cobalt chrome	220	0,30	8900	[32]
Céramique feldspathique	61,2	0,19		[33]
Os cortical	14	0,32	1700	[41]
Os spongieux	1,4 0,3		270	[34,35]
Dentine	1,86	0,31	2140	
Parodontal ligament	0,05	0,49		[42]

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans la prothèse dentaire.

4. Conditions aux limites

Les forces occlusales s'appliquent chaque fois qu'il existe des contacts dento-dentaires. Ces contacts se produisent lors de la mastication - déglutition durant un temps assez court. Ces forces occlusales dépendent de la force musculaire du patient, de l'équilibre occlusal, des para-fonctions, de la situation des dents et de leurs états parodontaux ainsi que des habitudes alimentaires [6, 43]. Les efforts de mastication varient d'une personne à l'autre.

- La surface supérieure de la couronne est soumise à une charge de 4 MPa dans la direction corono-apicale (Fig. III.6).

- Les conditions aux limites ont été appliquées pour empêcher toute forme de mouvement de translation dans notre modèle.



Figure III.6: Chargements appliqués et conditions aux limites.

Dans le cas d'un chargement dynamique, cette charge varie avec le temps comme indiqué sur la figure III.7. Le chargement mécanique appliqué varie linéairement avec le temps et sa valeur maximale est de 4 MPa. Le changement de l'angle θ permet de modifier la pente de la courbe en gardant toujours la même valeur maximale de la contrainte appliquée. Ce changement de pente permet la simulation de l'écrasement d'un aliment dur.



Figure III.7: Chargement dynamique linéaire.

5. Modèle d'éléments finis

Le logiciel Abaqus 6.11 [44] dispose d'un puissant mailleur automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté. Pour le comportement étudié, nous avons utilisé des éléments linéaires tétraédriques C3D4. La figure III.8 représente le maillage global de la structure. Le maillage des différents éléments constituant la prothèse dentaire est illustré sur la figure III.9.



Figure III.8: Maillage global de l'ensemble.



Figure III.9:Maillage de la surface occlusale (a), du Framework(b), de L' «abutement» (c), de l'implant(d) et de la mâchoire (os cortical et spongieux respectivement) (e) et (f).

Le modèle complet est composé de 95909 éléments, il comporte :

- implant : 33753 éléments;
- mandibule : 32571éléments;
- couronne : 19035 éléments;
- «abutment» : 10550 éléments.

La figure III.10 montre le maillage de la prémolaire et du ligament parodontal. Ces différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraédriques à quatre nœuds. Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales et déformations sous le chargement, le raffinement du maillage au niveau de cette interface s'impose afin d'aboutir à une précision acceptable.



Figure III.10 : Maillage de la prémolaire et ligament parodontal et mâchoire (os cortical et spongieux) respectivement (a) et (b) et (c).

Le modèle complet est composé de 270677 éléments, il comporte :

- ligament parodontal (PDL) : 56231 éléments;
- prémolaire : 143739 éléments;
- os mandibulaire : 70707 éléments.

6. Résultats

L'objectif visé dans cette analyse est de prévoir les réponses dans l'os mandibulaire, dans la dent et dans le ligament parodontal entourant la racine de la dent. Ce ligament, (interface dent-os), permet de freiner le transfert des contraintes par son comportement hyper-élastique lui permettant de grandes déformations. Nous proposons dans cette section de dresser une étude approfondie des distributions des contraintes de Von Mises dans l'os entourant la dent.

6.1. Dent naturelle

6.1.1. Contraintes dans la prémolaire

Dans ce travail, la contrainte choisie est celle de Von Mises car d'une part, la géométrie du système d'implant est complexe et d'autre part, c'est une contrainte équivalente qui représente la contribution de toutes les autres contraintes et exprime la même intensité dans toutes les directions. La figure III.11, illustre la distribution des contraintes de Von Mises dans la dent

naturelle dans le cas d'un chargement statique et dynamique ($\theta = 75^{\circ}$) sous une contrainte de 4 MPa. Cette analyse montre que, pour le système naturel, la contrainte de Von Mises maximale a été enregistrée dans le cas des chargements corono-apicaux dans la dent à la zone de contact avec le col de l'os cortical. Un chargement statique engendre une contrainte maximale de 13,7 MPa ; par contre, un chargement dynamique conduit à une augmentation de cette contrainte dont la valeur maximale est de 18,9 MPa. La dent présente une concentration de contraintes dans la zone cervicale. A cet effet, nous analysons la répartition des contraintes dans cette zone. La figure III.12, illustre les variations des contraintes équivalentes sur le contour cervical de la prémolaire dans le cas d'une sollicitation dynamique.



a) Sollicitation statique.

b) Sollicitation dynamique.





Figure III.12: Distribution des contraintes sur le contour cervical de la prémolaire.

La contrainte de Von Mises atteint sa valeur maximale du côté buccal (0-5mm) dont l'intensité est trois fois plus grande que le chargement appliqué. Cette contrainte diminue de niveau pour atteindre sa valeur minimale égale à l'intensité du chargement du côté distal (5-10mm). Du côté lingual, (10-15mm) et mésial (15-20mm). Nous observons presque le même comportement que pour les autres côtés mais avec un changement d'intensité des valeurs minimales de la contrainte équivalente. La répartition des contraintes dans la couche cervicale de l'os cortical est illustrée sur la figure III.13. On observe pratiquement le même comportement que celui sur la figure III.12. En effet, les contraintes équivalentes sont maximales du côté buccal, dont l'intensité la plus élevée et légèrement inferieure à celle déterminée prés du contour cervical de la prémolaire [11-13,45]. Cette diminution peut être due à la présence du ligament parodontal qui absorbe une quantité de ces contraintes. Du côté distal, lingual et mésial, on observe que le niveau de la contrainte de Von Mises est presque constant et sa valeur est égale à l'intensité du chargement appliqué. Cette contrainte croît de nouveau pour atteindre sa valeur maximale qui vaut le double de la contrainte appliquée.



Figure III.13: Distribution des contraintes sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec la prémolaire.

6.1.2. Contraintes dans le ligament parodontal (PDL)

La répartition des contraintes de Von Mises dans le ligament parodontal est montrée sur la figure III.14. Le ligament parodontal (PDL) y a subi une concentration de contraintes dans la région cervicale de son contact avec la dent et l'os alvéolaire, du côté buccal. Un chargement dynamique conduit à une augmentation des contraintes dans le PDL par rapport à un chargement statique, on constate une augmentation de l'ordre de 13 %. Quelle que soit la nature du chargement les contraintes dans le PDL sont minimales par rapport à celles dans la prémolaire du fait du faible module de Young du ligament parodontal. De plus, cet organe est situé entre l'os et la dent ; il permet le transfert des contraintes de la dent vers l'os [42].

dentaire sous sollicitation statique et dynamique 2.43e+06 2.8e+06 S, Mises S, Mises (Avg: 75%) (Avg: 75%) 2.805e+06 2.429e+06 587e+06 240e+06 2680+06 -06 3984 3.509e-+1.621e+05 a) Sollicitation statique. b) Sollicitation dynamique.

Distribution des contraintes dans le système parodontal et implant

Figure III.14: Distribution de la contrainte de Von Mises (Pa) dans la PDL.

6.1.3. Contraintes dans l'os cortical

Chapitre III

La répartition des contraintes dans l'os cortical est illustrée sur la figure III.15a, pour une sollicitation statique ; celle due à un chargement dynamique est indiquée sur la figure III.15 b. Quelle que soit la nature de la sollicitation la concentration de contraintes dans l'os cortical est localisée dans la région cervicale qui coïncide avec la région du ligament parodontal. La figure III.15, montre d'une part que les contraintes de Von Mises sont maximales au niveau du col dans la couche corticale où la dent est en contact avec l'os cortical. D'autre part, une sollicitation dynamique conduit à une augmentation du niveau des contraintes de l'ordre de 32%, par rapport au chargement statique.



Figure III.15.a: Distribution de la contrainte (Pa) de Von Mises dans l'os cortical (statique).



Figure III.15.b: Distribution de la contrainte (Pa) de Von Mises dans l'os cortical (dynamique).

6.1.4. Contraintes dans l'os spongieux

La figure III.16 montre la distribution des contraintes équivalentes dans l'os spongieux. Ces contraintes sont de niveau faible, comparées aux autres composantes de la dent ceci peut être dû principalement aux faibles propriétés mécaniques de l'os spongieux. Les contraintes dans cet os sont presque le double de celles enregistrées dans ligament parodontal (PDL). Un chargement dynamique engendre des contraintes plus élevées que celui en statique. Cette augmentation peut atteindre les 23%. Les contraintes dans l'os spongieux atteignent leur niveau maximal dans le bas des racines qui supportent les charges [11-13,45].



Figure III.16: Distribution de la contrainte de Von Mises (Pa) dans l'os spongieux.

L'analyse des résultats montre que pour les deux sollicitations statique et dynamique, les contraintes de Von Mises maximales ont été enregistrées dans le cas du chargement dynamique dans la dent prémolaire (Fig.III.17). Ceci peut être attribué d'une part aux propriétés mécaniques élevées de la dent et d'autre part du fait que le chargement est appliqué directement sur la dent. L'os cortical qui présente un module de Young inferieur à celui de la dent engendre des contraintes moins intenses que la dent. Les concentrations de contraintes sont localisées dans des surfaces très étroites, telles que le contour cervical de l'os par l'effet du transfert de la charge d'une surface large qui est la partie supérieure chargée de la dent vers un étranglement de la section descendante. La diminution de section fait augmenter la pression de contact au niveau du contour cervical de l'os cortical. Le PDL présente le niveau de contraintes le plus faible par rapport aux autres composantes du fait de ses faibles propriétés mécaniques. En outre, le PDL est situé entre l'os et la dent ; il joue le rôle d'une interface qui présente en quelque sorte une barrière du transfert de charge. Cette coupure de propriétés mécaniques (module de Young), entre l'os et la dent est à l'origine de la baisse de contrainte dans l'os cortical. D'autre part, les lois de comportement des matériaux ajoutées à l'interface idéale choisie, ne sont pas du tout les situations réelles cliniques telles que l'ostéointégration qui présente en général des défauts ; les tissus vivants sont non homogènes, anisotropes et non linéaires.



Figure III.17: Histogramme des contraintes de Von Mises max pour chaque composant dans le système parodontal sous différents chargements.

7. Distribution des contraintes dans la prothèse dentaire

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, du fait de l'absence de ce ligament, il apparaît 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 [46-49]. Plusieurs travaux ont montré l'intérêt et l'avantage du positionnement et chargement de l'implant en favorisant un effort dirigé suivant l'axe des implants [37, 49, 50]. Néanmoins, pour des raisons anatomiques, les dentistes sont 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. Ce dernier est destiné 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. [51] ; ce pilier angulé peut être utilisé sans compromettre la durée de vie de l'implant à cinq ans.

Eger et al. [52] 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 d'os situé au niveau du col de l'implant. Cependant, des études réalisées en photoélasticimétrie [53,54], par éléments finis [55, 56] ont montré que les piliers angulés sont soumis à des contraintes plus élevées dans leur partie cervicale que les piliers verticaux, 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 que l'utilisation de piliers angulés peut compromettre la durée de vie de l'implant. Dans une étude par éléments finis, Mellal et al. [57] 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'Imm 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.

Kayabas et al. [22] ont modélisé l'implant de la seconde prémolaire de la mâchoire inférieure et ses composants sous sollicitations statiques, dynamiques et de fatigue. Leurs résultats montrent que les valeurs maximales des contraintes n'ont pas atteint la limite élastique du pilier, des vis prothétiques et une très grande durée de vie sous chargements statique et dynamique appliqués. Kong et al. [58] ont étudié par la méthode des éléments finis les effets du diamètre et de la longueur de l'implant sur les contraintes équivalentes maximales dans des os de mâchoire, de même que les déplacements maximum examinés sur l'implant-pilier. Leurs résultats montrent que le diamètre de l'implant affecte la distribution de la contrainte dans l'os de la mâchoire et donne davantage de stabilité en fonction de la longueur de l'implant. Ying-Sun et al. [6] ont évalué par la méthode des éléments finis les effets de la taille trans-gingivale de l'implant sur les contraintes équivalentes maximales dans l'os de la mâchoire et le déplacement maximum dans l'implant-pilier. Leurs résultats indiquent que la taille transgingivale joue un rôle plus important dans la protection de l'implant dentaire sous une charge bucco-linguale que sous une charge axiale. Jie-Yang et Hong-Jun Xiang [7] ont étudié le comportement biomécanique des implants dentaires FGBM en utilisant la méthode des éléments finis en tenant compte de l'interaction implant-os environnant sous chargements statique et harmonique induits par les forces occlusales. Ils ont conclu que l'utilisation d'un implant FGBM réduit efficacement les contraintes à l'interface implant-os.

Hunter et al. [59], ont utilisé un nouveau modèle d'implant dentaire monobloc. La structure de cet implant permet de réduire le coût de fabrication et les complications chirurgicales. Le modèle permet de fournir un implant avec une fausse couronne au stade précoce du processus de réadaptation, et offre une solution esthétique pour le patient et une réponse rapide à toutes les fonctionnalités du système dentaire. Principalement, il simplifie le nombre d'outils nécessaires à son positionnement, augmente la résistance mécanique d'implants dans la zone du cou et élimine les micromouvements entre les pièces. Kong et al [60], ont fait une analyse par éléments finis en 3D, dont l'objectif principal est l'évaluation de la largeur et la hauteur de filetage d'un implant cylindrique. Leurs analyse à montré que la répartition des contraintes dans l'os spongieux est susceptible d'être influencée par des paramètres filet. Les hauteurs et largeurs du filet ont été optimisées pour des implants à vis d'un point de vue biomécanique. Zamani [61], a fait une analyse biomécanique; son but était de comparer le niveau des contraintes dans l'os généré par la conception des implants en alliage de titane, formés en une seule pièce et en deux pièces. Merdji et al. [11, 12, 45], Achour et al. [13], ont analysé par éléments finis en 3D, la distribution des contraintes équivalentes dans les composants de la prothèse dentaire sous l'action des efforts mécaniques combinés, simulant le processus de la dent. Le modèle de l'implant dentaire est basé sur le système Brånemark. Tanwongwan et al. [62], ont étudié numériquement par éléments finis en 3D, la distribution des contraintes équivalentes dans les implants en titane et en Ti- foam. Les auteurs ont montré que les contraintes sont concentrées dans les implants au niveau de la région du cou. Le niveau des contraintes au sein de l'implant Ti- foam est inférieur à celui de l'implant en titane. Dans l'ensemble des travaux précédents, les matériaux utilisés dans les modèles ont été considérés comme isotrope, homogène et linéaire élastique. Les interfaces implant-os et os cortical-os spongieux sont considérées comme des interfaces parfaitement collés.

7.1. Contraintes dans la couronne

La distribution des contraintes de Von Mises dans la couronne est illustrée sur la figure III.18. Ces contraintes sont concentrées à la surface occlusale supérieure de la couronne du fait la géométrie de la couronne et de l'application directe du chargement vertical sur la surface supérieure de la couronne. Les valeurs les plus élevées de la contrainte de Von Mises sont obtenues pour un chargement dynamique, (24,9MPa). Ces contraintes diminuent progressivement d'intensité en s'éloignant de la surface de la couronne. Une sollicitation statique conduit à une diminution de la contrainte de Von Mises par rapport au chargement dynamique ; cette diminution est de l'ordre de 45%. Pour les deux sollicitations, les valeurs maximales des contraintes dans le matériau de surface occlusale ne présentent pas de risque de rupture car elles sont loin de la résistance de la porcelaine feldsphatcas, (60 MPa). Ces contraintes ne constituent pas de risque immédiat d'endommagement de la partie supérieure de la couronne ; mais à long terme, à la fatigue, ces contraintes peuvent conduire à la rupture de celle-ci. Ce comportement peut être accéléré par l'écrasement d'aliments très durs et le frottement entre la couronne et ces aliments.



Figure III.18:Distribution des contraintes (Pa) dans la surface occlusale.

7.2. Contraintes dans le Framework

La figure III.19, montre la distribution des contraintes équivalente de Von Mises dans le Framework, pour le deux cas de chargement. Les contraintes sont concentrées à l'intérieur du Framework en contact avec la face supérieure de l'«abutement». Les contraintes maximales dues à un chargement dynamique sont presque le double de celles obtenues pour un chargement statique. Ces contraintes maximales sont largement inferieures à la résistance en traction et à la limite élastique de l'alliage Co-Cr.



Figure III.19: Distribution des contraintes (Pa), dans le Framework.

7.3. Contraintes dans l'os cortical

Pour les deux chargements, les contraintes sont concentrées dans la région du col au niveau de la couche corticale où l'implant est en contact avec l'os cortical. Ces contraintes diminuent au fur est à mesure quand s'éloigne de cette région. La figure III.20 a, montre qu'un chargement statique engendre des contraintes maximales dépassant celles du chargement dynamique (Fig. III.20 b), de 25%. Quelle que soit la nature du chargement statique ou dynamique, nos résultats montrent que les contraintes équivalentes maximales dans l'os cortical, provoquées par l'implant dépassent largement celles provoquées par la dent (Fig. 15). Un écart de l'ordre de 45 % est constaté pour les deux cas de chargement. Cet écart peut être dû d'une part, à la différence des modules de Young de l'implant et de la dent et d'autre part, à l'absence du ligament parodontal dans le cas du système d'implant dentaire.



Figure III.20.a: Distribution de la contrainte de Von Mises (Pa) dans l'os cortical (statique).



Figure III.20.b: Distribution de la contrainte de Von Mises (Pa) dans l'os cortical (dynamique).

7.4. Contraintes dans l'os spongieux

La figure III.21, montre la distribution des contraintes équivalentes dans l'os spongieux. Les valeurs de ces contraintes sont faibles par rapport à celles dans l'os cortical ; ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module de Young est presque dix fois plus petit que celui de l'os cortical. Les contraintes dans cet os sont presque triples de celles enregistrées dans l'os spongieux. La différence de contraintes maximales dues au chargement statique et dynamique est de 1MPa. Etant donné que les contraintes dans l'os spongieux atteignent leur niveau maximal dans le bas des racines, elles sont pratiquement les mêmes pour le système parodontal (Fig. III.16) et le système implanté.



Figure III.21: Distribution des contraintes (Pa) dans l'os spongieux.

Pour une meilleure analyse du comportement de la contrainte de Von Mises dans l'os, nous avons étudié l'intensité de cette contrainte dans la zone proximale à l'interface os-implant. Cette contrainte est déterminée niveau de la partie supérieure de l'os suivant leur contour. La figure III.21, illustre la variation de la contrainte équivalente dans la partie proximale de l'os sur le long de l'hélicoïde sous l'effet du chargement dynamique. La valeur de la contrainte la plus intense est enregistrée sur la zone de fort contact avec l'implant, puis cette contrainte décroît jusqu'à atteindre son niveau minimal. Par symétrie, cette contrainte croît de nouveau pour atteindre sa valeur maximale. Sous l'effet de l'écrasement des aliments durs (chargement vertical), les contraintes sont concentrées dans l'os cortical autour de l'implant. Ces contraintes augmentent légèrement à la différence très élevées entre les propriétés mécaniques de l'os cortical et celles de l'os spongieux. Le module de Young de l'os cortical est dix fois plus grand que celui de l'os spongieux atteignent leur niveau maximal au bas de l'implant supportant les charges mécaniques (Fig. III.22 b).



Figure III.21: Distribution des contraintes sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec implant dentaire.



a) Interface os cortical/os spongieux.

b) Os spongieux côté buccal.

Figure III.22 : Concentration des contraintes.

7.5. Contraintes dans l'implant dentaire

La figure III.23, représente la distribution des contraintes de Von Mises au sein de l'implant. Celles-ci sont concentrées à l'intérieur de la zone de connexion située entre l'implant et l'«abutment». Les contraintes maximales constatées dans l'implant sont respectivement de 36 et 61,4MPa, pour un chargement statique et dynamique. Les valeurs des contraintes maximales obtenues sont largement en dessous de la limite élastique de l'implant en alliage de titane (896 MPa), sont loin de la résistance à la rupture (1000 MPa), ce qui confirme la vérification à la résistance de l'ensemble de la prothèse.

Quel que soit le type de chargement, les contraintes les plus élevées se trouvent au niveau des composants des modèles d'implants par rapport à l'os. Cela se justifie probablement par leur module de Young supérieur. La répartition des contraintes de Von Mises sur le contour bucco-lingual à l'interface implant-os est illustrée sur la figure III.24. Les valeurs de ces contraintes sont obtenues au niveau des nœuds de la surface extérieure de l'implant. Le maximum de ces contraintes est localisé dans la région du cou de l'implant en contact avec la région cervicale de l'os cortical [11, 12, 45, 46]. Toutefois, elles sont plus élevées dans l'implant que dans l'os.

Quelle que soit la nature du chargement, les contraintes équivalentes sont maximales au niveau du cou de l'implant (côté buccal), puis elles diminuent d'intensité le long de l'implant pour atteindre leurs valeurs minimales du côté lingual. Ce minimum dépasse légèrement l'intensité de la contrainte mécanique appliquée. Par contre, la valeur maximale de la contrainte de Von Mises vaut presque six fois celle du chargement dynamique et quatre fois la sollicitation statique. Loin du cou de l'implant, les deux types chargements conduisent quasiment au même niveau de contraintes.



Figure III. 23 : Distribution des contraintes (Pa) dans l'implant pour les deux cas de chargement.



Figure III.24: Répartition des contraintes équivalentes sur le contour bucco-lingual.

La distribution des contraintes de Von Mises sur le contour cervical est indiquée sure la figure III.25. La contrainte équivalente présente une concentration au côté buccal (0-2 mm), puis elle diminue de valeurs dans la même zone pour augmenter de nouveau des côtés distal, (2-4mm), et lingual, (4-6mm), où elle atteint sa valeur la plus sensible au côté lingual. Ce maximum dépasse largement la contrainte appliquée ; il est de l'ordre de sept fois le chargement dynamique et cinq fois le chargement statique. La contrainte de Von Mises diminue d'intensité du côté mésial, (6-8mm), où elle atteint le même niveau que le côté buccal ; cette contrainte vaut presque quatre fois la valeur de la contrainte appliquée en dynamique et plus que le double du chargement statique.



Figure III.25 : Répartition des contraintes sur le contour cervical.

7.6. Contraintes dans l'abutment

La figure III.26, représente la distribution des contraintes de Von Mises dans l'abutment. Le maximum de ces contraintes est concentré dans le pilier à la surface de connexion de l'abutement avec l'implant.

Pour les deux cas de chargement, le maximum de ces contraintes est localisé sur le côté buccal. Pour une sollicitation dynamique d'une part, ces contraintes représentent les valeurs les plus élevées des contraintes obtenues dans les composantes du système d'implantation et d'autre part, un chargement dynamique conduit à des contraintes maximales triples de celles obtenues pour une sollicitation statique. Cependant, ces contraintes maximales sont largement en dessous de la limite élastique de l'abutement. D'une autre manière, on peut expliquer les concentrations de contraintes localisées dans des surfaces très étroites, telles que le pilier par le transfert de la charge d'une surface large qui est la partie supérieure chargée de la couronne vers un étranglement de la section descendante. Cette concentration de contrainte peut être expliquée aussi par la complexité de la géométrie de l'abutement. En effet, les pas des filets conduisent à des distributions non homogènes des contraintes. Les nœuds situant sur les surfaces des pas de filets engendrent des pics dans la distribution des contraintes. Ces surfaces constituent alors des zones de concentration de contraintes.



Figure III.26: Distribution des contraintes (Pa) dans l'abutment.

La figure III. 27, présente la comparaison entre les valeurs maximales des contraintes équivalentes obtenues dans les différentes composantes du système d'implant dentaire.



Figure III.27: Histogramme des contraintes maximales de Von Mises pour chaque composant dans le modèle d'implant dentaire.

L'analyse des résultats montre que pour les deux sollicitations, le niveau des contraintes de Von Mises, le plus élevé est enregistré dans le cas du chargement dynamique dans l'abutement, l'implant et le Framework. Ceci peut être attribué aux propriétés mécaniques élevées de ces trois composantes. Les contraintes maximales engendrées dans l'abutement et l'implant sont pratiquement de même niveau. Ces contraintes diminuent d'intensité dans le Framework, ce composant de module de Young plus élevé mais de section inferieure que celle de la couronne, reçoit des contraintes plus élevées que cette dernière. L'os spongieux qui présente un module de Young très faible et inférieur à celui de l'os cortical engendre des contraintes les moins intenses. De plus, les lois de comportement des différents éléments de la prothèse dentaire sont supposées élastiques linéaires ; ce comportement surestime les contraintes dans chaque élément. Ainsi, les conditions aux limites considérées dans cette étude peuvent modifier la répartition et le niveau des contraintes dans la prothèse dentaire. La

prise en considération des conditions aux limites réelles peut modifier les champs de contraintes dans chaque constituant de la prothèse.

8. Effet de la pente du chargement dynamique

L'objectif de cette étude est d'analyser l'effet du changement de la pente du chargement sur le niveau et la distribution des contraintes induites dans les constituants de la structure d'implant dentaire. La figure III. 28 illustre les trois pentes de chargement considéré dans cette analyse dont l'amplitude maximale est de 4MPa. Ce type de chargement permet de simuler numériquement différents cas d'écrasement des aliments durs.



Figure III. 29 : Chargement dynamique linéaire avec trois pentes.

La distribution des contraintes maximales de Von Mises est montrée sur la figure III. 30. La variation de la contrainte de Von Mises suit le même comportement du chargement. En effet, cette contrainte varie linéairement avec le temps ; elle croît rapidement pour une pente de 75° . Sa variation en fonction du temps est lente pour les deux autres pentes, 60° et 45° .

Par conséquent, nous pouvons conclure que plus l'aliment à écraser est dur, plus la pente du chargement est élevée, dans cette condition le temps d'écrasement est long.



Figure III. 30: Variations des contraintes de Von Mises maximales en fonction du temps.

Pour compléter cette analyse, la figure III.31, représente la distribution de contraintes sur le contour cervical interne de l'implant au contact avec l'abutement. Les résultats de cette figure confirment ceux de la figure III.30. En effet, la contrainte de Von Mises est maximale pour les pentes de chargement correspondant à 45° et 60°. Ce maximum varie légèrement d'une pente à une autre, comme indiqué sur le tableau III.2. La contrainte équivalente croît sur le contour cervical du côté buccal ; elle atteint sa valeur maximale du côté distal, puis chute vers sa valeur minimale du côté lingual. La pente du chargement dynamique n'a pas une grande influence sur le niveau des contraintes équivalentes, ce qui explique les faibles écarts constatés entre les valeurs maximales de la contrainte (tableau III.2) ; ce maximum représente presque quatorze fois l'amplitude de la contrainte appliquée. Le maximum de contrainte est localisé dans la même position pour $\theta=45^\circ$, et $\theta=60^\circ$; par contre, pour $\theta=75^\circ$, il est légèrement décalé. L'effet de la pente du chargement apparait pour les contraintes minimales de Von Mises où apparaît par exemple une différence de 10MPa, lorsque l'angle θ passe de

75° à 45°. Comme les contraintes maximales et minimales sont largement inférieures à la limite élastique et à la résistance à la rupture de l'implant, ces contraintes ne présentent aucun risque de rupture ou d'endommagement des éléments constituant la prothèse dentaire.



Figure III. 31 : Distribution des contraintes sur le contour cervical interne de l'implant en contact avec l'abutement.

Angle θ (°)	45	60	75
Contraintes maximales (MPa)	54	53,86	53,43

 Tableau III.2 : Comparaison des contraintes maximales dans le contour cervical interne de l'implant.

Notre étude est complétée par d'autres formes de chargement dont l'amplitude maximale est maintenue toujours 4MPa. Dans ces conditions, on suppose que l'individu écrase l'aliment dur pendant un certain temps ; la contrainte appliquée varie linéairement avec ce temps. Le chargement appliqué est maintenu constant pendant la même courte durée ; il est représenté

par le palier constant sur la figure III. 32. Ensuite, l'individu écrase brusquement l'aliment avec une contrainte de 4MPa. Les quatre chargements considérés dans cette étude sont :

- Amplitude 1: le chargement varie linéairement avec le temps de 0 à 4 MPa ($\theta = 75^{\circ}$);
- Amplitude 2 : le chargement varie linéairement avec le temps de : 0 à 2 MPa pendant

0,2 s : il est maintenu constant durant 0,2 s en suite il croit brusquement de : 2 à 4 MPa (α =90°);

- Amplitude 3 : c'une amplitude similaire à la précédente sauf que pour la dernière étape le chargement croit brusquement de 2 à 4 MPa avec une faible pente ($\alpha = 88,5^{\circ}$);
- Amplitude 4 : le chargement varie linéairement avec le temps de 0 à 1MPa pendant 0,2 s ;

il est maintenu constant durant 0,2 s en suite il croit brusquement de 1 à 4 MPa ($\alpha = 90^{\circ}$).

La répartition des contraintes de Von Mises sur le contour bucco-lingual à l'interface implantos est illustrée sur la figure III.33. Quelle que soit l'amplitude de chargement, les contraintes équivalentes sont maximales au niveau du cou de l'implant du côté buccal, puis elles diminuent d'intensité le long de l'implant pour atteindre leurs valeurs minimales du côté lingual. Ce minimum de 5 MPa est le même pour les quatre amplitudes de chargement.

A partir d'une distance de 10 mm sur le contour bucco-lingual, la contrainte de Von Mises est indépendante du chargement. Par contre, l'effet du chargement apparait pour les valeurs maximales de la contrainte équivalente (tableau III .3). Cette valeur est obtenue pour une amplitude 4 de chargement où l'intensité de chargement augmente brusquement de 1 à 4 MPa après un palier constant pendant une courte durée d'écrasement.

L'amplitude 2 engendre aussi des contraintes maximales élevées par rapport aux amplitudes 1 et 3, car cette amplitude est semblable au chargement de type 4. Le changement de la pente du chargement après un palier constant (type 3) provoque une diminution des contraintes maximales. Un chargement linéaire sans palier minimise ces contraintes.

Pour les différents types de chargement, les valeurs maximales des contraintes enregistrées sur le contour bucco-lingual ne présentent pas un risque de rupture car elles sont loin de la résistance à la rupture de l'implant. Mais à long terme, elles peuvent conduire à son l'endommagement.

Chapitre III



Figure III. 32 : Différents types de chargement dynamique appliqué.



Figure III .33 : Répartition des contraintes sur le contour bucco-lingual.

Type de chargement	Amplitude 1	Amplitude 2	Amplitude 3	Amplitude 4
Contraintes maximales (MPa)	32,5	47,5	37	55

Tableau III.3 : Valeurs maximales des contraintes sur le contour bucco-lingual.

La distribution des contraintes de Von Mises sur le contour cervical due aux quatre types de chargement, est illustrée sur la figure III.34. Cette répartition de contrainte est semblable à celle de la figure III. 25. Le maximum de la contrainte équivalente est obtenu du côté distal et le minimum se trouve des deux côtés lingual et mésial.

Le chargement de types 2 et 3 engendre pratiquement la même distribution de contraintes avec le même maximum. Les contraintes les plus sensibles sont obtenues pour le chargement de type 4 dont la valeur maximale vaut le double de celle obtenue par le chargement du type 1(tableau III.4). Ce type de chargement engendre les contraintes les moins intenses.



Figure III .34 : Répartition des contraintes sur le contour cervical.

Type de chargement	Amplitude 1	Amplitude 2	Amplitude 3	Amplitude 4
Contraintes maximales (MPa)	30	47	45	60

Tableau III.4 : Valeurs maximales des contraintes sur le contour cervical.

9. Réduction des contraintes par élastomères

Les concentrations de contraintes dans l'interface implant-os [63-66] sont différentes, comparées à celles du système parodontal par la présence du ligament qui fait fonction d'interface. Des travaux dans ce sens ont localisé ces concentrations dans les zones cervicale
et apicale [67-69], engendrant des affections douloureuses dans ces localités [70-71]. En vue de remédier ces inconvénients, certains chercheurs ont proposé des modèles avec des accessoires comme l'élément intra-mobile [71], le collier élastique autour du col de l'implant [34], ou même le ligament artificiel [35] tandis que d'autres ont tenté des approches sur des modifications géométriques des implants pour optimiser leur design vis-à-vis de leur performances biomécaniques [15, 14, 31, 32]. Biologiquement, l'interface est constituée par le phénomène d'ostéo-intégration par la régénération de l'os qui a tendance à combler le vide du fond du filetage de l'implant. Actuellement, de nombreux chercheurs ont présenté des travaux numériques visant à réduire les concentrations des contraintes dans les interfaces os-implant. L'objectif de cette étude est de réduire autant que possible la concentration des constituants de l'implant dentaire. Cette solution naturelle en modifiant la composition des constituants de l'implant et Framework -abutment.

Cette étude porte sur la distribution des contraintes équivalentes dans l'os mandibulaire sous l'effet uniquement du chargement statique. A cet effet, une analyse de la distribution de la contrainte de Von Mises est établie pour l'ensemble des trois systèmes, conventionnel, avec élastomères et parodontal. La comparaison des résultats permet de montrer l'avantage du modèle avec élastomères par rapport au conventionnel.

La figure III.35 illustre le modèle géométrique d'un système d'implant dentaire avec des élastomères, tous les matériaux sont supposés linéaires élastiques bien que l'élastomère est un matériau mou, souple et élastique, qui peut être légèrement déformé entre l'abutment et le Framework lorsque la couronne est chargée. L'élastomère en silicone de module de Young E=6MPa et de coefficient de Poisson v = 0,43.

La figure III.36 montre le niveau des contraintes maximales de Von Mises dans l'os mandibulaire pour le modèle conventionnel et avec élastomères comparées au modèle du système parodontal.

Le tableau III.5 regroupe les contraintes maximales de Von Mises dans l'os mandibulaire et dans chaque composant pour deux modèles conventionnel et avec élastomères.



Figure III.35: Modèles géométriques d'un implant avec élastomères.





L'efficacité de l'introduction des élastomères dans des interfaces abutment-implant et Framework -abutment est montrée sur cette figure. En effet, la présence de ces éléments permet de réduire la contrainte maximale en minimisant le transfert des charges à l'os et à l'implant. L'introduction des élastomères dans les interfaces permet de générer une barrière à la continuité de la rigidité. Le taux de diminution des contraintes dans le modèle avec élastomère 1 est de 20% et 31% pour élastomère 2. Ce taux est quasiment le même pour le modèle à deux élastomères 1 et 2. Ce modèle conduit à des contraintes maximales de Von Mises presque égales à celle générées dans le modèle parodontal.

Modèle	conventionnel	avec élastomère 1	avec élastomère 2	avec élastomères 1 et 2	parodoi	ntal
Contraintes maximales de Von Mises (MPa)						
Couronne	14,18	25,7	8,9	26,9	Prémolaire	13,73
Framework	28,18	83,4	27,7	87,6	PDL	2,43
Elastomère1	-	1,52	-	3,74	Os cortical	6,21
Abutement	20,44	86,7	236,4	213,1	Os spongieux	3,71
Elastomère2	-	-	0,456	0,0545		
Implant	35,96	27,4	188,9	163,1		
Os cortical	15.7	12,3	10,55	10,15		
Os spongieux	3,88	3,87	4,65	3,87		

 Tableau III.5: Contraintes maximales de Von Mises dans les composants de l'implant dentaire et parodontal.

La réduction de la contrainte dans les éléments de la prothèse dentaire dépend énormément de la position de l'élastomère. En effet, les concentrations des contraintes dans la couronne et le Framework diminuent avec l'élastomère 2, dont le taux de réduction est respectivement 37% et 2%. Par contre, pour l'implant c'est l'élastomère 1 qui réduit les contraintes de 24%. L'utilisation de l'élastomère 2 ou les deux permet de réduire les contraintes dans l'os cortical

d'un taux qui ne dépasse pas les 10%. L'emploi de l'élastomère 1 ou bien les deux, conduit à des contraintes relativement de même intensité que celles trouvées dans l'os spongieux. Pour le modèle conventionnel, la contrainte dans l'os spongieux est devenue égale à celle trouvée dans le système parodontal.

Les gains par la diminution des contraintes sont intéressants pour l'os mandibulaire et la couronne ; par conséquent, le patient est soulagé. Cependant, l'augmentation des niveaux de contraintes dans l'implant est grande, comparée au taux de diminution dans l'os et la couronne. Néanmoins, ces niveaux de contraintes restent en dessous de la limite élastique de l'alliage de titane. Les contraintes dans les élastomères sont de niveaux faibles. Ceci revient au fait que le matériau dont l'élastomère est constitué de très faibles propriétés mécaniques. Ces contraintes sont largement inferieures à la limite élastique de la silicone dont la valeur est 9 MPa. La distribution des contraintes équivalentes de Von Mises sur le contour cervical de l'implant dentaire en contact avec l'os cortical est indiquée sur la figure III.37.

Le tableau III.6, regroupe les contraintes maximales obtenues sur ce contour pour le modèle conventionnel et avec élastomère. Les résultats de la figure III.37, montrent l'efficacité de l'élastomère sur l'absorption des contraintes dans les interfaces. Cet élément présente en quelque sorte une barrière du transfert de charge. La discontinuité des propriétés mécaniques est à l'origine de la réduction des contraintes. Les distributions et les niveaux des contraintes dans les modèles avec élastomère 2 et à deux élastomères 1 et 2, sont pratiquement semblables, sauf pour les valeurs maximales du côté mésial, (tableau III.6), où est constaté un écart négligeable ne dépassant pas le 1%. Cet écart est de 6% par rapport au modèle conventionnel. Le taux d'absorption des contraintes par l'élastomère 1 est de 3%.

Modèle	Conventionnel	Elastomère 1	Elastomère 2	Elastomères 1 et 2
Contrainte maximale (MPa)	20,63	20,03	19,35	19,21

 Tableau III.6: Comparaison des contraintes maximales de Von Mises sur le contour cervical pour les quatre modèles.



Figure III.37 : Répartition des contraintes sur le contour cervical.

La figure III.38 illustre la distribution des contraintes équivalentes sur le contour buccolingual dans l'os cortical en contact avec implant dentaire. Les contraintes équivalentes sont maximales du côté buccal, puis elles diminuent d'intensité le long du contour pour atteindre leurs valeurs les plus faibles. Ce minimum est presque constant entre, 2 et 22 mm. Les contraintes croissent de nouveau du côté lingual mais de niveau inferieur à celui du côté buccal. L'effet bénéfique de l'élastomère apparait du côté buccal et lingual c'est-à-dire, du côté où les valeurs des contraintes sont le plus élevées. Le tableau III.7, représente une comparaison entre les différents modèles et confirme le rôle de l'élastomère dans la minimisation des contraintes dans de l'os. Ces résultats montrent que le niveau des contraintes à l'interface os cortical-implant dans les modèles avec élastomères est inférieur à celui du modèle conventionnel. Le taux d'absorption des contraintes par l'élastomère 1, est de 15% ; les autres élastomères absorbent environ 21%, de contraintes.



Figure III.38 : Répartition des contraintes sur le contour bucco-lingual dans l'os.

Modèle	Conventionnel	Elastomère 1	Elastomère 2	Elastomères 1 et 2
Contrainte maximale (MPa)	12,1	10,20	9,63	9,60

Tableau III.7: Comparaison des contraintes maximales de Von Mises sur le contour buccolingual à l'interface os cortical-implant pour les quatre modèles.

L'effet de l'élastomère sur la répartition de contraintes sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec implant dentaire est indiqué sur la figure III.39. La valeur de la contrainte la plus intense est enregistrée dans la zone de fort contact avec l'implant, puis cette contrainte décroit jusqu'à atteindre son niveau minimal. Ces contraintes sont plus élevées dans l'implant que dans l'os. L'élastomère réduit considérablement les contraintes par rapport au système conventionnel. De par ses faibles propriétés mécaniques, il se déforme afin d'absorber le maximum des charges orientées vers l'interface os-implant.

Les modèles avec élastomères 2, et les deux élastomères 1 et 2, conduisent à la même répartition des contraintes équivalentes dont le niveau est moins élevé en comparaison avec le système conventionnel.

Les résultats du tableau III.8 montrent que le niveau des contraintes maximales à l'interface os cortical-implant dans les modèles avec élastomères est largement inférieur à celui pour le modèle conventionnel. Nos résultats montrent que le modèle à deux élastomères 1 et 2 absorbe un taux de contrainte de 39%, par rapport au modèle conventionnel. Ce taux se réduit à 37%, pour le modèle avec élastomère 2, qui représente presque le double du taux absorbé par l'élastomère 1.



Figure III. 39 : Distribution des contraintes sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec implant dentaire.

Modèle	Conventionnel	Elastomère 1	Elastomère 2	Elastomères 1 et 2
Contrainte maximale (MPa)	14,21	11,61	8,94	8,66

Tableau III.8: Comparaison des contraintes maximales de Von Mises sur le contour cervical àl'interface os cortical-implant pour les quatre modèles.

Références bibliographiques

[1] Kitoh M, Suetsugu T, Muakami Y. Mechanical Behaviour of Tooth, Periodontal Membrane, and Mandibular Bone by the Finite Element Method. Bull Tokyo Med Dent Univ 1977; 25: 81-87.

[2] Widera GEO, Tesk JA, Privitzer E. Interaction Effects Among Cortical Bone, Canclous Bone, and Periodontal Membrane of Natural Teeth and Implants. J Biomed Mater Res 1976; 7: 613-623.

[3] Weinberg LA, Kurger B. An evaluation of torque (moment) on implant/prosthesis with staggered buccal and lingual off-set. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1996; 16:253-257.

[4] Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and implant success in the Brånemark system. Clinical Oral Implants Research 1992; 9:345-360.

[5] Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1995; 10: 326-334.

[6] Y. Sun, L. Kong , K. Hu, C. Xie, H. Zhou, Y. Liu et B. Liu, Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Vol.47, Issue 5, p.393-398, 2009.

[7] J. Yang, H.J. Xiang, A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, Journal of Biomechanics, vol.40, p.2377–2385, 2007.

[8] H. Guan , R. C.Van Staden , Newell W.Johnson, Yew-Chaye Loo. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process: A finite element study. Finite Elements in Analysis and Design 47 (2011) 886–897.

[9] W. Li , D. Lin, C. Rungsiyakull , S. Zhou , M. Swain , Q. Li. Finite element based bone remodeling and resonance frequency analysis for osseointegration assessment of dental implants Finite Elements in Analysis and Design 47 (2011) 898–905.

[10] K. Möllers, W. Pätzold, D. Parkot, A.Kirsten, J.F. Güth, D. Edelhoff, H. Fischer. Influence of connector design and material composition and veneering on the stress distribution of all-ceramic fixed dental prostheses: A finite element study. dental materials 27 (2011) 171-175.

[11] A. Merdji , B. Bachir Bouiadjra , T. Achour , B. Serier, B. Ould Chikh, Z.O. Feng Stress analysis in dental prosthesis. Computational Materials Science 49 (2010) 126–133

[12] A. Merdji. Étude du comportement mécanique des implants dentaires. Thèse de Doctorat Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès , 2010.

[13] T. Achour, A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, B. Serier, N. Djebbar. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier Materials and Design 32 (2011) 282–290.

[14] Lídia C, Ramos A, Simões A. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier, summer bioengineering conference, June 25–29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida; 2003.

[15] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implantsupported molar crown. J Prosthet Dent 2004;92:434–40.

[16] Van Staden. R.C, Guan .H, Loo. Y.C. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2006;9(4):257–70.

[17] Lang. L.A, Kang .B, Wang. R.F, Lang. B.R. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent 2003;90:539–46.

[18] Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a three dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2003;18:357–68.

[19] C. Liang-jian, H. Hao, L. Yi-min, L. Ting, G. Xiao-ping, W. Rui-fang. Finite element analysis of stress at implant–bone interface of dental implants with different structures. Trans. Nonferrous Met. Soc. China 21(2011) 1602–1610.

[21] Geng J, Tan k B C, Liu G. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent, 2001, 85(6): 585–598.

[22] Kayabas O, Yuzbasiog lu E, Erzincanli F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software, 2006, 37(10): 649–658.

[23] C. Liang-jian, G. xiao-ping, L. Yi-min, L. Ting. Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of bio-mimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. Journal of Central South University: Med Sci, 2010, 35(7): 662–672.

[24] Arturo N. Natali, Piero G. Pavan, Andrea L. Ruggero Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis Dental Materials (2006) 22, 388–395.

[25] M. Guillaume Odin Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale. Thèse de Doctorat de l'école nationale supérieure des mines Paris 2008.

[26] M. DAAS Contribution a l'étude du comportement biomécanique de l'environnement d'un implant dentaire Thèse de Doctorat Université Paul Verlaine, Metz. 2008.

[27] Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. J Oral Implantol 1997; 23:104–11.

[28] Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter, effects on stress distribution. J Oral Implantol 1990;16:6–11.

[29] Ash MM. Wheeler's dental anatomy, physiology and occlusion. 7th ed.,USA, W.B. Saunders Co., 1993.

[30] Mcguinness JP, Wilson AN, Jones ML, Middleton J. A stress analysis of the periodontal ligament under various orthodontic loadings. European Journal of Orthodontics 1991; 1

3:231-242.

[31] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20(4): 578–83.

[32] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. J Prosthet Dent 2004; 92:523–30.

[33] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent 1996; 76(6):633–40.

[34] Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hidroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15(4):559–64.

[35] Choi BH. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. Int. J Oral Maxillofacial Implants 2000; 15(2):193–6.

[36] Patra AK, Depaolo JM, D'Souza KS, Detolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. Implant Dent 1998;7(4): 355–68.

[37] Meijer HI, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implant in an edentulous human mandible : threedimensional finite element study. J Oral Rehabil 1996,23:757-763.

[38] Komatsu K, Viidik A. Changes in the fibre arrangement of the rat incisor periodontal ligament in relation to various loading levels in vitro. Archs oral Biol 1996; 41: 147-159.

[39] Yoshida N, Koga Y, Peng CL, Tanaka E, Kobayashi K. In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. Med Eng Phys 2001; 23: 567-72.

[40] Germany A. Alveolar bone resorption and centre of resistance modification (3D analysis by means of finite element method). American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.2000; 117:399-405.

[41] Spiekermann H. Color atlas of dental medicine: implantology. New York: Thieme; 1995.

[42] Rees JS, Hammadeh M, Jagger DC. Abfraction lesion formation in maxillary incisors, canines and premolars: A finite element study, European Journal of Oral Sciences, 2003; 111: 149-54.

[43] Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. Clinical Oral Implants Research 2003; 14:97-102.

[44] Abaqus 6.11

[45] A. Merdji, B. Bachir Bouiadjra, B. Ould Chikh, R. Mootanah, L. Aminallah, B. Serier,I.M. Muslih. Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. Materials and Design 36 (2012) 705–713.

[46] Akpinar 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.

[47] 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.

[48] Isodor 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.

[49] Jemt T, Laney WR, Harris D, Henry PJ, Krogh PHJ Jr,Polizzi G, Osseointegrated implants for single tooth replacement : A 1-year report fro multicenter prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 1991,6:29-36.

[50] Lawrence A Weinberg. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillo fac Implants 1993,8:19-31.

[51] Sethi A, Kaus T, Sochor P. The use of angulated abutments in implant dentistry: fiveyear clinical results of an ongoing prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants 2000,15: 801-810.

[52] 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.

[53] 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.

[54] 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.

[55] Canay S, Hersek N, Akpinar I, Asik Z. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. Quintessence International 1996,27:591-598.

[56] 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.

[57] 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.

[58] L. Kong, Z. Gu, K. Hu, H. Zhou, Y. Liu et B. Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, Advances in Engineering Software, Vol.40, Issue 9, p.935-940, 2009.

[59] R. Hunter F. Alister, J. Möller, J.P. Alister. Develop mono-block tooth implants using automate design and FEM analysis. Archives of Materials Science and Engineering Volume 28 Issue 5, 2007 Pp 261-268.

[60] L. Kong , Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width: A 3dimensional Finite Element Analysis. 2008. Int J Oral Maxillofac *Implants* 23, 2008, pp.65-74.

[61] S. Zamani, One-piece and two-piece implants demonstrate comparable stress levels in bone: preliminary results of an FEA study. 2008 by Zimmer Dental Inc A991, Rev. 2/08.

[62] W. Tanwongwan and J. Carmai. Finite Element Modelling of Titanium Foam Behaviour for Dental Application. Lecture Notes in Engineering and Computer Science: 2011 Vol: 2192 ,1 Pp 2501-2506.

[63] Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent 2005;93:38–44.

[64] Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR editors. Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63–71.

[65] Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CEeditor. Contemporary implant dentistry. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2007. p. 329–44.

[66] Fernàndez E, Gil FJ, Aparicio C, Nilsson M, Sarda S, Rodriguez D. Materials in dentalimplantology. In: Natali AN, editor. Dental biomechanics. London: Taylor & Francis; 2003.

[67] Natali AN, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali AN, editor. Dental biomechanics. London: Taylor & Francis; 2003.

[68] Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. Comput Methods Biomech Eng 2002; 5:127–33.

[69] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. Dent Mater 2006; 22: 388–95.

[70] Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Drai A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. Mater Des 2010;31:2097–100.

[71] Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodelling. Int J Oral Maxillofacial Implants 1994;9(3):345–60.

Conclusion générale

CONCLUSION GENERALE

Les avantages de la fiabilité des études biomécaniques par éléments finis, nous ont conduits à analyser le comportement mécanique du système parodontal et celui de deux d'implants dentaires, conventionnel et avec élastomères. Les matériaux dont sont constitués ces deux modèles, conventionnel et avec élastomères, ainsi que ceux des os, cortical et spongieux, ont été considérés comme homogènes, isotropes et linéaires élastiques. Le système parodontal et les deux systèmes d'implants ont été analysés avec des charges statiques et dynamiques. La sollicitation statique est modélisée par une charge verticale de compression. Cependant, le chargement dynamique de compression varie linéairement avec le temps. Différentes pentes et amplitude de ce chargement sont étudiées dans le but de modéliser l'écrasement des aliments durs. Cette modélisation est une approximation des situations réelles. Ainsi, l'analyse des contraintes par la méthode des éléments finis, tridimensionnelle dans les trois systèmes à permis de dégager les conclusions suivantes :

a) Modèle parodontal (système naturel)

L'analyse du système parodontal a fourni des seuils de valeurs de contraintes dans l'os mandibulaire choisies comme référence naturelles. Sur le contour cervical de la prémolaire, la contrainte de Von Mises maximale est enregistrée dans la zone de contact avec le col de l'os cortical. Cette contrainte atteint sa valeur maximale du côté buccal, le minium est localisé du côté lingual. Le même comportement est observé sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec la prémolaire. Les contraintes équivalentes sont maximales du côté buccal, où le niveau le plus élevé est légèrement inferieure à celui déterminé prés du contour cervical de la prémolaire. La présence du ligament parodontal absorbe une quantité de ces contraintes.

Le ligament parodontal de faible propriétés mécaniques présentait le niveau de contraintes le plus faible par rapport aux autres composantes du système naturel. De plus, cet organe est situé entre l'os et la dent ; il joue le rôle d'une interface qui présente une sorte barrière de transfert de charge. Cette coupure de propriétés mécaniques est à l'origine de la réduction de contrainte dans l'os cortical.

L'os cortical de module de Young inferieur à celui de la dent engendre des contraintes moins intenses que la dent. Les concentrations de contraintes sont localisées au niveau du col de section très étroite.

Les contraintes dans l'os spongieux sont de niveau faible, comparées aux autres composantes de la dent ; ceci peut être dû principalement aux faibles propriétés mécaniques de l'os. Les contraintes dans cet organe sont presque le double de celles enregistrées dans ligament parodontal.

b) Modèle conventionnel (système implant dentaire)

La complexité de la géométrie de la couronne ainsi que l'application directe du chargement sur la surface supérieure engendrent des concentrations de contraintes à la surface occlusale supérieure. Ces contraintes diminuent progressivement d'intensité en s'éloignant de cette surface. Les valeurs maximales des contraintes sont largement inferieur à la résistance de la porcelaine feldsphatcas. Elles ne présentent pas de risque de rupture ni d'endommagement de la partie supérieure de la couronne

Le Framework présentait des concentrations de contraintes à l'intérieur en contact avec la face supérieure de l'abutment. Les contraintes maximales dues à un chargement dynamique sont largement inferieures à la résistance en traction et à la limite élastique de l'alliage Co-Cr.

La région du col au niveau de la couche corticale où l'implant est en contact avec l'os cortical est le siège de concentration de contraintes. Ces contraintes diminuent d'intensité au fur est à mesure quand s'éloigne de cette région. La différence des modules de Young entre l'implant et la dent ainsi que l'absence du ligament parodontal conduit à l'intensification des contraintes. Celles-ci, obtenues pour le modèle parodontal sont en général inférieures à celles relatives au modèle conventionnel. Nombre de travaux ont montré que l'absence de liaison entre l'os et l'implant autorise un basculement plus important de ce dernier.

Pour les deux modèles parodontal et conventionnel, l'os spongieux présentait une faible concentration de contraintes dans les deux modèles. Ces contraintes étant maximales dans le bas des racines, elles sont pratiquement les mêmes pour les deux systèmes.

Pour les conditions de charge examinées, les valeurs maximales des contraintes au sein de l'implant n'ont pas atteint la limite élastique de ce dernier. Cela veut dire que l'implant a une longue durée de vie sous les conditions de chargement statique et dynamique appliqués.

Sur le contour bucco-lingual et à l'interface implant-os, les contraintes équivalentes sont maximales au niveau du cou de l'implant (côté buccal). Toutefois, elles sont plus élevées dans l'implant que dans l'os. Leurs valeurs minimales sont localisées du côté lingual. Loin du cou de l'implant, le chargement statique ou dynamique conduit quasiment au même niveau de contraintes.

La distribution des contraintes dans l'abutment montre que leur maximum est enregistré dans le pilier à la surface de la jonction de l'abutement avec l'implant. La complexité de la géométrie de l'abutement conduit à des distributions non homogènes des contraintes.

L'effet de la pente du chargement dynamique permet de simuler numériquement différents cas d'écrasement des aliments durs. Plus l'aliment à écraser est dur, plus la pente du chargement est élevée ; dans cette condition, le temps d'écrasement est long.

L'augmentation brusque de l'intensité du chargement, après un palier constant pendant une courte durée d'écrasement, conduit à une intensification des contraintes. Un chargement linéaire sans palier, minimise ces contraintes. Les contraintes les plus élevées sont enregistrés au niveau du cou de l'implant du côté buccal. Les valeurs minimales sont localisées du côté lingual. Ce minimum est le même pour les quatre amplitudes de chargement considérées.

La vérification à la résistance de l'ensemble des corps constituant la prothèse dentaire nécessite qu'ils soient pris séparément ou bien en assemblage lié. Les valeurs des contraintes obtenues sont largement en dessous des limites élastiques des matériaux, ce qui confirme la vérification de la résistance de l'ensemble de la prothèse.

c) Modèle implant dentaire avec élastomères

L'intégration des élastomères dans des interfaces abutment-implant et Framework -abutment est très efficace. Ces éléments réduisent la contrainte maximale en minimisant le transfert des charges à l'os et à l'implant. L'introduction des élastomères dans les interfaces permet de générer une barrière à la continuité des rigidités. Dans nombre de cas la présence des élastomères engendre des contraintes maximales quasi-égales à celles générées dans le modèle parodontal.

Les gains par la diminution des contraintes sont intéressants pour l'os mandibulaire et la couronne et le patient est soulagé. Cependant, l'augmentation des niveaux de contraintes dans l'implant est élevée, comparé au taux de diminution dans l'os et la couronne. Néanmoins, ces niveaux de contraintes restent en dessous de la limite élastique de l'implant.

La réduction de la contrainte dans les éléments de la prothèse dentaire dépend fortement de la position de l'élastomère : abutment-implant, Framework-abutment ou les deux, ensemble. L'élastomère réduit considérablement les contraintes par rapport au système conventionnel. De par ses faibles propriétés mécaniques, il se déforme afin d'absorber le maximum des charges orientées vers les interfaces.