



République Algérienne Démocratique et Populaire Ministère
de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès
Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département de Génie Mécanique



Numéro d'ordre :

THÈSE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE DOCTEUR ES-SCIENCES

Spécialité : Génie Mécanique
Option : Science des Matériaux

Présenté par : M^r Ali BENAÏSSA

ÉTUDE DES EFFETS DU CHARGEMENT MECANIQUE SUR LA DURABILITE DES IMPLANTS DENTAIRES

Soutenu le 05 / 03 / 2015 devant le jury composé de :

<i>Président : M. Belhouari</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Directeur de thèse : B. Ould Chikh</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Co-directeur de thèse : B. Bachir Bouiadjra</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Examineur : A. Aid</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur : L. Aminallah</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur : B. Bouchouicha</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Université de S.B.A</i>



République Algérienne Démocratique et Populaire Ministère
de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès
Faculté des Sciences de l'Ingénieur
Département de Génie Mécanique



Numéro d'ordre :

THÈSE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE DOCTEUR ES-SCIENCES

Spécialité : Génie Mécanique
Option : Science des Matériaux

Présenté par : M^r Ali BENAÏSSA

ÉTUDE DES EFFETS DU CHARGEMENT MECANIQUE SUR LA DURABILITE DES IMPLANTS DENTAIRES

Soutenu le 05 / 03 / 2015 devant le jury composé de :

<i>Président : M. Belhouari</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Directeur de thèse : B. Ould Chikh</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Co-directeur de thèse : B. Bachir Bouiadjra</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Examineur : A. Aid</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur : L. Aminallah</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur : B. Bouchouicha</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Université de S.B.A</i>

« Comment dans cette vie brève, hâtive, qu'accompagne sans cesse un bourdonnement impatient, descendre un escalier ? C'est impossible ! Le temps qui t'est mesuré est si court qu'en perdant une seule seconde, tu as déjà perdu ta vie entière, car elle n'est pas plus longue, elle ne dure justement que le temps que tu perds ! T'es-tu ainsi engagé dans un chemin, persévère à tout prix, tu ne peux qu'y gagner, tu ne cours aucun risque ; peut-être qu'au bout t'attend la catastrophe, mais si dès les premiers pas tu avais fait demi-tour et si tu avais redescendu l'escalier, tu aurais failli dès le début, c'est plus que probable, c'est même certain. Ainsi ne trouves-tu rien derrière ces portes, rien n'est perdu, élance-toi vers d'autres escaliers ! Tant que tu ne cesseras de monter, les marches ne cesseront pas ; sous tes pieds qui montent, elles se multiplieront à l'infini ! »

Franz Kafka

Remerciements

Je remercie tout d'abord dieu le tout puissant pour la patience, le courage et la volonté qu'il m'a donné pour commencer, réaliser, et arriver à bout de ce travail.

Cette thèse a été réalisée au sein du laboratoire de science et technique de l'eau < L.S.T.E > au niveau du département de mécanique de l'Université de Mascara. 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.

Je voudrais témoigner ma profonde reconnaissance à le directeur de ma thèse, Monsieur *Ould Chikh El Bahri*, maître de conférence à l'Université de Mascara. Il a dirigé ce travail, guidé mes premiers pas dans la recherche, suivi l'évolution de ma thèse avec beaucoup d'intérêt ainsi que pour ses précieux conseils, son aide et ses encouragements. Un grand merci monsieur

Je remercie profondément Monsieur *Belabbès Bachir Bouiadjra*, professeur à l'Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès pour l'aide qu'il m'a apporté tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions. J'ai apprécié sa disponibilité, son enthousiasme, et sa gentillesse.

J'exprime mes remerciements spéciaux et grand respect à Monsieur le président et Messieurs les membres du jury pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant de juger ce travail.

Un grand MERCI à tout le personnel des laboratoires LSTE et LMPM. Ils ont vraiment tenu à m'aider avec les meilleurs de leurs expériences. Ils m'ont transmis la volonté de continuer sur mon chemin. Qu'ils retrouvent ici l'expression de ma reconnaissance éternelle.

Je n'oublierais pas de remercier et saluer mes collègues : *Nabil Labidi, Habib Khellafi, Mourad Fari Bouanani, Brahim Bouchachi et Sadek Reguieg Yssaad*, pour leur aide, bonne humeur de tous les jours, et soutient illimités.

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne citerais pas le département de Mécanique de l'université Djillali Liabès qui m'a permis de réaliser mon rêve de continuer mes études, sans oublier le département de mécanique de l'université de Mascara et tous ses enseignants, plus particulièrement, Monsieur *Ali Merdji* pour toutes les remarques constructives qu'il n'a hésité à très gentiment m'adresser. Elles m'ont été d'extrême valeur scientifique et morale enrichissante. Je le remercie infiniment.

Enfin, je remercie tous les membres de ma famille pour tous ce qu'ils ont enduré pour moi pendant cette période, et je dédie cette thèse à mes parents.

Ali BENAÏSSA

Résumé

La dent humaine, élément indispensable à la mastication et remplissant aussi une fonction liée à l'esthétique. Comme tout tissu ou organe du corps humain, une dent peut se détériorer (caries ou accident), devenir malade puis tomber. On comprend donc mieux l'importance de remplacer cette dent manquant par un implant dentaire. Les travaux de cette thèse visent dans ce cadre à décrire l'effet des charges masticatoires sur le comportement biomécanique des implants dentaires au voisinage des tissus biologiques. Cette démarche a pour but de fournir une aide aux praticiens du domaine médical ainsi qu'aux concepteurs de prothèses et dispositifs thérapeutiques spécifiques, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes d'interactions, entre l'os et l'implant. Dans cette étude l'évaluation de ces contraintes est analysée numériquement par la méthode des éléments finis en trois dimensions. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet la détermination du niveau des contraintes et de leurs états en tous points du système implantaire. Notre démarche vise le développement d'un nouveau modèle d'implant dentaire avec un ligament artificiel, afin de réduire les contraintes dans cette interface.

Abstract

The human tooth, which is essential part for chewing and performing a function related to aesthetics. Like any tissue or organ in the body, a tooth may deteriorate (caries or accident), become ill then fall. Therefore, we can better understand the importance of replacing the missing tooth with a dental implant. The work of this thesis are designed in this context to describe the effect of masticatory loads on the biomechanical behavior of dental implants in the vicinity of biological tissues. This approach is designed to provide assistance to medical practitioners as well as developers of prostheses and specific therapeutic devices, for whom special attention must be paid to the stress distribution of interaction between the bone and the implant. In this study, the evaluation of these stresses is numerically analyzed by 3D finite element method. The advantage of this method is that it allows the determination of the level of stress and their states in all parts of the implant system. Our approach involves the development of a new dental implant model with an artificial ligament, in order to reduce the stresses in the interface.

ملخص

تمثل السن البشرية عنصر أساسي في عملية المضغ كما تلعب دورا جماليا. مثلها مثل أي نسيج عضوي في جسم الإنسان قد تتدهور حالت السن نتيجة التسوس أو حادث يصيبها مما يعرضها للسقوط. لهذا السبب وحتى تتمكن من فهم أفضل لأهمية استبدال الأسنان المفقودة عن طريق زراعة الأسنان. في هذا الصدد ومن أجل إيجاد حل لهذه المشكلة تهدف هذه الأطروحة لمعرفة تأثير الأحمال المضغ على سلوك البيو ميكانيكي للنشاط الحيوي لزراعة الأسنان في محيط الأنسجة البيولوجية للفك. إضافة إلى تقديم المساعدة إلى ممارسي المجال الطبي وكذا مصممي الأطراف التعويضية والأجهزة العلاجية الخاصة التي يجب إيلاء اهتمام خاص بها من أجل التوزيع الأفضل والأمثل للإجهادات الناجمة عن قوى المضغ بين العظم والزرع. في هذه الدراسة يتم تحليل وتقييم الإجهادات رقميا بواسطة طريقة العناصر المنتهية ثلاثية الأبعاد. أهم ميزة لهذه الطريقة هي أنها تتيح لنا تحديد مستوى الإجهادات وحالاتها في جميع أجزاء نظام الزرع. من جهة أخرى النهج المتبع يشمل تطوير نموذج جديد لزراعة الأسنان باستعمال الرباط الاصطناعي للحد والتقليل من شدة الإجهادات الناجمة عن أثر صدمات قوى المضغ، الذي أكد بشكل عام نجاعة النموذج الجديد المقترح أعطى مستوى أقل وأمثلة للإجهاد على مستوى العظم الفكي مقارنة بالنموذج المتداول وذلك بفضل هذا الرباط.

Sommaire

Liste des tableaux

Liste des figures

Introduction Générale..... 1

Chapitre I : Préface sur la Conception Biomécanique

Introduction.....	4
1. Caractères physiques du corps	5
2. Caractéristiques mécaniques du corps	5
3. Approche de l'étude des mouvements du corps	5
4. Le tissu osseux	7
4.1. Tissu osseux compact	7
4.2. Tissu osseux spongieux	8
5. Comportement mécanique de l'os	8
6. Remodelage osseux.....	9
7. Propriétés mécaniques et densité osseuse.....	10
8. Classification osseuse.....	12
9. l'Ostéointégration.....	13
10. Biomécanique de la Mastication	13
11. Biomécanique dentaire	15
11.1. Rappel anatomique sur la dent.....	15
11.2. Déplacement dentaire	17
11.3. Forces appliquées sur la dent	18
11.3.1. Forces fonctionnelles	20
11.3.2. Forces pathologiques	21
11.4. Étude des forces masticatoires.....	21
11.5. Centre de résistance.....	22
11.6. Principes biomécaniques	23
12. Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique.....	24

12.1. Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire	25
12.2. Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires.....	25
13. Conclusion	26
Références bibliographiques	27

Chapitre II : Implantologie Dentaire

1. Le complexe implantaire.....	29
1.1. Le support : os / substituts osseux	29
1.2. Structure de l'implant	30
1.2.1. Morphologie générale des implants	33
1.2.2. Morphologie des spires	34
1.2.3. Etat de surface.....	35
1.2.4. Support prothétique	36
1.2.5. Les connectiques.....	38
2. La restauration implantaire d'une structure multi-matériau	39
2.1. Les métaux	40
2.2. Les céramiques	41
2.3. Les ciments de scellement.....	41
2.4. Les colles dentaires	41
3. Méthodes d'assemblage.....	42
3.1. Vissage.....	42
3.2. Scellement	43
3.3. Collage	43
4. Approche des comportements mécaniques	44
5. Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire	44
5.1. Mise en place d'un implant dentaire en deux temps.....	45
5.1.1. Premier temps opératoire.....	45
5.1.2. Deuxième temps opératoire	46
5.2. Mise en place d'un implant dentaire en un temps	47
5.2.1. Indications des deux protocoles	48
5.2.2. Mise en fonction (charge) des implants	49
6. Critères de réussite d'une implantation dentaire	50

6.1. Causes potentielles d'échecs	50
6.2. Critères de Succès	50
6.3. Implantation idéale.....	51
7. Forces induites par une dent naturelle	52
8. Biomécanique de la connexion os-implant.....	53
8.1. Maintient de l'interface os-implant	53
8.2. Forces occlusales sur l'implant	54
8.3. Forces transmises à l'os.....	55
9. Contraintes générées	57
10. Présentation de la méthode des éléments finis	58
11. Conclusion	60
Références bibliographiques	60

Chapitre III : Etude Préliminaire de l'Effet de l'Intensité du Chargement Occlusale sur la Biomécanique Implantaire

Introduction.....	64
1. Modèle géométrique	65
2. Propriétés des matériaux utilisés	67
3. Maillage.....	68
4. Analyse dynamique de l'effet de l'intensité de surcharge	70
4.1. Conditions aux limites et chargement.....	70
4.2. Résultats et Discussion	73
4.3. Contraintes générées dans la prothèse dentaire	74
4.4. Contraintes dans l'implant	75
4.5. Contraintes dans l'abutment	77
4.6. Contraintes dans la surface occlusale.....	78
4.7. Contraintes dans l'os.....	79
4.7.1. L'os cortical.....	79
4.7.2. L'os spongieux.....	80
4.8. Variation de contrainte équivalente dans l'interface os-implant.....	81

4.8.1. Le diagnostic occlusal.....	85
4.8.2. La conception occlusale et la guidance	87
4.8.3. La conception de la prothèse dentaire	87
5. Conclusion	89
Références bibliographiques	89

Chapitre IV : Effet d'une cavité carieuse sur le comportement biomécanique du système parodontal

Introduction.....	93
1. Approche méthodologique et étude paramétrique	91
2. Conditions aux limites	99
3. Modèles de matériaux et états d'interface.....	100
4. Modèle d'éléments finis.....	101
5. Résultats.....	102
5.1. Contraintes dans l'émail	104
5.2. Contraintes dans la dentine.....	105
5.3. Contraintes dans la pulpe	105
5.4. Contraintes dans le ligament parodontal (PDL)	106
5.5. Contraintes dans l'os alvéolaire	107
6. Discussion.....	110
7. Conclusion	116
Références bibliographiques	116

Chapitre V : Étude et développement d'un nouveau modèle d'implant dentaire avec un ligament artificiel

Introduction.....	118
1. Modèle géométrique	120

1.1. L'os mandibulaire.....	120
1.2. Le système d'implant	121
2. Modèles de matériaux.....	123
3. Conditions aux limites	124
4. États de l'interface	125
5. Modèle d'éléments finis.....	126
6. Résultats.....	127
6.1. Contraintes dans l'implant	128
6.2. Contraintes dans la couronne	128
6.3. Contraintes dans le Framework	129
6.4. Contraintes dans la vis d'Abutment	130
6.5. Contraintes dans l'Abutment.....	130
6.6. Contraintes dans l'os.....	131
6.6.1. L'os cortical.....	131
6.6.2. L'os spongieux.....	132
6.7. Contraintes dans le Ligament	132
7. Variation de la contrainte équivalente dans l'interface os-implant	133
8. Discussion.....	136
9. Conclusion	139
Références bibliographiques	140
Conclusion Générale	144



Liste des tableaux

Chapitre III

Tableau 1: Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire	67
Tableau 2: Différents types d'éléments utilisés pour le maillage	68
Tableau 3: Taille et nombre des éléments et nœuds pour le système d'implant	70
Tableau 4: Récapitulatif des résultats obtenus pour la Contrainte totale de la prothèse dentaire pour différentes chargement.....	75
Tableau 5: Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans L'implant pour différentes chargement.....	76
Tableau 6: Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'abutment pour différentes chargement.....	78
Tableau 7: Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans Surface Occlusale pour différentes chargement.....	79
Tableau 8: Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'os cortical pour différentes chargement	80
Tableau 9: Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'os spongieux pour différentes chargement	81

Chapitre IV

Tableau 1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés	101
Tableau 2 : Taille et nombre des éléments utilisés pour la dent et sa structure d'appui ...	101
Tableau 3 : Valeurs maximales des contraintes de von Mises dans les Composantes de deux modèles (saine / cariée)	103

Chapitre V

Tableau 1 : Résumé des composants et leur comportement mécanique	123
Tableau 2 : Taille et nombre des éléments et nœuds pour les deux systèmes implantaire	127

Liste des figures

Chapitre I

Figure 1 : Vue microscopique : (a) de l'os compact, (b) de l'os spongieux	8
Figure 2 : Le remodelage osseux	10
Figure 3 : Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité	12
Figure 4 : Schématisation des quatre types osseux selon Lekholm	13
Figure 5 : Processus biologique de l'ostéointégration péri-implantaire	13
Figure 6 : Crâne, vue de profil	14
Figure 7 : Physiologie de mastication.....	14
Figure 8 : Diduction de la mandibule	18
Figure 9 : Anatomie de la dent	15
Figure 10 : Différents types de dents	17
Figure 11 : Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale.....	19
Figure 12 : Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal.....	20
Figure 13 : Surfaces convexes des cuspidés.....	20
Figure 14 : Les trois principes biomécaniques	23
Figure 15 : Répartition des zones de résorption et d'apposition.....	24

Chapitre II

Figure 1 : (a) Implants aiguilles de Scialom, (b) Perte osseuse de grande ampleur autour d'implants aiguilles	32
Figure 2 : Implants disques de Scortecci (insertion latérale). (a) Avant pose, (b) vue radiographique implants posés	32
Figure 3 : Implants lames de Linkow	32
Figure 4 : Implant à double hélice de Cherchève	33
Figure 5 : Implants cylindriques en titane	33
Figure 6 : Structure prothétique transvissée (pilier prothétique) de forme homothétiquement réduite à la couronne dentaire	36
Figure 7 : Pièce prothétique Zimmer (modèle Tapered Screw Vent) (a), Pièce prothétique Astratech (b), Pièce prothétique Camlog (c).....	38
Figure 8 : Implant Zimmer à Connectique externe (Spline)	39
Figure 9 : Restauration d'une importante cavité de carie à l'aide d'un onlay céramique collé.....	42

Figure 10 : Restauration esthétique d'un sourire à l'aide de facettes céramiques collées...	42
Figure 11 : Digue dentaire utilisée en barrage à la salive lors du collage d'une facette.....	44
Figure 12 : Mise en place d'un implant dentaire en deux temps opératoires.....	45
Figure 13 : Implants enfouis dans la gencive pour une mise en nourrice	45
Figure 14 : Implants dentaires avec et sans leurs vis de cicatrisation	46
Figure 15 : Différentes formes de vis de cicatrisation	47
Figure 16 : Mise en place d'un implant dentaire en un temps opératoire.....	47
Figure 17 : Implants dentaires mis en place en un seul temps opératoire	47
Figure 18 : Implants dentaires mis en place sans ouverture de la gencive.....	48
Figure 19 : Abutments et couronnes mis en place	49
Figure 20 : Différents modèles d'abutments	49
Figure 21 : Forces agissant sur un implant ostéo-intégré	56
Figure 22 : Différents types de forces générées dans un système d'implant.....	57

Chapitre III

Figure 1 : Représentation de l'assemblage implant/prothèse dentaire en vues éclatées	66
Figure 2 : Assemblage en perspective isométrique	67
Figure 3 : Vue éclatée en coupe.....	67
Figure 4 : Forme des éléments utilisés et position des nœuds	68
Figure 5 : Maillage global de l'ensemble	69
Figure 6 : Maillage de la surface occlusale (a), de l'implant (b), du l'abutment (c) et de la mâchoire (os spongieux et cortical respectivement) (d) et (e).....	69
Figure 7 : Chargements appliqués et conditions aux limites.....	72
Figure 8 : Différentes chargements appliquée sur l'implant dentaire en fonction de temps	73
Figure 9 : Six Composantes de contrainte au point P	74
Figure 10 : Contraintes maximales équivalentes de von Mises dans tous les corps pour différentes chargement	75
Figure 11 : Contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'implant pour différentes chargement.....	76
Figure 12 : Contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'abutment pour différentes chargement	77

Figure 13 : Contrainte maximale équivalente de von Mises dans Surface Occlusale pour différentes chargement	78
Figure 14 : Contraintes maximales équivalentes de von Mises ; (a) : l'os cortical, (b) : l'os spongieux pour différentes chargement	80
Figure 15 : Représentation en allures de l'interface os-implant ; (A): disto- mésial, (B): bucco-linguale.....	81
Figure 16 : Variation de contrainte équivalente suivante la direction disto- mésial	83
Figure 17 : Variation de contrainte équivalente suivante la direction bucco-linguale	84

Chapitre IV

Figure 1 : Parties composantes de la dent.....	93
Figure 2 : Une dent saine et une dent cariée	96
Figure 3 : Tomographie par ordinateur de patient	98
Figure 4 : Modèle géométrique en 3D de l'os mandibulaire	98
Figure 5 : Composants des systèmes dentaires	99
Figure 6 : Conditions aux limites et types de chargement appliqué	100
Figure 7 : Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques ; (A) : Système sain, (B) : Système infecté, (C) : l'os alvéolaire, (D) : le système complet.....	102
Figure 8 : Distributions des contraintes de von Mises allant du bleu foncé au rouge	103
Figure 9 : Histogramme des contraintes dans les deux systèmes parodontaux (saine et cariée)	104
Figure 10 : Distribution des contraintes dans l'émail ; (a) : Système sain, (b) : Système infecté.....	105
Figure 11 : Distribution des contraintes dans la dentine; (a): Système sain, (b) : Système infecté	105
Figure 12 : Distribution des contraintes dans la pulpe ; (a) : Système sain, (b) : Système infecté.....	106
Figure 13 : Distribution des contraintes dans le PDL ; (a): Système sain, (b): Système infecté	107
Figure 14 : Distribution des contraintes dans l'os alvéolaire ; (a) : Système sain, (b) : Système infecté	108
Figure 15 : Représentation en allures de l'interface os-implant	108

Figure 16 : Répartition des contraintes pour un chargement combinée ; (a) Contour cervical, (b) Contour bucco-lingual, (c) disto-mésial	110
Figure 17 : Le principe de la théorie de la raquette de F. VAILLATI : la rigidité de la dent dépouillée de son cadre d'émail est fortement affaiblie.....	115

Chapitre V

Figure 1 : Bio-structure de la dent naturelle et l'implant qui s'attache à l'os	119
Figure 2 : Balayage tomographique de l'os mandibulaire	120
Figure 3 : Parties composantes de l'os mandibulaire.....	121
Figure 4 : Les modèles de la couronne et du framework	121
Figure 5 : Composants des systèmes d'implants.....	122
Figure 6 : Conditions aux limites	125
Figure 7 : Chargement dynamique appliquée en 4 s.....	125
Figure 8 : Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques; (a) Composants du système d'implant, (b) Os mandibulaire, (c) Modèle final	126
Figure 9 : Distributions des contraintes de von Mises allant du bleu foncé au rouge	128
Figure 10 : Distribution des contraintes dans l'implant pour les deux modèles	129
Figure 11 : Distribution des contraintes dans la couronne pour les deux modèles.....	129
Figure 12 : Distribution des contraintes dans le framework pour les deux modèles	130
Figure 13 : Distribution des contraintes dans la vis d'Abutment pour les deux modèles..	130
Figure 14 : Distribution des contraintes dans l'abutment pour les deux modèles	131
Figure 15 : Distribution des contraintes dans l'os cortical pour les deux modèles	132
Figure 16 : Distribution des contraintes dans l'os spongieux pour les deux modèles	132
Figure 17 : Distribution des contraintes dans le ligament artificiel	133
Figure 18 : Représentation en allures de l'interface os-implant	134
Figure 19 : Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour cervical)	134
Figure 20 : Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour buccolingual)	136
Figure 21 : Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour mésio-distal)	136
Figure 22 : Histogramme des contraintes de von Mises pour chaque composant dans les deux modèles.....	137

INTRODUCTION GENERALE

Introduction Générale

La biomécanique est la science qui applique les principes de la mécanique à la compréhension des processus et des fonctions biologiques. Son objectif principal est donc de caractériser le mouvement des organes vivants, et ses variations différentielles (contraintes, déformation, ...). Le but de la biomécanique est de prévoir le comportement mécanique (mouvement, déformations et contraintes) d'un tissu ou d'un organe, en tenant compte des charges agissant sur lui, de sa microstructure et des contraintes imposées par d'autres organes.

La biomécanique dentaire est une approche interdisciplinaire dans laquelle les principes d'ingénieries sont appliqués à la médecine dentaire, il est communément admis aujourd'hui que l'harmonie des contacts dentaires est primordiale dans le maintien de l'équilibre physiologique et anatomique de cet appareil, tant sur le plan statique que dynamique. Les pertes dentaires et leur non-compensation à brève échéance ont souvent pour conséquence la perte des contacts proximaux et occlusaux pouvant être à l'origine de migrations dentaires (égressions, versions, rotations), avec toujours de profondes perturbations du plan d'occlusion.

Toutes les contraintes masticatoires se portent dès lors sur les dents résiduelles avec des conséquences à la fois sur le parodonte et sur les dents. Ainsi, à plus ou moins long terme, les pertes dentaires non compensées par une thérapeutique prothétique se soldent par des modifications importantes au niveau des segments dentés résiduels : modification de la forme de l'arcade résiduelle, modification des courbes de compensation, perte de la dimension verticale d'occlusion, apparition de diastèmes et perte de contact avec les dents adjacentes, apparition d'interférences et de prématurités perturbant la dynamique masticatrice, on comprend donc mieux l'importance de remplacer cette dent manquante par une prothèse dentaire.

Les restaurations prothétiques de petite et grande étendue utilisant les implants doivent donc être contrôlées avec la plus grande attention car elles font appel à des éléments d'ancrages dans l'os qui sont supposés rester et fonctionner durant toute la vie du patient.

Les patients alités pendant de longues périodes perdent de l'os. Il en va de même pour les zones édentées. L'inverse, l'os réagit très favorablement à une augmentation des charges en accroissant sa masse dans les régions soumises à une augmentation de contrainte, de même, les implants dentaires et orthopédiques adaptent leur lit osseux à des modifications des vecteurs de force. C'est pourquoi il n'est pas correct d'affirmer que l'os doit être protégé des contraintes externes. Au contraire, si on lui en laisse le temps, l'os s'adapte très volontiers.

L'observation et l'évaluation des répercussions de la modélisation de l'interface os implant, sur les champs mécaniques au niveau de l'os péri implantaire, sont analysées 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 de leur état en tous points des matériaux.

La méthode des éléments finis, nous permettons de rendre compte des situations lorsque les chargements et les déplacements seraient difficilement traitables par les méthodes classiques. Elle peut également trouver son intérêt dans les possibilités qu'elle offre pour prendre en compte des hypothèses variées et donc, de comparer l'influence des différents paramètres, tels que les matériaux prothétiques, le nombre de points d'appui dentaire, la configuration géométrique des prothèses.

L'objectif principal de cette modeste thèse est l'analyse et l'évaluation des contraintes mécaniques occluso-prothétiques en implantologie orale, notre justification de choix d'un implant dentaire, se fera à la base de l'étude des contraintes sur les quatre modèles (dent saine, dent avec carie, implant dentaire et barrière de contraintes), pour cela nous suivons le plan décrit par les cinq chapitres qui constituent cette thèse :

Le premier chapitre se consacre sur la conception biomécanique et la physiologie masticatoire, dans laquelle on explique les caractéristiques mécaniques du corps, Le tissu osseux, le comportement mécanique de l'os ainsi que les réactions du tissu osseux face à l'action mécanique.

Le deuxième chapitre sera consacré à d'expliquer les causes d'edentement pour ceci, nous présentons le moyen de restauration qui

représente 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. En effet, L'objectif était de permettre de prédire la performance d'un implant dentaire avant qu'il ne soit utilisé cliniquement.

Le troisième chapitre concerne un calcul numérique tridimensionnel par élément fini utilisant un modèle implantaire préliminaire de comportement isotrope afin d'analyser l'effet de l'intensité du chargement occlusal sur la répartition des contraintes dans les composantes du système implantaire et sa structure d'appui.

Le quatrième chapitre qui abordait sur la modélisation de la structure et les différentes composantes du système parodontal afin d'analyser la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basé sur la méthode des éléments finis. Pour connaître l'influence de surcharge sur le transfert des charges à l'os et à l'implant, et de comparer leur comportement biomécanique.

Le cinquième chapitre fournit une analyse entre deux différentes configurations géométriques des systèmes d'implants, de trouver l'effet des matériaux prothétiques sur l'os, de connaître l'influence du ligament artificiel sur le transfert des charges à l'os et à l'implant, et de comparer leur comportement biomécanique. Il a été supposé que les paramètres géométriques des deux modèles sont tous identiques sauf la conception structurelle de la prothèse, dentaire ce qui a donné naissance à notre nouveau modèle d'implant avec élastomère.

En vue de minimiser les contraintes à l'interface de l'os et d'apporter des réponses aux questions sur son endommagement et celui des implants, cette thèse pourra contribuer à l'effet du comportement dynamique sur l'optimisation géométrique de la forme des systèmes des prothèses dentaires.

CHAPITRE I

**Préface sur la conception
biomécanique**

Chapitre I

Préface sur la Conception Biomécanique

- Introduction
- Caractères physiques du corps
- Caractéristiques mécaniques du corps
- Approche de l'étude des mouvements du corps
- Le tissu osseux
- Comportement mécanique de l'os
- Remodelage osseux
- Propriétés mécaniques et densité osseuse
- Classification osseuse
- l'Ostéointégration
- Biomécanique de la Mastication
- Biomécanique dentaire
- Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique
- Conclusion



1

Préface sur la Conception Biomécanique

Introduction

La biomécanique, c'est une science qui traite les forces et leurs effets appliqués à un système biologique. Traditionnellement, cela signifie le corps humain dans les hauts niveaux. Cependant, il n'a pas besoin de n'importe quelles limitations, comme n'importe quelle forme-vie peut être étudiée à n'importe quel niveau. Récemment, à cause de l'intérêt au développement de nouveaux médicaments et les mesures de leurs effets sur le corps, la biomécanique est progressée au niveau bas d'une cellule simple. [1] Dans Cette mémoire, on concentre exclusivement sur la biomécanique du système masticatoire.

La biomécanique est une des sciences qui étudient le mouvement humain. ainsi que la structure et la fonction des systèmes biologiques au moyen des méthodes de la mécanique. De son côté, définit la biomécanique comme la science qui relie les forces internes et externes aux corps humains ainsi que les effets produits par ses forces. Nous vivons dans un univers soumis à un certain nombre de règles et de principes qui régissent le mouvement de tous les corps. Le corps humain faisant partie de cet univers, il est soumis à ces mêmes lois. On peut donc examiner le mouvement du corps humain de la même façon que la physique mécanique examine le mouvement général.

1. Caractères physiques du corps

Il est important de considérer les caractéristiques physiques d'un individu pour en apprécier ses qualités dynamiques. C'est pourquoi il faudra comprendre le mode d'évolution du corps, connaître parfaitement les appareils osseux, articulaires et neuro-musculaires. L'anthropométrie mesure les différentes caractéristiques physiques du corps comme le poids, la hauteur, et le volume [2]. Cette anthropométrie concerne non seulement la totalité du corps mais peut intéresser chaque partie du corps. On pourra ainsi définir des populations d'individus répondant à des critères anthropométriques, et pour chaque population attribuer des activités spécifiques leurs convenant.

2. Caractéristiques mécaniques du corps

Tout ce qui concerne l'étude des propriétés mécanique d'un système peut être faite lors d'un mouvement soit en dynamique ou à l'arrêt soit statique. Cependant il est difficile de considérer que le corps puisse être en situation statique pure, il est toujours soumis à une certaine activité d'équilibre. C'est pourquoi l'étude dynamique du système implantaire sera plus discutée travers cette thèse.

3. Approche de l'étude des mouvements du corps

Deux approches sont utilisées dans l'étude des concepts biologiques et mécaniques du corps, l'approche quantitative et l'approche qualitative [3].

L'approche quantitative quantifie numériquement une action. Elle nécessite un appareillage qui donne de manière objective par exemple l'amplitude d'un mouvement donné ou le diamètre d'un muscle. Ces données informent l'examineur sur l'état du sujet. Cette approche demande beaucoup de temps et n'est pratiquement pas utilisée par les biomécaniciens dans l'élaboration d'un problème. Cependant elle peut ,très nécessaire dans un programme de rééducation fonctionnelle du corps ou d'une partie du corps.

L'approche qualitative est basée sur l'analyse visuelle d'une action biomécanique inspirée par les principes mécaniques et physiques qui peuvent intervenir sur les mouvements. Cette analyse peut s'appuyer sur des supports vidéo afin de visualiser et re-visualiser une action dans le but d'améliorer sa performance. Cependant cette approche purement subjective et doit être inspirée des notions quantitatives afin de s'appuyer sur des bases solides [4].

Les connaissances en matière de biomécanique permettront d'établir certains principes et les directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires : implantaires et dento-implanto-portées.

Depuis les travaux effectués par le professeur Brånemark et son équipe, le terme « implant dentaire » est devenu synonyme de thérapeutique prothétique à long terme.

Ce succès repose sur l'introduction du concept d'ostéointégration qui a révolutionné cette discipline en permettant l'élaboration de systèmes implantaires cliniquement prévisibles. Cependant, il existe aujourd'hui, de nombreux problèmes en implantologie qui sont causés ou exacerbés au moment de la phase prothétique, pouvant aboutir à la destruction du soutien osseux et à la perte d'intégration de l'implant lors de sa mise en fonction [3].

L'interface qui est à la jonction de l'implant d'une part et des structures de soutien d'autre part, est un centre d'intérêt tout particulier étant donné sa vulnérabilité et les risques de détérioration par surcharge. Il est donc très important que les implants transmettent les forces sans occasionner de dégâts à l'os.

La phase prothétique et ses conséquences au niveau de l'implant doivent rentrer dans un protocole précis afin d'obtenir des résultats cliniques prévisibles. Pour ce faire, il semble donc intéressant d'établir des principes

biomécaniques qui guideront la reconstitution supra-implantaire en fonction de la situation rencontrée.

Ces principes émanent de l'analyse des contraintes transférées à l'os par l'intermédiaire des implants. Les facteurs à l'origine de l'amplitude et de la concentration des efforts dépendent de diverses variables parmi lesquelles les forces occlusales, les rapports avec l'arcade antagoniste, le nombre d'implants présents pour assumer la charge, leur position par rapport à l'ensemble prothétique, la rigidité de la prothèse et la géométrie de l'implant [5].

Il faut également connaître le rôle du desmodonte (ligament) dans l'absorption et la dissipation des efforts dus aux charges occlusales, en particulier, si l'on doit combiner implants et dents naturelles pour encrer une prothèse fixée.

4. Le tissu osseux

Chez l'adulte, le tissu osseux est dit lamellaire, parce que la matrice osseuse est disposée en lamelles superposées où les microfibrilles de collagène sont arrangées parallèlement selon une direction qui se modifie dans chaque lamelle successive. En cas de fracture, ou encore au cours de certaines maladies, la trame de microfibrilles de collagène produite par les ostéoblastes est irrégulière et le tissu osseux est transitoirement non-lamellaire [6].

4.1. Tissu osseux compact

Il est principalement constitué d'ostéomes ou systèmes de Havers faits de lamelles osseuses cylindriques disposées concentriquement autour du canal de Havers. Entre les lamelles, se situent les ostéoplastes contenant le corps cellulaire des ostéocytes. Le canal de Havers contient des capillaires sanguins et des filets nerveux amyéliniques enrobés d'un peu de tissu conjonctif lâche. Les canaux de Havers sont reliés entre eux, avec la cavité médullaire et avec la surface de l'os par des canaux transversaux ou

obliques, les canaux de Volkmann. Cette disposition confère à l'os compact un maximum de résistance (Figure.1.a). [2, 3]

4.2. Tissu osseux spongieux

Le tissu osseux spongieux est formé par un lacis tridimensionnel de spicules ou trabécules de tissu osseux (figure.1.b), ramifiés et anastomosés, délimitant un labyrinthe d'espaces inter-communicants occupés par de la moelle osseuse et des vaisseaux. [2, 3]

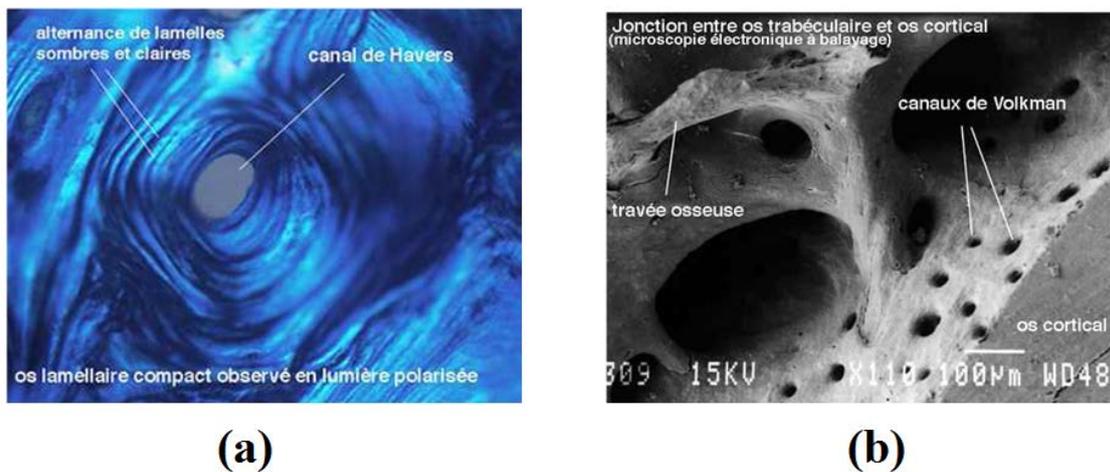


Figure 1. Vue microscopique :

(a) de l'os compact, (b) de l'os spongieux. [2]

5. Comportement mécanique de l'os

D'un point de vue mécanique, l'os constitue un matériau particulièrement complexe. Sa texture, sa structure et son architecture subtiles influencent fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multiphasé, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction [7]. Les propriétés de l'os constituent un compromis entre la rigidité nécessaire à autoriser une cinématique efficiente, la viscosité permettant l'absorption des chocs et la masse du squelette. La texture de l'os en couches croisées lui procure des propriétés mécaniques massives excellentes.

Par ailleurs, on peut noter que chaque os est unique. Sa structure et son architecture se montrent parfaitement adaptées à celles requises. La forte anisotropie de l'os est due à sa structure : orientation des ostéons pour l'os

cortical et des trabécules pour l'os spongieux. Ses propriétés dépendent également fortement de sa densité [8].

De nombreux auteurs ont donc cherché à mettre en évidence une corrélation entre la composition et propriétés mécaniques qui sont utiles notamment pour la compréhension des phénomènes d'ostéoporose et de remodelage osseux. Le premier modèle recensé est celui de Vose & Kubala qui établit une relation entre résistance à la flexion et contenu minéral. Ensuite, Carter & Hayes ont proposé un modèle liant respectivement le module d'Young et la résistance de l'os trabéculaire et cortical au cube et au carré de la densité apparente. D'autres auteurs [6-8] ont par la suite développé des relations associant les propriétés mécaniques à la densité apparente et au contenu minéral. Lotz et al. Puis Pietruszczak et al. ont fait évoluer ces modèles en ajoutant la dépendance de la direction.

6. Remodelage osseux

Que ce soit dans l'os compact ou dans l'os trabéculaire, le tissu osseux est en constant renouvellement. Ce remodelage permanent, dans lequel s'intriquent la résorption et la formation de tissu osseux, s'effectue grâce à des unités fonctionnelles de remodelage où les ostéoclastes et les ostéoblastes sont étroitement associés. L'os est ainsi formé de millions d'unités fonctionnelles de remodelage, mobiles et progressant dans le tissu osseux [7].

Les activités métaboliques de ces deux populations cellulaires sont couplées dans l'espace et dans le temps. Un cycle de remodelage dure environ quatre mois chez l'adulte, la phase de formation étant plus longue que celle de résorption, comme le montre la figure 2. [4]

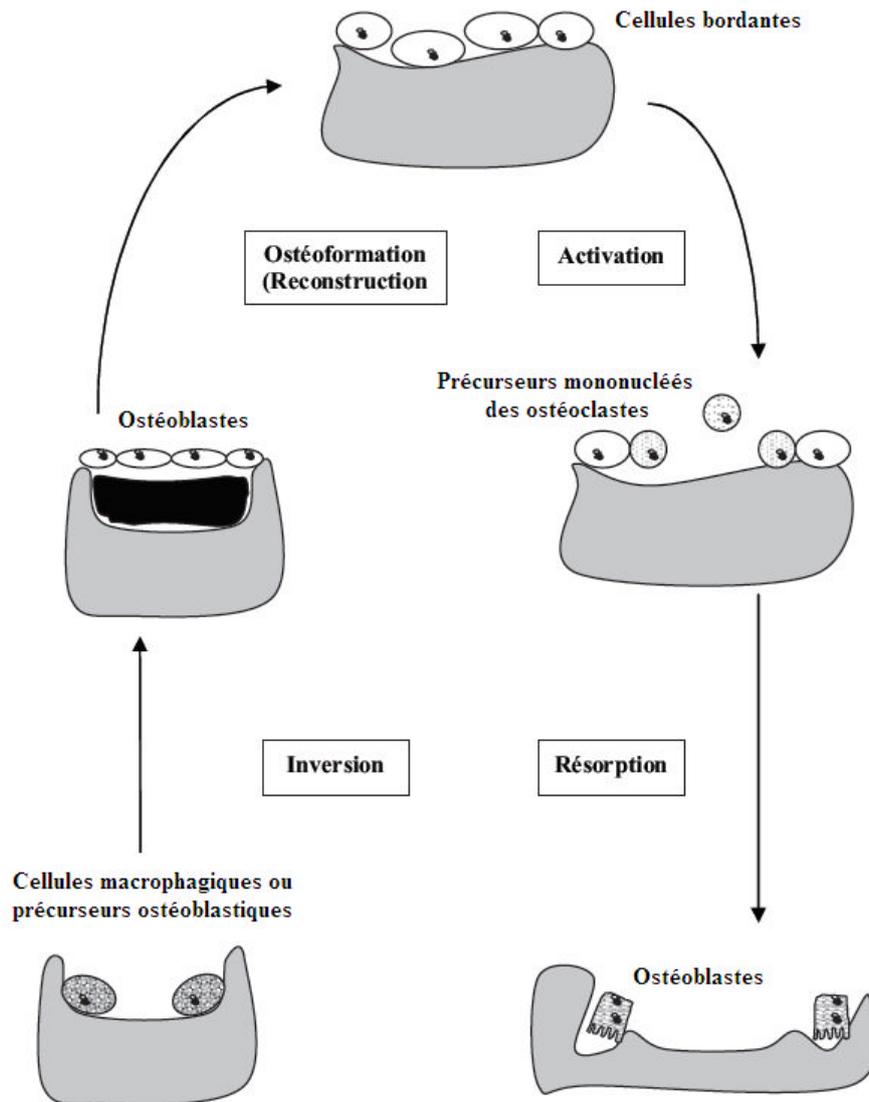


Figure 2. Le remodelage osseux. [4]

7. Propriétés mécaniques et densité osseuse

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 2100 kg/m^3 , pour un os cortical elle n'excède pas 1920 kg/m^3 . Il a été montré expérimentalement que cette densité peut être corrélée avec les caractéristiques mécaniques de l'os, en particulier avec le module d'Young. Les modèles de remodelage sont souvent bâtis sur ce genre de lois afin de pouvoir aisément passer de la densité aux propriétés mécaniques [6].

Parmi les relations existantes, on retiendra celles proposées par Jacobs :

$$E = B(\rho)^{\beta(\rho)} \quad (1)$$

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

$$E = \begin{cases} 2014\rho^{2.5} & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1762\rho^{3.2} & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (2)$$

$$\nu = \begin{cases} 0.20 & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32 & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (3)$$

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

Notion de stimulus :

Dans la littérature, les auteurs [2-5] 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 suivante.

Sur la figure 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 [5].

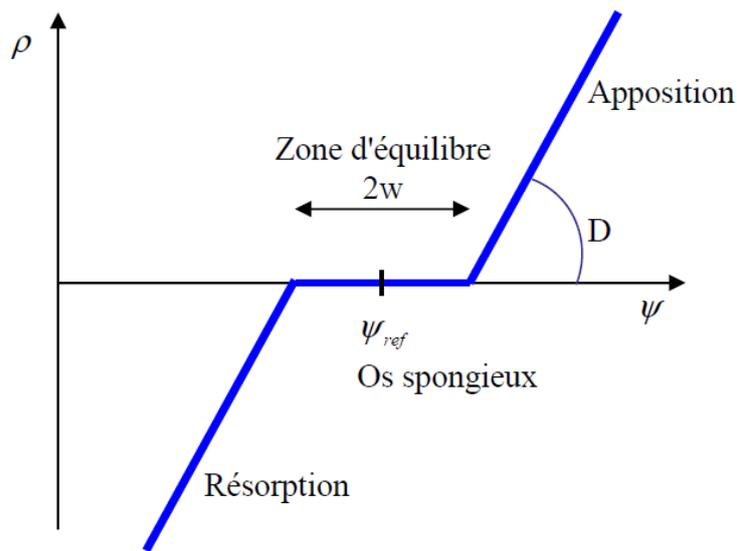


Figure 3. Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité [5].

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.

8. Classification osseuse

De nombreux auteurs ont cherché à classer les différents types histologiques d'os alvéolaire [5]. Comme le montre la figure 4, Lekholm classe les os en quatre types :

- **Type I** : L'os est composé presque entièrement d'os compact et homogène.
- **Type II** : Une couche épaisse d'os compact entoure un noyau d'os spongieux dense.
- **Type III** : Une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux dense de résistance favorable.
- **Type IV** : Une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux de faible densité.

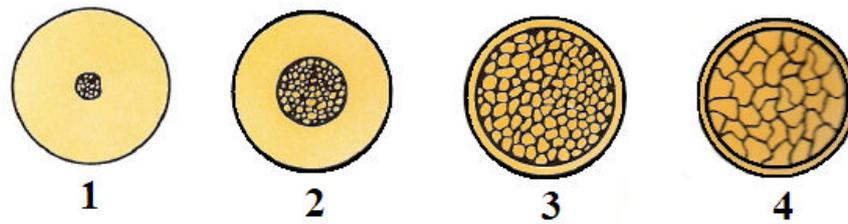


Figure 4. Schématisation des quatre types osseux selon Lekholm. [5]

9. l'Ostéointégration

En 1985, Bränemark définissait l'ostéointégration comme une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié à la surface d'un implant supportant une charge prothétique [6].

En 1990, Zarb et Albrektsson ont proposé une nouvelle description de l'ostéointégration : un processus par lequel une fixation rigide et asymptomatique d'un matériau alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle [6].

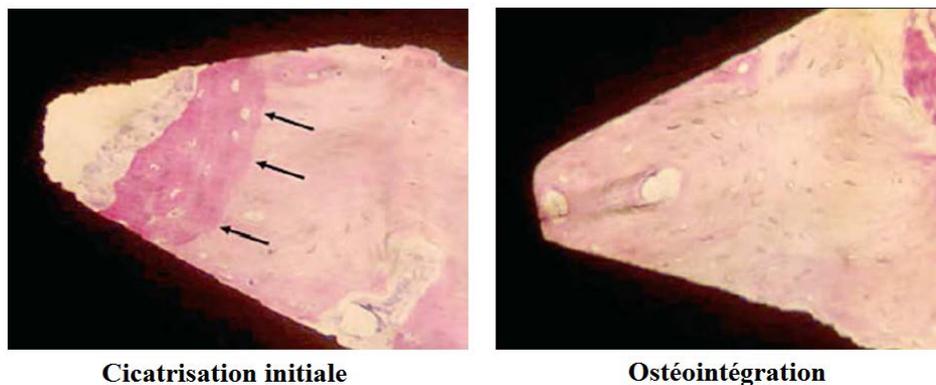


Figure 5. Processus biologique de l'Ostéointégration péri-implantaire. [6]

10. Biomécanique de la Mastication

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 bicondyalaire 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. [7]

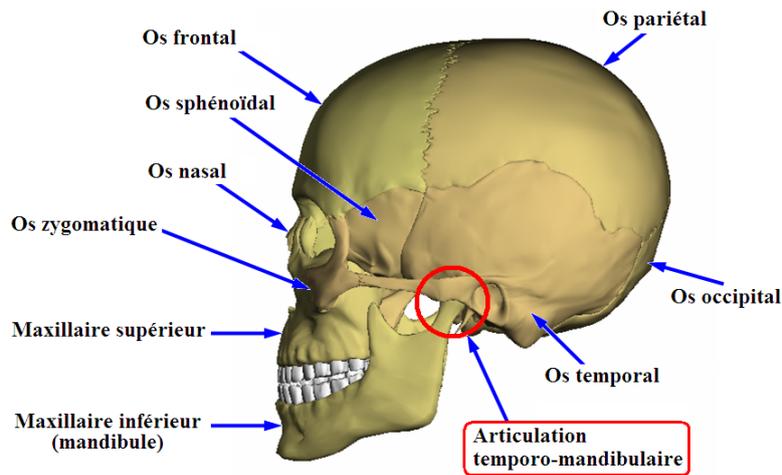


Figure 6. Crâne, vue de profil.

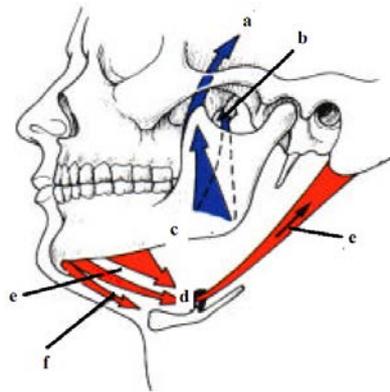


Figure 7. Physiologie de mastication. [8]

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

Les articulations temporo-mandibulaire (ATM) font partie des articulations les plus sollicitées avec environ 10.000 mouvements par 24 heures. Elles participent à deux fonctions essentielles, l'ouverture de la bouche et la mastication [8]. Elles fonctionnent simultanément et présentent globalement trois degrés de liberté. Chaque articulation est double du point de vue fonctionnel : dans l'articulation ménisco-temporale s'effectuent des mouvements de glissement, et dans l'articulation ménisco-mandibulaire siègent des mouvements de rotation.

Ces mouvements peuvent être présentés ainsi :

- Abaissement et élévation,
- Propulsion et rétropulsion,
- Diduction.

11. Biomécanique dentaire

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire ou la mandibule, dont la partie visible émerge dans l'os. Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons [10-11].

11.1. Rappel anatomique sur la dent

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelée couronne, est recouverte d'émail. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire et entourées de cément qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament parodontal.

La figure 9 illustre la composition anatomique d'une dent :

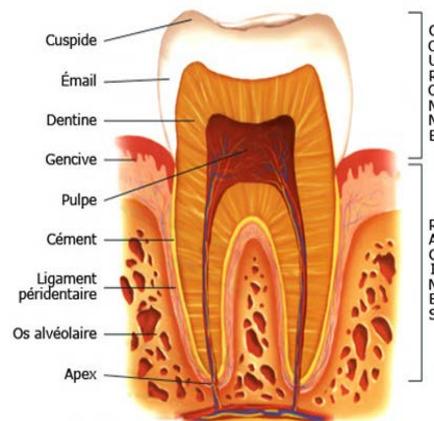


Figure 9. Anatomie de la dent. [10]

- **Cuspide** : Une cuspide est une éminence dure qui émerge de la surface de laquelle la dent mord. Chacune des canines possède une seule cuspide,

alors que les prémolaires en ont deux chacune. Les molaires possèdent normalement quatre ou cinq cuspidés.

- **Émail** : L'émail est une substance dure et blanche qui recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. Il est la substance la plus dure dans le corps humain.
- **Dentine** : La dentine est un tissu calcifié dur recouvert par l'émail au niveau de la couronne, et par le cément au niveau des racines. Le terme ivoire est utilisé pour se référer à ce tissu. Comme l'émail, la dentine est principalement composée d'hydroxyapatite, mais elle est moins dure.
- **Pulpe** : Tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. C'est le plus sensible des tissus dentaires et il peut se nécroser.
- **Cément** : Tissu minéralisé recouvrant la racine. C'est le moins dur des trois tissus dentaires durs. S'il est mis à nu au niveau des collets, il s'usera rapidement.

Comme le montre la figure 10, la denture d'un adulte est composée de 8 dents par héli-machoire :

- 2 incisives ;
- 1 canine;
- 2 prémolaires;
- 3 molaires;

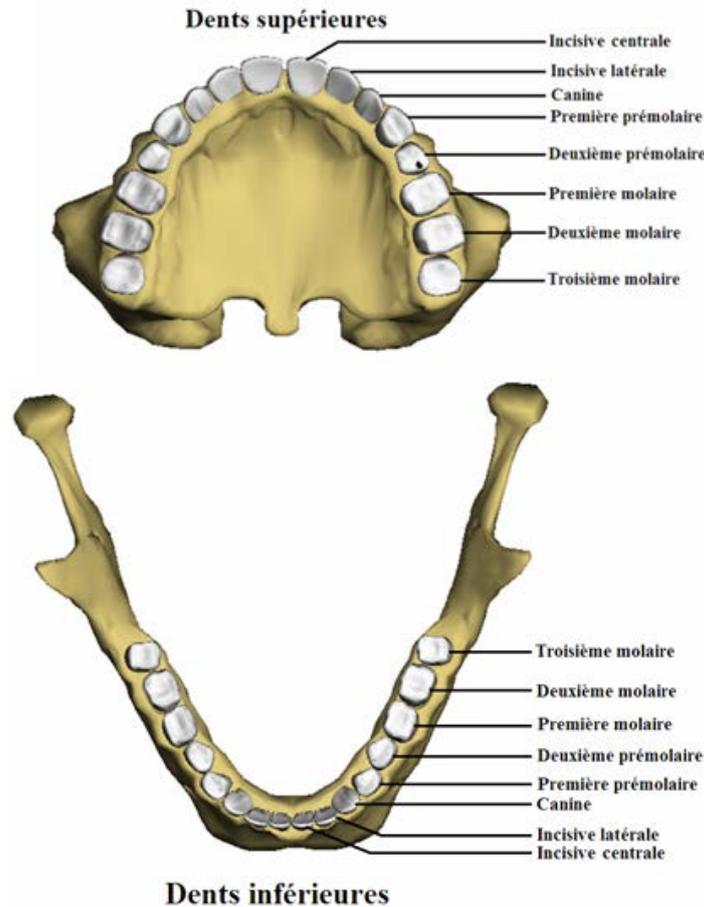


Figure 10. Différents types de dents [10].

11.2. Déplacement dentaire

Le déplacement en orthodontie se fait grâce aux modifications tissulaires induites par les forces orthodontiques. On peut décrire schématiquement un moteur s'appuyant sur une structure d'ancrage et délivrant des forces motrices à un transmetteur, la dent, qui répartira l'action de ces forces dans le milieu dentaire environnant. La biomécanique dentaire s'intéresse ainsi à deux niveaux : au système des forces appliquées sur les dents et à la réaction environnementale suite à cette application.

Cette discipline relativement récente dans le domaine de la mécanique a été définie par Burstone [9] et Mulligan [11]. La biomécanique dentaire ou mécanique appliquée au déplacement dentaire étudie les effets des forces dans les trois sens de l'espace mais par simplification, ces trois directions

sont étudiées deux par deux dans chacun des trois plans perpendiculaires de référence.

L'observation du déplacement dentaire met en évidence deux mouvements principaux de la dent : la rotation avec son corollaire, le centre de rotation, et la translation. Les principes de biomécanique s'appliquent donc à tout appareil orthodontique qu'il soit fixe ou amovible, à action orthopédique et/ou orthodontique. Il est donc important de connaître ces principes car il existe des mouvements parasites qu'il vaut mieux prévoir que subir.

La connaissance de la mécanique et de ses effets permettra de choisir l'appareil, la technique et le système de forces le plus adapté en fonction du patient et du type de déplacement dentaire souhaité.

De nombreux facteurs sont à prendre en considération dans la détermination des forces optimales :

- Forme de la dent et surface radiculaire, donc, contrainte exercée par unité de surface,
- Type de mouvement, donc, mode de distribution de la contrainte dans le ligament,
- Type de force (continue / discontinue), donc, rapport entre intensité et durée d'application,
- Qualité des tissus parodontaux.

11.3. Forces appliquées sur la dent

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force [12].

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

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent,

- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent,
- Une force disto-mésiale dans le plan DM 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.

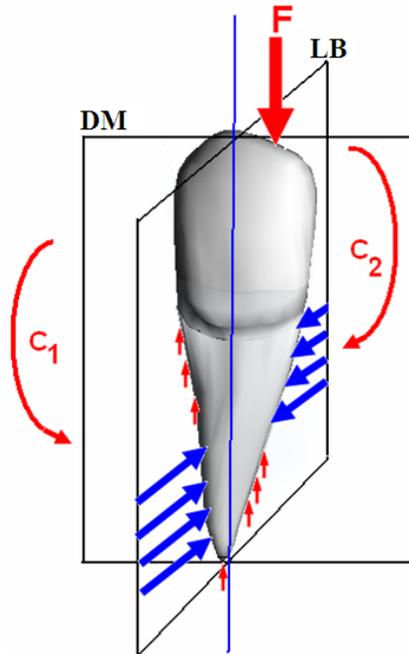


Figure 11. Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale. [12]

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure 11 :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial (C_1) et dans le plan linguo-buccal (C_2),
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale,
- Des contraintes induites selon 2 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.

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, quatre groupes sont à considérer [13] :

11.3.1. Forces fonctionnelles

- *Forces de basse intensité et de longue durée* : Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de forces qui induit les déplacements orthodontiques des dents.
- *Forces masticatoires* : Elles sont de haute intensité mais de courte durée, totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

11.3.2. Forces pathologiques

- *Forces masticatoires avec pic* : Peuvent provoquer des fractures cohésives.
- *Forces parafunctionnelles* : Sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être en fonction des durées des déplacements dentaires.

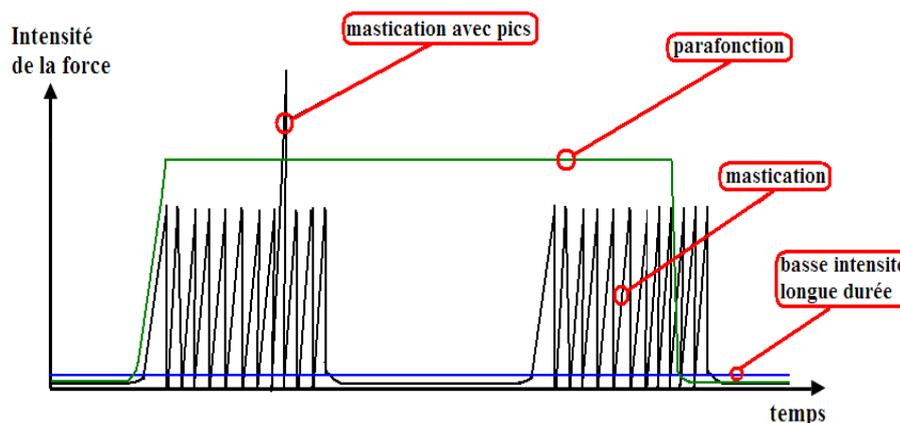


Figure 12. Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal. [13]

11.4. Étude des forces masticatoires

Comme expliqué précédemment, le système masticatoire est composé, des dents, de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire.

Le cycle masticatoire est tellement complexe que nous limitons cette étude à seulement ce qui se passe lors de la morsure de l'aliment. A ce propos. [14], les derniers millimètres avant l'occlusion intercuspidale maximale sont assimilés à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats.

Une mauvaise répartition des charges entraîne une affluence des forces masticatoires sur l'occlusion. Ceci conduit à une malposition dentaire et par conséquent, une répartition non équilibrée de la mastication, ce qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux.

Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter, il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent, appelées traumatisme occlusal. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents. [15]

La force masticatoire peut être évaluée par une électromyographie, un dynamomètre ou une jauge de contraintes. Cette force dépend des aliments absorbés : pour les aliments mous, elle est de quelques Newtons, pour les aliments relativement durs elle est de 70 à 150 N environ, et elle dépasse les 200 N pour les aliments très durs. 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. [16]

Selon Bozkaya, les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varient sur une large plage, par exemple, entre 200 et 900 N. Selon Carlsson, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70

à 80 N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200 N pour une prothèse complète, et entre 40 et 400 N pour un implant prothétique en charge. [17]

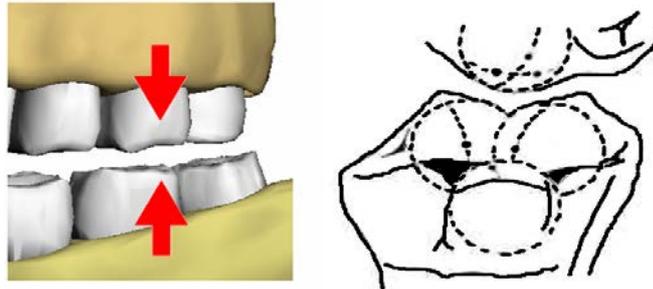


Figure 13. Surfaces convexes des cuspides. [17]

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [18]. Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 N et sur les incisives de 30 N. [19]

Dans le cas de dents cuspidées, Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six pans cuspidiens en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur. [20]

11.5. Centre de résistance

Le centre de résistance est le point d'un solide quelconque par lequel il faut faire passer la ligne d'action de la force appliquée au solide pour que le mouvement obtenu soit une translation. Il dépend du solide et du milieu, mais, est indépendant du système de forces. Si l'on applique à un corps libre dans l'espace une force passant par son centre de gravité, ce corps va subir un mouvement de translation. Tous les éléments du corps vont donc se déplacer parallèlement à eux même et à la direction de la force.

Lorsque ce corps n'est pas libre dans l'espace on parle de centre de résistance qui est alors l'équivalent du centre de gravité. [21]

En biomécanique dentaire, la position du centre de résistance d'un système parodontal dépend :

- De la densité et de la hauteur alvéolaire,
- De la morphologie radiculaire et du nombre de dents,
- Des résistances coronaires qui font intervenir la pente cuspidienne et la typologie.

Ainsi, plus la hauteur de la crête alvéolaire d'une dent diminue, plus son centre de résistance s'apicalise. La détermination de sa position a fait l'objet de nombreux travaux et parallèlement, fut étudié le système des forces utilisé au niveau des attaches, qui favorise la localisation du centre instantané de rotation de la dent.

11.6. Principes biomécaniques

Une dent ou une prothèse dentaire en fonction doit respecter trois principes biomécaniques :

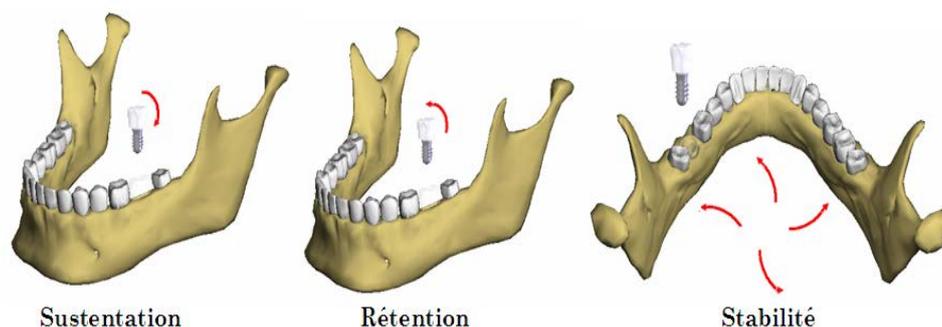


Figure 14. Les trois principes biomécaniques. [22]

- **SUSTENTATION** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le sens occluso-cervical, durant la mastication d'aliments dures.

- **RÉTENTION** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le sens cervico-occlusal, durant la mastication d'aliments collants.
- **STABILITÉ** : C'est la résistance aux forces appliquées à une dent (ou une prothèse) dans le plan horizontal, dus à des contacts occlusaux en plans inclinés.

12. Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique

Dans la biomécanique dentaire, tous les tissus réagissent à l'action mécanique. Nous observons des modifications osseuses alvéolaires qui assurent et fixent le déplacement, mais aussi des réactions des tissus durs et mous dentaires et périodontaires. Les phénomènes histologiques sont les mêmes que ceux du remaniement osseux : présence de résorption du côté où s'exerce la pression, du côté opposé se produit une néoformation osseuse. La répartition des zones de résorption et d'apposition varie suivant le déplacement recherché.

Dans un déplacement par version, nous obtenons une résorption du côté lingual de la paroi sur les deux tiers coronaires de la racine et sur la paroi alvéolaire linguale au niveau d'un tiers apical de la racine, l'apposition a lieu à l'opposé de la résorption. [9]

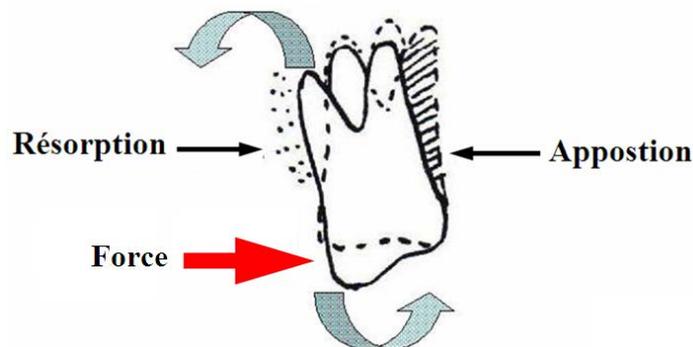


Figure 15. Répartition des zones de résorption et d'apposition [9].

12.1. Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire

Ce rôle, basé sur les propriétés mécaniques de la substance osseuse et ligamentaire, est à la fois statique et dynamique.

Les propriétés mécaniques du tissu osseux sont de deux ordres, élastiques et plastiques :

Elasticité : C'est la propriété d'un corps à revenir à sa première forme dès que la force qui l'a déformé a cessé son action. Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse (l'agencement de ces fibres entre elles), feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

Plasticité : Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal [23]. C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

- La *dureté*, qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister aux contraintes mécaniques. C'est la propriété du tissu osseux cortical, le tissu spongieux en est dépourvu.
- La *ténacité*, qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion.

Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique. [24]

12.2. Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires

- **L'os alvéolaire** : Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense, les espaces médullaires seront réduits et le tissu sera plus difficile à se résorber. L'os est plus dense du côté vestibulaire et lingual des régions marginales et médianes de la racine. Cependant, au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires. [25,26]
- **Le desmodonte** : Son étroitesse favorise la compression, donc la hyalinisation. C'est à la partie moyenne de la racine que le ligament est le plus mince.

- **La dent et ses voisines** : Plus la dent sera courte, plus la hyalinisation sera importante et de longue durée, même si la force initiale est légère. Par exemple, une canine réagira plus favorablement qu'une prémolaire à force égale (le déplacement sera plus rapide). D'autre part, une dent qui se déplace en contact avec une ou deux voisines, exercera une contrainte moins forte sur son desmodonte. La pression sera répartie sur une plus grande surface radiculaire et on observera une résorption directe. Concernant les rapports occlusaux, les interférences cuspidiennes augmentent souvent les forces appliquées sur une dent.

13. Conclusion

La biomécanique s'est réellement initiée avec le développement de la mécanique afin de permettre d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme ou à prévoir ses changements dus à son altération. Grâce à l'application des lois de la mécanique, cette discipline relativement récente, présente la capacité d'offrir de nouvelles solutions à des problèmes médicaux plus ou moins complexes tels que les remplacements artificiels, ce qui peut contribuer à l'innovation de nouveaux systèmes dans ce domaine.

Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique ou d'une prothèse dentaire plus particulièrement, les techniques de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont fortement employées afin de maximiser les chances d'une meilleure performance.

Partant de cet objectif, nous avons étudié l'anatomie et le comportement mécanique de la composante fondamentale de tout système de ce type, à savoir, l'os humain, qui constitue un matériau particulièrement complexe dont la structure subtile influence fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multiphasé, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction en fonction de sa densité.

Ensuite, nous avons expliqué le fonctionnement mécanique du système masticatoire humain en abordant les éléments mécaniques clés de ce système, en particulier les articulations, les os y opérants ainsi que les rôles

des différents muscles masticateurs tout en classifiant leurs mouvements, types de forces générées et effets conséquents dans l'ensemble.

Nous avons analysé les différents déplacements dentaires et les réactions mécaniques résultantes, comme illustré par les graphiques correspondants. Ceci permettra, comme nous le verrons dans le prochain chapitre, de mieux aborder le concept intéressant cette thèse, il s'agit d'une application très importante de la biomécanique : l'implantation dentaire.

Références bibliographiques

- [1] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist* 1977; 1(2): 104-9.
- [2] Georges G. Précis de cytologie et d'hystologie. Ed. ellipses marketing S.A. 2002.
- [3] Daoune J.P. et al. Histologie. Edition Médecine-Sciences Flammarion 2000.
- [4] Widmaier E.P, Raff H, Sfrang K.T. Physiologie humaine : les mécanismes de fonctionnement de l'organisme. Editions Maloine 2004.
- [5] Lekholm U, Zarb G. Sélection et préparation de patient en implantologie, Ed. COP. Paris. 1987, 199-209.
- [6] Esposito M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (I).success criteria and epidemiology. *Eur. J. Oral. Sci.* 1998; 106: 527-551.
- [7] DIA TINE. S. Analyse du site osseux par imagerie médicale pour le choix des implants endosseux. Thèse 3ème cycle, odontostomatologie, Dakar, 1998, N° 1.
- [8] Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publ. 1985.
- [9] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.* 1980; 77:396-409.
- [10] <http://www.studiodentaire.com/fr/glossaire/dent.php>. Le 25 novembre 2007.
- [11] Mulligan TF. Traduit et synthétisé par F.FLAGEUL. Du bon usage de la mécanique en orthodontie. *Rev. Orthop. Dento Faciale.* 1982;16 (3):299-305; *Rev. Orthop. Dento Faciale.* 1982;16 (4):483-496;
- [12] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, p.1975 – 917.
- [13] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent.* 1995; 73:169-183.
- [14] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Commination of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. *J. Oral Rehab.*, 1992, 81-87.
- [15] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129.

-
- [16] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82.
- [17] Wei Li, Michael V, Swain, Qing Li, Grant P. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia.
- [18] Courbeyrotte MA. Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée COURBEYROTTE.
- [19] Romerowski J, Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. Paris: édition CdP, p. 88-50.
- [20] Slagter A, Bosman F, Van Der Glas H, Olthoff M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. J. Prost. Dent., 1992, 68, 5: 790-799.
- [21] Davidovitch Z. Le déplacement dentaire. Rev. Orthop. Dento Faciale. 1994; 30:42-53.
- [22] Marxkors R. Die Einstückgussprothese. Dental Labor, n.49, p.707-715, p.1037-1050, p.1663-1670, p.1849 -1856; n.50, p.193-202, Feb. 2001/2002.
- [23] Baillet GP. Biomécanique orthodontique et notion de "force légère" Encycl. Méd. Chir. Paris. Stomato. Paris. 1988:23490 B10.
- [24] Attia Y. Encycl. Méd. Chir. Paris .STOMATOLOGIE. Fasc. 1985: 23490 D
- [25] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod. 1980; 77: 396-409.
- [26] Gurcan E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent. 2004; 91: 144-50.

CHAPITRE II

Implantologie Dentaire

Chapitre II

Implantologie Dentaire

- Historique
- Le complexe implantaire
- Structure de l'implant
- La restauration implantaire d'une structure multi matériau
- Méthodes d'assemblage
- Approche des comportements mécaniques
- Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire
- Critères de réussite d'une implantation dentaire
- Forces induites par une dent naturelle
- Biomécanique de la connexion os-implant
- Contraintes générées
- Présentation de la méthode des éléments finis
- Conclusion



2

Implantologie Dentaire

1. Le complexe implantaire

1.1. Le support : os / substituts osseux

L'environnement implantaire occupe une part primordiale dans la pérennité du système os-implant-prothèse [1,2]. L'implant endo-osseux adopté aujourd'hui nécessite un support solide et durable dans lequel il va être positionné [3]. Ce support est l'os mandibulaire ou maxillaire qui peut présenter des qualités variables, particulièrement du point de vue de sa densité. Un forage soigneux de l'os prépare le logement implantaire dans lequel l'implant sera vissé (les implants ont pu être également impactés mais le vissage est aujourd'hui le procédé admis comme le plus stable) [4-7].

Dans le meilleur des cas, l'os dans lequel l'implant sera positionné sera dense, épais et résistant comme classé de type I dans une classification comprenant quatre types d'os évalués selon leur densité. Ici, le type I est constitué presque entièrement d'os compact et homogène tandis que le type IV est formé d'os cortical fin entourant un os peu dense et spongieux. [8]

Ainsi, l'os mis à nu lors de l'intervention chirurgicale, peut laisser apparaître une qualité osseuse variable, parfois médiocre (os très peu dense, fragile) ou présentant un volume osseux tout à fait insuffisant au regard de la taille minimale de l'implant prévu.

Les techniques de Régénération Tissulaire Guidée (RTG) et de Régénération Osseuse Guidée (ROG) utilisées en odontologie, mais également

les techniques de comblement sinusien, font appel à des greffes ou à des substituts osseux.

L'os peut être d'origine autogène, mais au niveau buccal, les sites de prélèvement restent limités. Les substituts osseux d'origine animale et d'origine synthétique sont très largement utilisés mais ils posent un certain nombre de problèmes d'ordre éthique ainsi que d'infectiosité en relation, pour grande partie, avec la présence de résidus organiques.

Les cliniciens, dans leurs choix, sont confrontés à ce premier type de paramètres, mais ils doivent également prendre en compte les caractéristiques physico-chimiques de ces substituts. Si la taille des particules peut paraître un critère assez facile à apprécier, on peut en réalité s'interroger sur le choix approprié des paramètres (diamètre, surface, volume) et le lien entre les différents paramètres décrivant la morphologie des particules et la réussite thérapeutique du comblement.

1.2. Structure de l'implant

Les premières tentatives de remplacement de dents par implantation se sont faites par implantation de dents d'animaux ou de dents sculptées dans de l'ivoire à l'époque précolombienne et ont démontré une assez bonne intégration osseuse de l'ivoire sur les crânes retrouvés datant de cette époque.

Les transplantations de dents humaines ont été pratiquées au Moyen Age pour laisser ensuite place à de nombreuses tentatives d'implantation de divers matériaux (or, bois, étain, argent ...) qui ont inauguré une longue période de rejets implantaires. Au début du XX^{ème} siècle, Payne et Greenfield établissent quelques règles fondamentales comme l'asepsie, le contact intime entre os et implant et la mise en fonction différée (exigeant par là un temps d'attente entre la phase chirurgicale de pose de l'implant et la phase prothétique de mise en place de la couronne. [9])

Plusieurs autres modèles d'implants métalliques ont été ensuite développés comme les implants aiguillés de Scialom, les implants à double hélice en acier inoxydable de Cherchève ou encore les implants lames lorsque la hauteur d'os disponible était très faible, le diskimplant de Scortecchi à

insertion latérale et blocage bicortical a été très utilisé. Tous ces implants ont abouti rapidement à des échecs thérapeutiques (fig.1).

En effet, les implants dentaires employés avant l'usage du titane ne pouvaient être ostéointégrés et l'absence de biocompatibilité des matériaux employés (acier, tantale...) conduisait ces implants à une encapsulation fibreuse les isolant de l'os. On parlait alors de « fibro-intégration ». La notion de rejet prédominait alors et les taux d'échec allaient croissant avec le temps.

Désormais, avec le titane, disparaît la notion de rejet. La quasi-totalité des implants disponibles aujourd'hui sont fabriqués en titane. Certains sont en zircone ou en polymères, mais n'offrent pas le recul dont on dispose avec le titane attestant de leur fiabilité.

Les premiers temps de l'utilisation du titane ont été axés sur la pose d'implants cylindriques impactés, tout d'abord développés par la société FRIATEC-IMZ, avec comme inconvénient majeur l'apparition de fenestrations osseuses apicales, c'est-à-dire dans les zones délimitant la pointe de l'implant. Ces fenestrations sont essentiellement liées à une pression majeure exercée sur l'os dans ces régions et provoquant compressions et fêlures osseuses.

La grande majorité des implants dentaires adopte la forme d'une vis cylindro-conique dont l'état de surface est rendu rugueux après attaque acide et sablage. La connexion de la suprastructure prothétique est réalisée via une connectique externe ou interne. Ces implants sont insérés dans leur axe longitudinal après forage du logement adapté en longueur et diamètre [10-13].

Enfin, le Professeur Per Ingvar Brånemark (Suède) découvrit par hasard l'exceptionnelle affinité du titane pour l'os vivant pendant les années 50. Le titane devient alors le premier matériau connu qui soit totalement biocompatible. Cette découverte l'amène à inventer un concept de racine dentaire artificielle en forme de vis qui pourrait soutenir une prothèse dentaire.

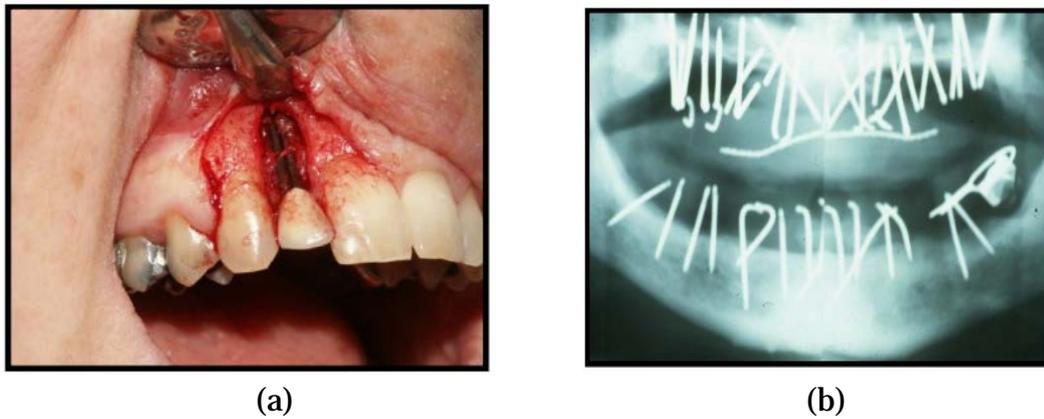


Figure 1. (a) Implants aiguilles de Scialom. [10] (b) Perte osseuse de grande ampleur autour d'implants aiguilles. [11]

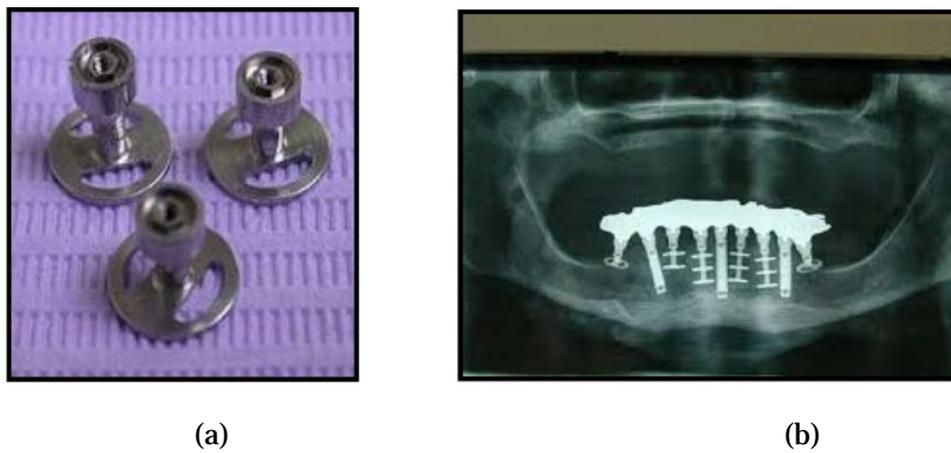


Figure 2. Implants disques de Scortecchi (insertion latérale). (a) Avant pose. [12], (b) vue radiographique implants posés. [13]

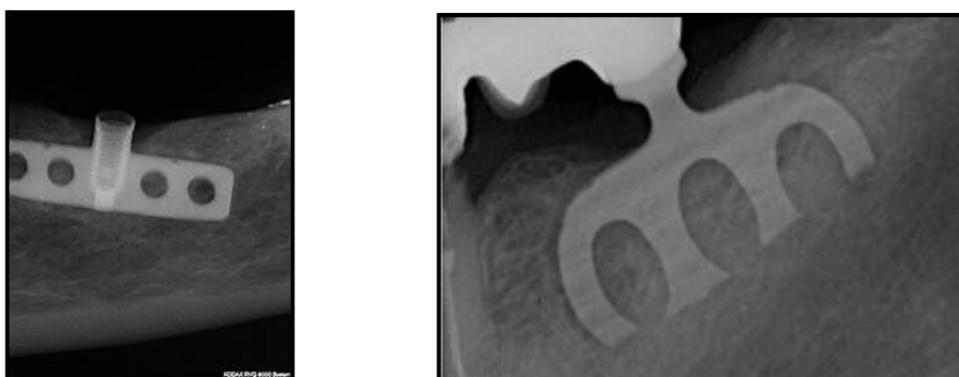


Figure 3. Implants lames de Linkow. [13]

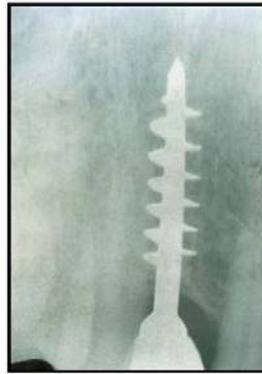


Figure 4. Implant à double hélice de Cherchève. [12]

Au milieu des années 80, il expose ses études réalisées sur l'animal, puis sur l'homme avec des résultats qui impressionnent la communauté dentaire internationale. Il donne une définition de l'ostéointégration comme étant « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». [8]



Figure 5. Implants cylindriques en titane (société Astratech). [13]

1.2.1. Morphologie générale des implants

Les implants dentaires sont des structures en titane le plus souvent, qui ont pour fonction de remplacer une ou plusieurs dents absentes. L'ancrage se fait le plus fréquemment par vissage au sein de l'os mandibulaire ou maxillaire après forage osseux effectué sous irrigation.

Le complexe implantaire est en général constitué de deux parties :

- Une partie enfouie dans l'os appelée implant ;
- Une partie émergente hors de l'os et de la gencive, reliée à l'implant par un système d'attachement : le pilier prothétique.

La partie de l'implant qui accueille et fait jonction avec le pilier prothétique est appelée col de l'implant. Cette partie fait l'objet de toutes les attentions car sa morphologie, sa hauteur, son état de surface influencent grandement la morphologie mais également la santé et la tonicité des tissus mous avec lesquels il est la plupart du temps en contact intime.

C'est également au niveau du col de l'implant que la plaque bactérienne se fixe préférentiellement, cette zone étant la plus exposée à la salive porteuse des éléments qui constituent la plaque bactérienne à l'origine de nombreux phénomènes inflammatoires des tissus mous.

Cette plaque devant donc être parfaitement éliminée quotidiennement par un brossage attentif des dents naturelles, il en est encore davantage question concernant les implants dentaires qui ne bénéficient pas des défenses naturelles des dents contre l'inflammation gingivale provoquée par la plaque bactérienne et qui, de surcroît, facilitent la progression bactérienne par la présence des spires le long desquelles les bactéries se déplacent et se développent.

Les fabricants ont donc longtemps estimé que ce col devait être fabriqué poli afin de ne pas permettre de dépôts bactériens à leur surface et préserver au mieux la santé implantaire, mais il apparaît désormais qu'une certaine rugosité est tolérable, voire souhaitable pour permettre une meilleure accroche des tissus durs (l'os) et des tissus mous (la gencive) et créer ainsi un manchon protecteur et étanche au contact du col de l'implant. [14,15]

1.2.2.Morphologie des spires

Les spires de l'implant ont des caractéristiques morphologiques différentes d'un système implantaire à un autre et parfois également en fonction de leur localisation à la surface de l'implant.

Les premiers implants vissés avaient une morphologie des spires homogène et régulière, mais de nombreuses recherches ont permis de faire évoluer ces morphologies en modifiant la profondeur des spires, leur angulation symétrique ou asymétrique, la largeur relative vallée-sommet et enfin, récemment, la topographie du pas de vis entre le col et l'extrémité apicale.

Ces modifications successives ont permis de trouver cliniquement une augmentation de la stabilité implantaire primaire (obtenue dès la fin de l'intervention chirurgicale et sans considérer la phase cicatricielle) mais également, dans la variation de topographie vers le col, une compression mieux répartie dans la partie haute du forage après vissage de l'implant, ce qui, pour l'essentiel, permet une meilleure répartition et surtout une meilleure diffusion des forces occlusales transmises mais également semble stabiliser très avantageusement l'os autour du col implantaire [16].

1.2.3. Etat de surface

La première interface de ce complexe implantaire se situe à la surface même de l'implant qui peut interagir de façon très variable avec le support biologique (os ou substitut osseux).

L'état de surface du titane peut donc être modifié de plusieurs manières.

Lorsque Bränemark décida l'état de surface lisse pour ses implants, il fut rapidement démontré un taux d'échec plus important dans les situations complexes ou dans les os de plus faible densité (os de types III ou IV d'après la classification de cité en [8])

A partir de 1984, les chercheurs se sont intéressés à l'état de surface des implants comme facteur d'amélioration du taux de réussite dans les cas difficiles. [13]

Ainsi il est observé qu'un état de surface rugueux favorise l'adhésion cellulaire grâce à l'adsorption améliorée de protéines de type fibronectine et laminine. [10]

Il apparaît que l'ostéoconduction, propriété passive d'un matériau à recevoir une reformation osseuse, est favorisée par les états de surface rugueux qui stabilisent le caillot sanguin, vecteur de cicatrisation osseuse, et augmentent la différenciation cellulaire des ostéoblastes. [17]

L'état de surface du titane est désormais rugueux afin d'obtenir la surface de contact maximale avec l'os. Pour cela, plusieurs techniques ont été éprouvées avec des succès variables.

L'état de surface implantaire peut être modifié par techniques additives, soustractives ou par modification électrochimique (anodisation).

1.2.4.Support prothétique

Le « deuxième étage » de ce complexe implantaire va être formé par le pilier prothétique qui a désormais le plus souvent une morphologie reproduisant la forme d'une dent taillée pour accueillir une prothèse, c'est-à-dire réduite homothétiquement par rapport à la morphologie dentaire originelle afin de conserver les lignes de force et de soutien pour la future prothèse qui s'adaptera dessus, celle-ci présente une épaisseur uniforme afin de réduire les tensions du matériau de revêtement (céramique) qui pourraient être liées à de trop grandes variations d'épaisseur. Le pilier enfin, est dessiné en congé festonné sur la partie en contact avec la gencive afin de présenter la meilleure tolérance mécanique possible avec celle-ci et d'offrir une garantie esthétique optimale [18].

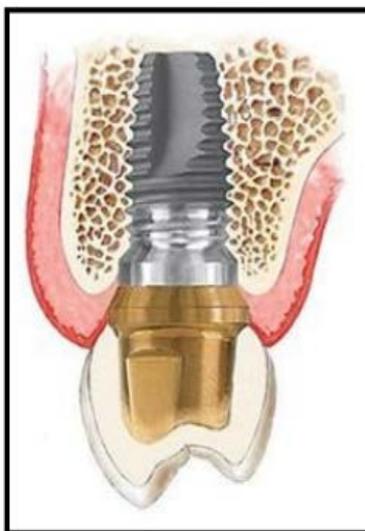


Figure 6. Structure prothétique transvissée (pilier prothétique) de forme homothétiquement réduite à la couronne dentaire [18]

L'intérêt majeur d'une émergence en titane (pilier prothétique) connectée à l'implant et non faisant partie intégrante de l'implant (comme le serait une pièce monobloc), est la possibilité de corriger une angulation favorable au support, c'est-à-dire parfaitement intégrée au volume osseux disponible, et défavorable à la prothèse finale, en rendant celle-ci inexploitable par un positionnement inadéquat prothétiquement.

La pièce prothétique, fabriquée également en titane, est transvissée dans l'implant. Elle peut comporter un axe identique à celui de l'implant (axe droit) ou peut former un angle allant jusqu'à 15° avec l'implant, afin d'autoriser le praticien et le prothésiste à replacer l'effort masticatoire dans l'axe de l'implant, ce qui reste un impératif clinique majeur pour la pérennité implantaire.

Il existe de nombreux systèmes implantaires qui présentent tous des caractéristiques techniques et mécaniques propres, incompatibles entre elles. Le choix d'un système implique donc un engagement clinique du praticien qui ne détient le plus souvent que des informations très commerciales pour faire son choix.

Devant la multitude de systèmes, nous avons choisi pour notre étude de focaliser nos observations sur quatre types d'implants parmi les plus présents sur le marché français :

- Zimmer[®] : implant type Tapered Screw-Vent, titane grade 4, connectique à hexagone interne,
- Astra[®] : implant type osseospeed, titane grade 4, connectique à cône morse avec indexation en étoile à 12 pans,
- Tekka[®] : implant type in-kone, titane grade 4, connectique à cône morse avec indexation en hexagone et Implant type progress, titane grade 4, connectique à hexagone interne



(a)



(b)



(c)

Figure 7. Pièce prothétique Zimmer (modèle Tapered Screw Vent) (a), Pièce prothétique Astratech (b), Pièce prothétique Camlog (c) [18]

1.2.5. Les connectiques

C'est là que se situe la seconde interface du complexe implantaire, à la jonction implant-pilier prothétique. C'est également l'un des enjeux majeurs pour les industriels qui doivent rivaliser d'innovations afin de proposer un implant à la fois stable et de manipulation aisée.

Les connectiques implantaires sont partagées en deux principaux groupes :

- **Les connectiques externes :**

Ces connectiques sont les premières qui ont été utilisées en chirurgie implantaire, destinées essentiellement à des restaurations postérieures qui ont été les premières testées. Elles présentent une bonne facilité d'insertion du pilier prothétique de par un positionnement situé supra ou juxta gingival.

Pour exemple, la connectique proposée de longue date par la compagnie Zimmer® dans le concept de l'implant de type Spline et qui a été plébiscitée pour sa stabilité, est constituée d'une interface externe en créneaux, réputée pour protéger l'implant des micro-mouvements liés à la mastication, premier facteur de fracture par suite de dévissage [19].

Pendant lorsque les indications implantaires se sont tournées vers les zones visibles de la cavité buccale, impliquant une véritable intégration esthétique, ces connectiques ont montré leurs limites.



Figure 8. Implant Zimmer à Connectique externe (Spline) [19].

- **Les connectiques internes :**

La pratique implantaire ayant par la suite beaucoup évolué pour s'intéresser aux zones antérieures visibles, dont l'enjeu esthétique est primordial, les industriels se sont adaptés à ces nouvelles préoccupations en proposant des connectiques plus discrètes mais néanmoins très stables.

Ce sont actuellement les plus utilisées car elles présentent beaucoup de qualités mécaniques, ainsi qu'un meilleur rendu esthétique pour la future prothèse implanto-portée [20].

Les implants que nous avons choisi d'étudier ont été sélectionnés selon plusieurs critères :

- une distribution importante sur le marché français attestant d'un grand nombre de praticiens les utilisant ;
- des connectiques internes également les plus répandues en pratique moderne,
- une parité entre connectiques à hexagone interne et à cône morse.

2. La restauration implantaire d'une structure multi-matériau

Il apparaît que le remplacement de la dent naturelle, pour obéir aux nombreuses contraintes biologiques, mécaniques, fonctionnelles mais également esthétiques, nécessite une structure complexe, comprenant plusieurs étages et faisant appel à de nombreux matériaux.

Dans ce paragraphe, nous présentons quelques informations sur ces différents matériaux.

2.1. Les métaux

Les métaux font partie de l'arsenal thérapeutique dentaire depuis le IV^{ème} siècle av J-C, lorsque les premiers amalgames à base de plomb sont apparus en Chine. Depuis, le plomb a disparu des amalgames dentaires du fait de sa haute toxicité, pour laisser place au mercure, remplacement quelque peu surprenant en regard de la toxicité de celui-ci, qui semble cependant être fortement minimisée par les fabricants et les utilisateurs ...

Le comblement moderne d'une cavité dentaire par du métal coulé a été proposé par De Sarran qui, en 1884, applique pour la première fois des blocs d'or dans une cavité dentaire et présente sa technique en 1903 à la Société de Stomatologie de Paris. [20]

Sa technique consiste à prendre une empreinte à la cire de la cavité dentaire, placer le morceau de cire au sein d'un revêtement formé de plâtre et de talc, éliminer la cire en coulant de l'eau chaude puis faire fondre de l'or 22 carats au chalumeau dans le moule obtenu.

Depuis, de nombreux alliages sont apparus (plus de 1000) à la fois pour proposer des qualités mécaniques variables, mais également pour en réduire les coûts. Ces alliages peuvent être précieux (à base d'or), semi-précieux ou non précieux et font appel à de très nombreux métaux (or, palladium, iridium, argent, nickel, cobalt, chrome...) Ces métaux, utilisés de longue date par les techniciens de laboratoire, constituent la base des structures prothétiques dentaires et sont parfaitement maîtrisés dans leur mise en œuvre qui fait intervenir de nombreuses techniques (fonderie, soudage, brasage ...). Le titane vient compléter cette longue liste avec des techniques de mise en forme différentes (essentiellement usinage).

Il est alors intéressant de noter que la proximité de ces métaux dans la restauration de l'organe dentaire mais également au sein de la cavité buccale ont permis de constater des phénomènes d'électro galvanisme aisément mesurables et qui font débat quant aux conséquences médicales éventuelles qu'elles pourraient entraîner. Cette préoccupation déjà vive avant l'apparition des implants dentaires a trouvé un argument supplémentaire avec l'introduction du titane dans l'arsenal thérapeutique.

De fait, l'implant formé majoritairement de titane grade 4, est-il au contact avec des alliages métalliques variés qui forment la structure prothétique là où le titane fait défaut de par sa piètre capacité à être coulé.

2.2. Les céramiques

Les céramiques dentaires constituent un revêtement cosmétique idéal sur les structures prothétiques en métal. Elles peuvent également, depuis quelques années, être utilisées sur des chapes non métalliques de type zircone.

Elles remplissent donc essentiellement le rôle esthétique de la restauration. Il en existe une grande variété qui se différencie par leur constitution chimique, par leurs procédés de mise en forme, ainsi que par leur microstructure, mais également par leur rendu esthétique, leur qualités mécaniques et leur aptitude au collage [21].

2.3. Les ciments de scellement

Le scellement de la prothèse sur son support met en œuvre une grande diversité de ciments, dont le rôle majeur est de former une coque rigide et régulière sur le pilier prothétique, afin de stabiliser l'armature métallique mais également d'assurer un joint d'étanchéité efficace à la base de la prothèse, dans une zone soumise à un environnement humide. L'étanchéité est la base de la pérennité de la prothèse en interdisant toute colonisation bactérienne dans une zone dentaire fragilisée, mais également au contact des tissus mous (gencive).

La rétention prothétique est donc principalement mécanique, le ciment de scellement ne jouant qu'un rôle de consolidation solide et d'herméticité du joint prothétique.

2.4. Les colles dentaires

Le collage en dentisterie représente une amélioration considérable, car il participe à la préservation optimale des tissus dentaires en permettant une mise en forme, à minima, des cavités de carie et autorise l'utilisation de céramiques dentaires sans armature métallique (facettes dentaires, onlays...) améliorant ainsi grandement le rendu esthétique.

Les industriels innovent et s'intéressent donc au collage qui devient incontournable en dentisterie moderne.



Figure 9. Restauration d'une importante cavité de carie à l'aide d'un onlay céramique collé [21].



Figure 10. Restauration esthétique d'un sourire à l'aide de facettes céramiques collées [21].

3. Méthodes d'assemblage

Cette structure multi-matériau qui caractérise toute reconstruction dentaire et plus particulièrement les reconstitutions implanto-portées est donc le siège de plusieurs interfaces qui devront garantir une étanchéité maximale à la salive et aux bactéries qu'elle véhicule, mais également une stabilité mécanique résistant aux contraintes masticatoires [22].

Les assemblages entre ces divers matériaux sont de plusieurs natures.

3.1. Vissage

L'implant en titane reçoit dans sa partie coronaire une pièce prothétique parfaitement ajustée, et dont le positionnement est donné par la connectique implantaire. La friction entre les deux pièces n'est pas suffisante

pour garantir étanchéité et stabilité; la pièce prothétique est donc transvissée selon les recommandations des industriels qui proposent des couples de serrage variables en fonction du type de connectique qui s'imposent alors au praticien, lequel fait usage d'une clé dynamométrique.

3.2. Scellement

Le scellement est la méthode d'assemblage la plus traditionnelle en dentisterie. En effet, les supports prothétiques (dentaires ou implanto-portés) sont mis en forme de manière à obtenir une réduction homothétique de la dent saine, tout en préservant une rétention mécanique, seule garante de l'efficacité du scellement qui garantit étanchéité du joint prothétique et blocage de la prothèse, mais en aucun cas la rétention.

La mise en forme nécessite de préserver quelques normes concernant l'angulation et la hauteur résiduelle des parois préparées, ainsi qu'une légère rétention par friction. Les ciments dentaires permettent alors d'assembler la quasi-totalité des prothèses conjointes aux dents support et sont également indiqués pour assembler piliers implantaires et couronnes implanto-portées.

3.3. Collage

En dentisterie, le collage permet un assemblage de pièces ne nécessitant pas ou ne permettant pas de rétention mécanique préalable. Il permet également d'optimiser le rendu esthétique par l'emploi de matériaux libres de toute structure métallique ne pouvant être assemblés autrement (fig. 11).

Cette technique d'assemblage nécessite des précautions de mise en œuvre beaucoup plus contraignantes que le scellement qui, par conséquent, reste la technique remportant le plus de faveur chez la majorité des praticiens. En effet, les étapes de collage plus nombreuses exposent davantage l'interface à la salive, ce qui nécessite l'usage de techniques d'isolement de la salive peu employées dans la pratique, où le collage est en réalité trop souvent souillé par les bactéries salivaires [23].



Figure 11. Digie dentaire utilisée en barrage à la salive lors du collage d'une facette [23].

4. Approche des comportements mécaniques

Outre l'esthétique, la fonction principale d'une dent est mécanique ; les fonctions occlusales et masticatoires doivent être équilibrées. Malgré une culture approfondie du comportement biologique de la cavité buccale, les odontologistes restent souvent novices dans la connaissance du comportement mécanique des matériaux et des structures. Nous décrivons ci-dessous les comportements élémentaires qui permettent le choix d'un matériau en fonction des types de sollicitations auxquelles il est soumis au cours de sa vie. Rappelons que les prothèses sont placées en ambiance mécanique, chimique et bactériologique sévère [24].

Malgré cela, le choix d'un matériau par le praticien repose sur des caractéristiques mécaniques sommaires fournies (ou pas) par les laboratoires.

5. Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire

La mise en place ou pose d'un implant dentaire s'effectue généralement sous anesthésie locale et peut avoir lieu dans une salle chirurgicale spécialement aménagée dans d'un cabinet dentaire ou de stomatologie. Selon le type d'implant et la méthode adoptée, les implants vont être laissés en place quelques mois ou mis en fonction immédiatement [25]. Deux protocoles sont alors proposés au chirurgien-dentiste pour effectuer cette intervention :

- Protocole d'implantation dentaire en deux temps opératoires (méthode suédoise) ;
- Protocole d'implantation dentaire en un temps opératoire (méthode suisse).

5.1. Mise en place d'un implant dentaire en deux temps

La mise en place d'implants dentaires s'est souvent effectuée en deux temps opératoires, avec mise en nourrice et l'utilisation d'implants en deux pièces : implant et pilier trans-gingival.

5.1.1. Premier temps opératoire

La méthode classique consiste à inciser la gencive et décoller une partie de l'os de la mâchoire appelée lambeau, pour ensuite (fig.12), effectuer des forages de diamètres croissants (de 2 à 4 mm, avec 10 à 15 mm de profondeur) dans l'os, pour y visser l'implant cylindrique en vis. Une fois l'implant en place, il reçoit une vis de protection et le lambeau est suturé sur l'implant et cette vis, pour une période d'ostéo-intégration qui dure de 3 à 6 mois [26].

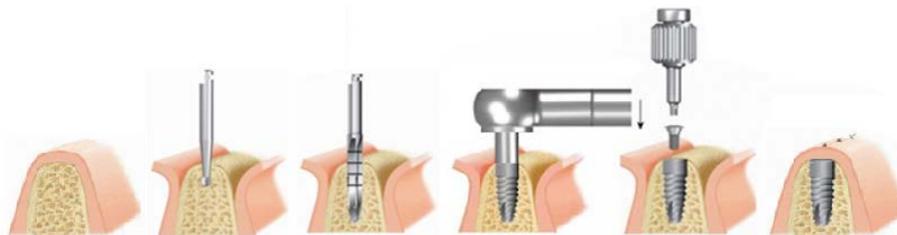


Figure 12. Mise en place d'un implant dentaire en deux temps opératoires [26].

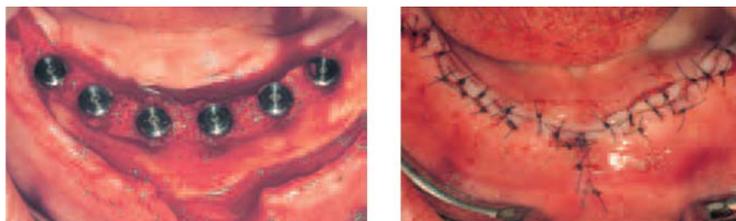


Figure 13. Implants enfouis dans la gencive pour une mise en nourrice [26].

Comme le montre la figure 13, la justification de cette technique réside dans l'objectif d'éviter la migration apicale de l'épithélium de jonction et par

voie de conséquence son encapsulation, et de protéger les tissu osseux de l'infection et des contraintes biomécaniques.

5.1.2. Deuxième temps opératoire

Cette deuxième intervention, pratiquée de 3 à 6 mois après la première, est souvent très légère. Elle consiste à mettre en contact l'implant dentaire, jusque là enfoui dans la gencive, avec le milieu buccal. Les étapes sont les suivantes :

- Anesthésie locale légère ;
- Petite incision juste au niveau de l'émergence des implants, l'étendue de l'incision étant fonction du nombre d'implants posés ;
- Retrait de la vis de protection des implants et mise en place de la *vis transgingivale de cicatrisation* qui va être placée au ras de la gencive et permettre à celle-ci de cicatriser comme si l'on avait une racine de dent naturelle à ce niveau ;
- Mise en place des sutures autour de cette vis ;
- Attente d'un mois environ avant la réalisation de la prothèse dentaire définitive.



Figure 14. Implants dentaires avec et sans leurs vis de cicatrisation [26].

La figure 14 montre des vis de cicatrisation qui traversent la gencive pour rejoindre l'implant dentaire sous-jacent. Nous pouvons distinguer l'accès au pas de vis interne de l'implant lorsque cette vis est enlevée [27]. La figure suivante montre quelques formes de vis de cicatrisation parmi les plus utilisés :

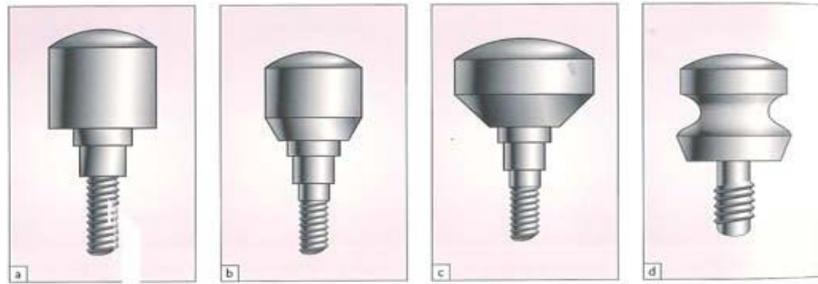


Figure 15. Différentes formes de vis de cicatrisation [27]

5.2. Mise en place d'un implant dentaire en un temps

Parallèlement, l'école suisse développa l'implant en une seule pièce : corps endo-osseux et pilier transgingival, qui est mis en place en un seul temps opératoire. Sous certaines conditions, cette technique permet de réduire l'intervention à une seule étape. En effet, l'implantologue ne recouvrera plus l'implant avec une vis de protection, mais il place une prothèse temporaire et suture ensuite le lambeau autour du col de l'implant. La prothèse définitive pourra donc être réalisée après le même délai d'ostéo-intégration.



Figure 16. Mise en place d'un implant dentaire en un temps opératoire [27].

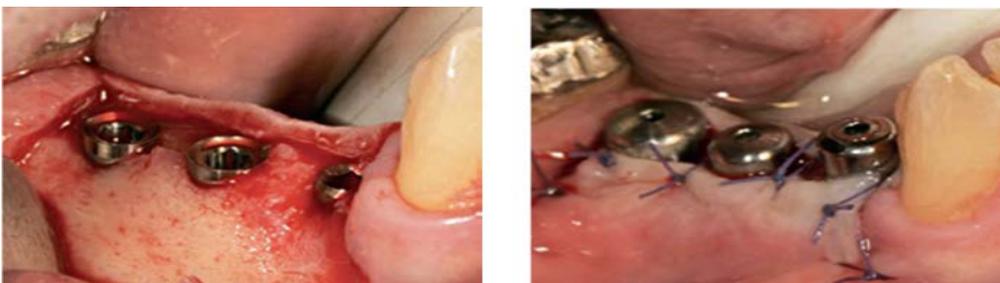


Figure 17 : Implants dentaires mis en place en un seul temps opératoire [27].

De plus, la mise en place de l'implant peut se faire sans ouverture de la gencive, en appliquant une technique appelée *Flaples*, consistant à ne plus décoller la gencive de l'os, mais de réaliser juste une ouverture circulaire de la largeur de l'implant prévu, ce qui implique moins de traumatisme au niveau des tissus mous et la conservation des papilles. Cette technique peut être réalisée avec ou sans la robotique implantaire. La figure suivante illustre son application pour la pose immédiate de deux implants dentaires [27].



Figure 18. Implants dentaires mis en place sans ouverture de la gencive [27].

5.2.1. Indications des deux protocoles

On ne peut malheureusement pas appliquer le protocole en un temps opératoire dans tous les cas, mais, lorsque l'indication est posée, il présente l'avantage que la prothèse définitive peut être réalisée plus rapidement, car, il n'est plus nécessaire d'attendre la cicatrisation de la gencive puisqu'elle intervient en même temps que l'ostéo-intégration. De plus, les études et méta-analyses montrent des résultats cliniques identiques au protocole en deux temps à tel point que celui-ci peut s'appliquer aux implants en deux pièces. Les protocoles en un ou deux temps opératoires sont donc équivalents et complémentaires. [28]

C'est pour cette raison que le protocole un temps est devenu un standard en implantation dentaire. Cependant, certaines situations cliniques orienteront le chirurgien-dentiste vers le protocole en deux temps, comme la protection envers certaines contraintes (mastication, joue, langue) lorsqu'une stabilité primaire sera préjugée déficiente ou si l'environnement

biomécanique de l'implantation est suspect (bruxisme, insertion musculaire proche, port d'une prothèse adjointe difficile à éviter, ...etc.).

L'ostéo-intégration est une phase transitoire qui joue un rôle déterminant pour la suite de l'intervention, car si ce processus ne se passe pas bien, il faudra de suite expulser l'implant [29].

5.2.2. Mise en fonction (charge) des implants

Après la période de cicatrisation nécessaire, si le processus d'ostéo-intégration s'est déroulé sans anomalie, on visse alors une pièce intermédiaire sur l'implant qui sert de base, appelée *pilier*, *abutment* ou *moignon*. C'est sur cette pièce que sera fixée la partie visible de la prothèse appelée couronne, comme le montre la figure suivante.



Figure 19. Abutments et couronnes mis en place [29].



Figure 20. Différents modèles d'abutments [29].

La figure 20 montre quelques modèles d'abutments. La mise en charge est également appelée *mise en fonction*, car c'est la mise en place, en fait, de la prothèse définitive. On attache donc une grande importance à l'aspect visuel de la couronne.

6. Critères de réussite d'une implantation dentaire

6.1. Causes potentielles d'échecs

Les nombreuses analyses réalisées en amont des réalisations thérapeutiques proprement dites ont eu pour but de mettre en évidence les difficultés et les échecs possibles en implantation dentaire. Sans parler des complications chirurgicales (vasculaires, nerveuses, infectieuses, sinusiennes ou muqueuses), les échecs peuvent être d'ordre biologique (problèmes d'ostéo-intégration), bactérien (mucosités et péri-implantites), fonctionnel (problèmes de phonation, de confort lingual), ou mécanique (mauvais choix et/ou positionnement de l'implant) [30].

Les deux problèmes d'ordre mécanique cités, peuvent être à l'origine de récessions vestibulaires pouvant aller jusqu'à l'exposition des spires implantaire, des complications prothétiques (problème d'axe, problème de profil d'émergence), et des complications de maintenance (cas d'un implant placé en position trop palatine). Ils peuvent être également responsables de lyse osseuse inter-proximale et par conséquent de la perte de papilles et d'embrasures de formes médiocres ou bien de résorption verticale. [31]

6.2. Critères de Succès

Le succès en implantation dentaire s'évalue sur une longue période de temps. Le patient doit être vu de façon régulière et continue. Le suivi est assuré par des examens cliniques et radiologiques, et le traitement devrait rencontrer les critères suivants :

- L'implant doit être cliniquement immobile lorsque testé individuellement,
- La radiographie ne doit montrer aucune évidence de translucidité autour de l'implant,
- La perte verticale de l'os doit être moins de 0.2 mm par année,
- La performance de l'implant et de la prothèse est caractérisée par l'absence de symptômes irréversibles tels que la douleur, l'infection, la neuropathie, la paresthésie, ...etc.,

- La fonction, l'esthétique, la phonétique et la déglutition doivent être acceptables.

Au-delà de ces critères, certaines variables doivent être considérées dans l'établissement du pronostic, car elles ont un impact sur le succès ou l'échec de l'implantation :

- Le type d'os, sa densité et sa configuration,
- Les caractéristiques des tissus mous et les considérations muco-gingivales,
- L'insertion immédiate au site après l'extraction,
- Le besoin d'augmenter l'os immédiatement ou antérieurement à l'implantation,
- Les choix des matériaux de l'implantation et leurs caractéristiques,
- La proximité des implants du sinus maxillaire, l'élévation du sinus immédiate ou antérieure à l'implantation.

Il est probable que les taux de succès continueront de s'améliorer. Toutefois, ces taux varient selon le site implantaire choisi. Il faut donc être prudent quant aux résultats escomptés lorsqu'on informe les patients du taux de succès d'une implantation dentaire.

6.3. Implantation idéale

Le but de la chirurgie implantaire est la restauration prothétique implantoportée. C'est pour cette raison que le positionnement de l'implant doit être en fonction du contexte prothétique adapté à la situation anatomique de l'os et des tissus mous.

Il existe donc des règles à respecter pour la mise en place chirurgicale. Tous les auteurs ayant travaillé sur ce problème sont unanimes sur le fait qu'un positionnement tridimensionnel optimal de l'implant est la clé pour obtenir un meilleur résultat, quelque soit le système utilisé, car c'est la situation de l'épaulement de l'implant qui détermine les rapports avec la prothèse et qui influence la réponse des tissus mous et durs. [30]

L'idée maîtresse est donc le positionnement tridimensionnel de l'implant dans les sens mésio-distal, bucco-lingual et corono-apical pour une meilleure concordance de l'axe implantaire avec la future couronne afin d'assurer un bon support et une stabilité des tissus péri-implantaires, qui doivent eux aussi, être d'épaisseur suffisante, avec des papilles bien marquées et une gencive marginale sans changements abrupts. [31-35]

7. Forces induites par une dent naturelle

Les implants et les dents naturelles ancrent différemment dans l'os. Une couche de tissu conjonctif, appelée ligament parodontal, absente dans les systèmes d'implants ostéo-intégrés, entoure la dent naturelle et domine sa biomécanique. La dent s'adapte donc aux différentes conditions de charge par le biais de déformations de ce ligament et de l'os alvéolaire. Quand une dent est chargée, elle montre des micromouvements physiologiques dans les sens horizontal et vertical en raison de cette membrane. Toutefois, ce mouvement est plus grand dans la direction horizontale que verticale. Le mouvement vertical est un déplacement bilinéaire intrusif avec deux phases. L'ampleur de la rigidité initiale (d'environ 0,2 N/ μm) est plus petite que celle dans la deuxième phase (d'environ 3 N/ μm). Cette phase secondaire de la mobilité dentaire détermine le rapport de l'intrusion des dents pendant la mastication où des charges dynamiques induisent des forces d'impact sur la dent. Une telle application de la force d'impact supprime de manière significative la phase initiale de cette intrusion et fait dominer l'effet de la deuxième phase de déplacement. [36]

Cette diminution de la mobilité dentaire est similaire à la mobilité diminuée de l'implant, et c'est en effet, pour cette raison que l'ancrage des implants et des dents naturelles sont biomécaniquement similaires dans les conditions normales de mastication. [37]

Quand une force est appliquée à une dent naturelle ou restaurée, la force est résolue en composantes verticales et horizontales. Une force verticale d'occlusion produit une ligne résultante de la force qui a un centre de

rotation situé dans le tiers apical de la racine. Les micromouvements du ligament parodontal permettent la distribution de la force le long de la surface des racines dans le centre de rotation dans le tiers apical. [38]

8. Biomécanique de la connexion os-implant

L'état de charge mécanique est considéré comme un facteur clé dans la préservation de l'interface os-implant. Des expérimentations animales ainsi que des études cliniques ont montré que les échecs des implants dentaires pourraient être fortement liés au déséquilibre des forces qui agissent sur les implants. Dans une étude rétrospective, conçue pour vérifier les échecs en implantation dentaire, il a été démontré que lorsque des problèmes de chargement étaient présents, le taux d'échec a été trois fois plus que dans les situations avec de meilleures conditions de charge. [39]

8.1. Maintien de l'interface os-implant

Le succès à long terme de l'ostéo-intégration peut être maintenu grâce à la modélisation et la remodelisation dynamique. Bien que les mécanismes exacts ne sont pas encore bien compris, on croit qu'il existe un mécanisme d'adaptation de l'os à la charge. Von Meyer, Roux, et Wolf ont été parmi les premiers chercheurs qui ont reconnu la relation entre le chargement de tissus et l'adaptation [39]. Après la pose de l'implant, une série complexe d'étapes de cicatrisation conduisent à la formation initiale d'une interface stable [40]. La manière dont les tissus osseux répondent aux forces biomécaniques est appelée mécano-transduction. Selon cette théorie, l'os est maintenu lorsque les forces agissant sur lui sont en équilibre.

Une modélisation mécanique et un processus de remodelage, sont observés autour des implants. Les forces transférées de l'implant aux structures osseuses environnantes sont censées donner l'impulsion qui produit la modélisation et la remodelisation. La modélisation se réfère à un changement net dans la forme alors que le remodelage se réfère à une adaptation continue de l'os, sans un changement net [41]. Cette capacité

d'adaptation crée une interface biologique capable de résister aux conditions cliniques.

Les caractéristiques de surface des implants ont un effet crucial sur la gestion de l'ostéo-intégration. La combinaison des niveaux macroscopiques de la conception de l'implant avec l'architecture microscopique de sa surface diminue l'effet des déformations de cisaillement agissant sur l'interface os-implant. L'augmentation de la rugosité de surface favorise l'apposition osseuse et le remodelage. Cela peut être dû à l'augmentation de la surface utilisée pour transférer les forces occlusales à l'os. En outre, les surfaces rugueuses offrent un meilleur verrouillage mécanique par rapport aux surfaces lisses en permettant la croissance des cellules osseuses dans ses surfaces. [38]

8.2. Forces occlusales sur l'implant

Les forces occlusales sont des grandeurs de charge élevée à haute fréquence, mais de courte durée. Ces forces de morsure varient considérablement entre les individus et les différentes régions de l'arcade dentaire. Il est connu que les patients n'ayant pas de prothèses dentaires ont une composante verticale de la force de morsure allant de 100 à 2400 N [37-39]. Les individus ayant une dentition naturelle ont de 5 à 6 fois plus de forces de morsure que ceux porteurs de prothèses complètes [40]. Toutefois, les individus avec des prothèses fixées sur implants ont une fonction de mastication approchant celle de ceux ayant une dentition naturelle [41]. La force moyenne de morsure pour les patients avec implants est de 50 N environ au cours de la mastication, et la force de morsure maximale peut atteindre 145 N environ. Sachant que les forces molaires peuvent excéder quatre fois l'ampleur des forces exercées dans la région incisive, elles sont plus grandes lorsqu'elles agissent plus près du point d'appui. Le pivot est donc l'articulation temporo-mandibulaire, et les forces postérieures qui agissent ont une plus grande ampleur que les forces antérieures. En somme, la valeur exacte de la composante axiale d'une force de mastication dépend

essentiellement de l'emplacement de son application, de la nature de l'aliment et de l'âge du patient.

8.3. Forces transmises à l'os

L'absence du ligament parodontal autour des implants dentaires influe sur la répartition des contraintes dans l'os environnant. En réalité, l'interface os-implant répond d'une manière viscoélastique aux chargements. Un système d'implant présente des déformations données uniquement par les déformations de l'os et celles de l'implant, qui sont de 10 à 100 fois moins que pour une dent naturelle. Cette liaison fixe entre l'implant et l'os peut conduire à une résorption osseuse, puis le relâchement de l'ostéo-intégration, car les implants ont tendance à transmettre et distribuer plus de contraintes à l'os entourant. [40]

Les forces agissant sur les implants peuvent être vues comme des vecteurs de quantités ayant une ampleur et une direction. Quand une force est appliquée à une restauration prothétique sur implants, elle atteint d'abord la prothèse, puis l'interface os-implant. Il existe plusieurs facteurs qui affectent les chargements sur les implants dentaires :

- Les grandeurs, les directions, et l'emplacement des forces occlusales appliquées sur la prothèse. [37]
- Le type et la géométrie de la prothèse. [39]
- L'emplacement, les angulations, la géométrie, la longueur et le diamètre de l'implant.
- Les propriétés mécaniques des implants et des prothèses.
- La nature des liens entre la prothèse et l'implant.
- La nature de l'interface os-implant.
- La qualité et la quantité de l'os disponible. [40]
- Le type de nourriture.

Quand un implant est soumis à une charge, les forces peuvent être résolues en deux composantes : la composante verticale, parallèle à l'axe longitudinal de l'implant, et la composante horizontale, dans le plan de la

prothèse, comme le montre la figure 21. Il a été démontré que la force horizontale est d'environ un dixième de la force verticale. [41]

Il est généralement admis que les forces verticales sont mieux tolérées que ces forces horizontales. [36]

De plus, ces forces agissent dans une seule direction, tandis que les forces horizontales agissent dans les directions : linguo-buccale et disto-mésiale.

Comme illustré dans la figure 22, les différentes charges appliquées engendrent des forces de compression, de traction et de cisaillement à l'interface os-implant.

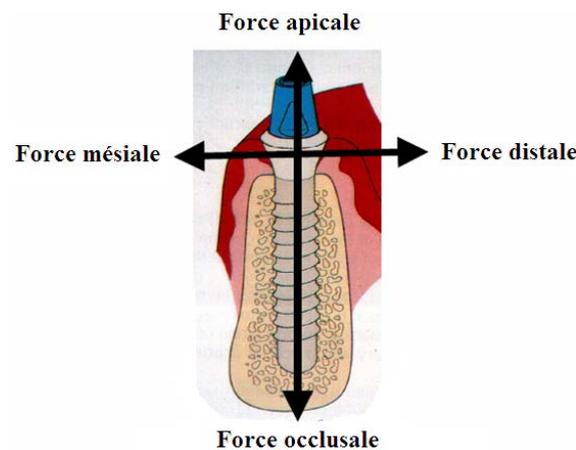


Figure 21. Forces agissant sur un implant ostéo-intégré [36].

Les charges inter-faciales sur un implant dentaire doivent être de nature compressive afin de maintenir l'intégrité de cette interface [37]. Cependant, les forces de traction ont un effet inverse. Elles ont tendance à détourner l'interface. En effet, lorsque l'os est soumis à une force de traction, sa résistance diminue d'environ 30%, et pour une charge de cisaillement de 65% [38]. Cela implique un plus grand risque d'échec lorsque la composante de cisaillement est grande. L'effet destructeur des forces de cisaillement est plus élevé pour les implants du fait que ces derniers n'ont pas de ligament parodontal agissant comme une couche de transfert efficace du cisaillement afin de minimiser les concentrations de contraintes [36].

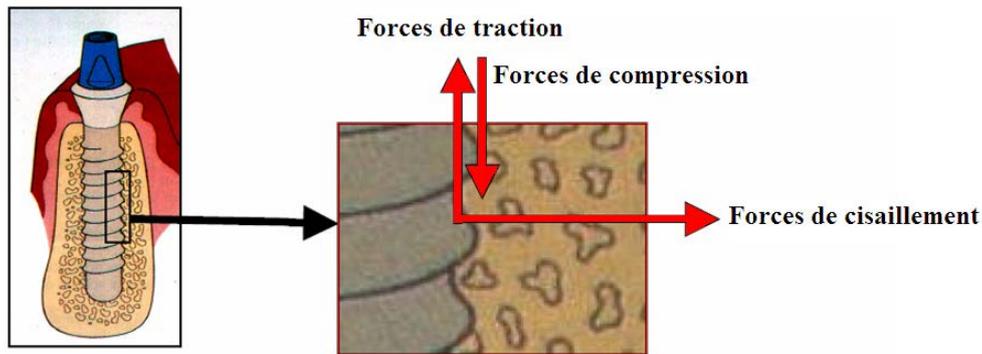


Figure 22. Différents types de forces générées dans un système d'implant [36].

Au cours de la transmission des forces de l'implant à l'os, la composante latérale de la force crée des moments (couples) de flexion. Un moment de flexion est défini comme la force multipliée par la distance perpendiculaire du centre de rotation situé au sommet de la crête osseuse. Par conséquent, les couples sont concentrés au sommet de cette zone, plutôt que distribués le long des surfaces des implants, comme c'est le cas pour les dents naturelles. L'ampleur du moment de flexion baisse avec l'augmentation de la distance du point d'application de la charge [40]. Ces moments provoquent plus de contraintes que les forces axiales et créent des effets destructifs sur la section de l'implant au niveau de la crête osseuse, entraînant des complications associées à un descellement de l'implant ou à des fractures osseuses [41]. Toutefois, ils peuvent être réduits en diminuant l'inclinaison du contact avec les cuspides des dents antagonistes, ce qui souligne le besoin de conceptions optimales des prothèses dentaires soutenues par implants.

9. Contraintes générées

Il est connu que la restauration dentaire avec implants ostéo-intégrés est difficile et complexe. Une planification minutieuse de la prothèse et l'examen des forces naturelles et occlusales sont essentiels dans la réalisation des conditions biomécaniques optimales dans ces restaurations. La distribution des contraintes générées dans l'os péri-implantaire peut être étudiée par diverses méthodes, telles que les études sur des modèles photoélastiques, l'analyse par jauge de contraintes sur des modèles physiques et la méthode

d'analyse numérique par éléments finis [42]. Cette dernière est considérée actuellement comme l'outil le plus répandu dans la résolution de tels problèmes, vu sa modélisation très adaptées aux géométries très complexes de la structure osseuse, de l'implant dentaire, et de la prothèse fixée sur cet implant, comme nous proposons de le prendre en étude dans la section suivante.

10. Présentation de la méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) est une méthode numérique informatisée qui permet de calculer et de visualiser les contraintes, les déformations et les déplacements que subissent des associations de structures soumises à des forces simulées [43,44].

La simulation numérique est devenue un puissant moyen d'investigation qui tend à prendre une place de plus en plus importante, à côté de l'approche expérimentale classique, dans les sciences et les techniques. La modélisation est alors bidimensionnelle ou tridimensionnelle. [45]

A chaque élément est associé un groupe de propriétés qui détermine les caractéristiques mécaniques propres aux différents matériaux qui le composent, à savoir le module de Young E (ou module d'élasticité ou de traction, c'est la constante qui relie la contrainte de traction, ou de compression, et la déformation pour un matériau isotrope) et le coefficient de Poisson (il permet de caractériser la contrainte de la matière perpendiculairement à la direction de l'effort appliqué). Comme toute technique d'approximation, la méthode des éléments finis doit être employée en respectant des règles, incluant notamment des contraintes d'utilisation ainsi que des facteurs de qualité de différentes natures. [46]

Les avantages de cette méthode sont [47] :

- Déterminer les principales propriétés des matériaux ;
- Recréer in vitro une situation clinique dans des conditions similaires ;
- Evaluer l'influence des forces fonctionnelles (mastication, parafonctions...) sur la biomécanique des implants supports de prothèses (simple ou complexe).

La méthode des éléments finis et la conception assistée par ordinateur ont intéressé les chercheurs [45], d'autant plus que les nouvelles techniques de modélisation se développent rapidement. En effet, la modélisation en deux dimensions (2D) puis aujourd'hui la 3D se rapprochent de plus en plus de la réalité, d'autant plus depuis le développement de nouvelles technologies informatiques et dans le domaine de la modélisation. [46]

Toutefois il faut préciser que ça n'est qu'une représentation théorique de la réalité, à savoir que les composants sont jugés arbitrairement isotropes dans de nombreux cas (on observe aussi des études où les composants sont anisotropes), ils auraient donc des propriétés mécaniques identiques dans toutes les directions, mais les auteurs précisent que les matériaux ne sont considérés isotropes que statistiquement et macroscopiquement. Cela signifie que la représentation *in vivo* n'est pas complètement identique à la situation *in vitro*, mais elle tend à le devenir par l'amélioration constante des technologies informatiques.

De plus, pour les géométries complexes, tel que le système os-implant, il est très difficile de réaliser une solution analytique suffisamment efficace. C'est pour ces deux raisons que l'utilisation des méthodes numériques telles que la méthode d'éléments finis, reste indispensable. La revue des travaux menés sur la modélisation par cette méthode confirme la possibilité d'obtenir un modèle personnalisé du système d'implant, conduisant à des résultats pertinents. Soulignons que la génération de maillage après la reconstruction de la géométrie est réalisée dans la plupart de ces études. Ainsi l'analyse par la méthode d'éléments finis a été très utilisée dans la mesure des contraintes le long de l'interface os-implant.

La méthode des éléments finis (abrégée MEF) représente une modalité d'obtenir une solution numérique correspondant à un problème spécifique. Cette méthode n'offre pas une formule pour une certaine solution et ne résoud pas une classe de problèmes. La MEF est une méthode approximative à moins qu'un certain problème pourrait être extrêmement simple conduisant ainsi à une formule exacte toujours valable.

11. Conclusion

La perte d'une ou de plusieurs dents peut avoir des conséquences graves sur la fonction masticatoire et le processus de la régénération osseuse, ce qui peut progressivement entraîner un vieillissement prématuré du visage. On comprend donc mieux l'importance de remplacer une dent manquante par un implant dentaire, placé dans la mâchoire de façon à ce que l'os puisse se former autour. Une prothèse dentaire peut être alors attachée à l'implant. Cette démarche est devenue actuellement la solution la plus judicieuse pour remplacer des dents manquantes et rétablir ainsi la fonction et l'esthétique.

Le domaine de l'implantation dentaire évolue rapidement que l'apport de nouveaux matériaux a permis le développement de systèmes d'implants apportant des résultats très fiables. Aujourd'hui, le quasi totalité des implants utilisés est en titane. Ils sont généralement cylindriques en forme de vis avec différentes dimensions afin de s'adapter au mieux à tous les cas rencontrés. De plus, ils essayent de réduire le temps au cours duquel l'implant doit être enfoui dans l'os pour une meilleure ostéo-intégration, en offrant des microstructures de surface abrasée augmentant le contact de l'implant avec l'os.

Références bibliographiques

- [1] Fauchard P. Le chirurgien-dentiste ou traité des dents. 2^e Eme Ed. 1728.
- [2] Source: Thesavior.e-monsite.com – <http://www.mediafire.com>
- [3] Estelle V, docteur en chirurgie-dentaire, ed. Luigi Castelli. n°197, décembre 2009, Autisme et mercure dentaire, p.10.
- [4] source : internet (voyagedentaire.fr). le 03/03/2014
- [5] Davarpanah M, Martinez M, Kebir M, Tecucianu JF. Manuel d'implantologie Clinique 2000, 2-8.
- [6] source : sos implant dentaire et implantdent.net.). le 03/03/2014
- [7] 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.

- [8] Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36: s463-471.
- [9] 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.
- [10] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434-40.
- [11] Glauser R, Schupbach P, Gottlow J, Hammerle CH. Periimplant soft tissue barrier at experimental one-piece mini-implants with different surface topography in humans: a light-microscopic overview and histometric analysis. *Clin. Implant Dent Relat Res* 2005, 7(suppl 1): 544-551.
- [12] Baier RE, Meyer AE, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes : Methods and results. *J Biomed Mater Res.* 1984 ;18:337-355.
- [13] Kieswetter K, Schwartz Z, Boyan BD. The role of implant surface characteristics in healing of bone, *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7,(4):329-345.
- [14] Davies JE. The importance and measurement of surface charge species in cell behavior at the biomaterial interface. In: Ratner B.D.(ed). *Surface Characterisation of Biomaterials*. Elsevier Science Publishers B.V., Amsterdam 1988;219-234.
- [15] Passuti et al. Macroporous calcium phosphate ceramic performance in human spine fusion. *Clin Orthop relat Res* 1989;248:169-76).
- [16] Hanson S. Surface Roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone: a critical analysis. *J. Biomechanics* 2000; 1297-1303.
- [17] Schroeder A., Van Der Zypen E., Stich H., Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg* 1991;9:15-25.
- [18] Colat-Parros J, Jordana F. *Titane et implant*. 5ème éd. Polycopié du cours 2011-2012
- [19] Ektessabi AM, Otsuka T, Tsuboi Y, Yokoyama K, Albrektton T, Sennerby L, Johansson C. Application of micro beam PIXE to detection of titanium ion release from dental and orthopaedic implants. *Int J of PIXE*, 1994;4:81-91
- [20] source : <http://www.implant.co.za>. Le 08/01/2014
- [21] *British Dental Journal* 191, 162-163 001

- [22] source : <http://www.tekka.eu>. Le 16/02/2014
- [23] source : <http://osseosource.com>. Le 05/02/2014
- [24] De Sarran A (1880). De quelques travaux récents en odontologie. Archives générales de la médecine. Rev critique du 1 oct 1878 et 1 janv 1879.
- [25] Martin WC. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J prosthet Dent 2001;86: 24–32.
- [26] Saime Sahin, Murat C.Cehreli, Emine Yalçin. The influence of fonctionnal forces on the biomchanics of implant-supported prostheses – a review. J of Dentistry 2002,30:271-282.
- [27] 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.
- [28] Atlas d’anatomie SOBOTTA, tome 1, Tête, cou, membre supérieur, 20° édition – Editions Médicales Internationales; 1994
- [29] Skinner E.W. Sciences des matériaux dentaires. 6ème édition Paris: Prêlat, 1971.
- [30] Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. J Prosthet Dent. 1996; 75: 285-91.
- [31] Farzad P., Andersson L., Nyberg J. Dental implant treatment in diabetic patients. Implant Dent. 2002;11:262-7.
- [32] Valentin. Analyse de la répartition des contraintes os-implant. Modélisation par les éléments finis. Cah. Prothèse 1990 ;72 :143-153.
- [33] Misch. C.E. Density of bone : effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading. Int. J. Oral. Implant. 1990; 6: 23-31.
- [34] Esposito M. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: success criteria and epidemiology. Eur. J. Oral. Sci. 1998;106: 527–551.
- [35] De Melo L. Human Histologic Evaluation of a Six-year-old Threaded Implant Retrieved from a Subject with Osteoporosis. J. Contemp Dent Pract. 2008; 3:099–105.
- [36] Martin WC. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. J prosthet Dent 2001;86: 24–32.
- [37] Craig RG. Restorative dental materials. Saint-Louis: Mosby, 1980;60–61.
- [38] Widmaier E.P, Raff H, Sfrang K.T. Physiologie humaine : les mécanismes de fonctionnement de l’organisme. Editions Maloine 2004.

-
- [39] Roos Jansaker A.M, Renvert S, Egelberg J. Treatment of peri-implant infections: a literature review. *J. Clin Periodontol* 2003; 30: 467–485.
- [40] Scully C, Hobkirk J, Dios P.D. Dental endosseous implants in the medically compromised patient. *J Oral Rehab* 2007; 34:590–599.
- [41] Karoussis I.K, Kotsovilis S, Fourmoussis I. A comprehensive and critical review of dental implant prognosis in periodontally compromised partially edentulous patients. *Clin. Oral Impl. Res* 2007; 18:669–679.
- [42] Quirynen M. et al. Impact of supportive periodontal therapy and implant surface roughness on implant outcome in patients with a history of periodontitis. *J Clin Periodontol* 2007; 34: 805–815.
- [43] Michael Z.M. Medical conditions affecting the success of dental implants. *Compend.* 2004;10:739–757.
- [44] Beikler T., Flemmig T.F. Implants in the medically compromised patient. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2003;14:305–16.
- [45] Esposito M. et al. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: success criteria and epidemiology. *Eur. J. Oral. Sci.* 1998; 106: 527–551.
- [46] Natali A. N. *Dental Biomechanics* London: Taylor and Francis, 2003;1:271.
- [47] Geng J, Yan W, Xu W. *Application of the Finite Element Method in the Implant Dentistry* Berlin : Springer, 2008;A:37.

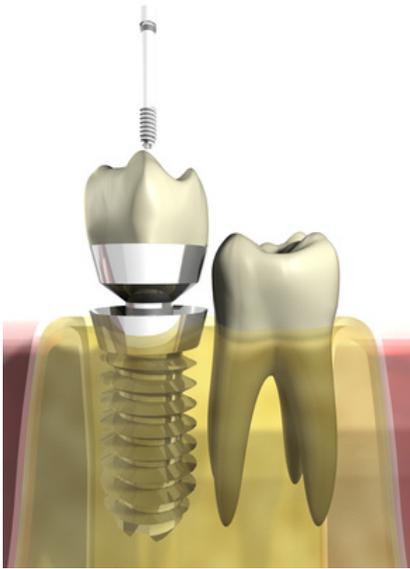
CHAPITRE III

**Etude Préliminaire de l'Effet de
l'Intensité du Chargement
Occlusale sur la Biomécanique
Implantaire**

Chapitre III

Etude Préliminaire de l'Effet de l'Intensité du Chargement Occlusale sur la Biomécanique Implantaire

- Introduction
- Modèle géométrique
- Propriétés des matériaux utilisés
- Maillage
- Analyse dynamique de l'effet de l'intensité de surcharge
 - Conditions aux limites et chargement
 - Résultats et Discussion
 - Contraintes générées dans la prothèse dentaire
 - Contraintes dans l'implant
 - Contraintes dans l'abutment
 - Contraintes dans la surface occlusale
 - Contraintes dans l'os
 - l'os cortical
 - l'os spongieux
 - Variation de contrainte équivalente dans l'interface os-implant
 - Le diagnostic occlusal
 - La conception occlusale et la guidance
 - La conception de la prothèse dentaire
- Conclusion
- Références bibliographiques



3

Étude Préliminaire de l'Effet de l'Intensité du Chargement Occlusale sur la Biomécanique Implantaire

Introduction

Les restaurations dentaires sont devenues une des procédures les plus largement utilisées dans la dentisterie implantaire. Pendant les 30 dernières années, les implants dentaires endo-osseux sont devenues une modalité de traitement fiable pour les patients atteints de dentitions perdues ou compromises [1-2]. L'implant retenu sur la prothèse de la mâchoire inférieure a été montré comme étant un traitement prothétique grand succès similaire à la prothèse d'implant fixe. Cependant, il existe une controverse en ce qui concerne la sélection de la conception [3]. La conception d'un dispositif d'implant buccal doit toujours tenir compte de la charge cyclique au cours de la vie au service de l'implant, et par conséquent l'endurance à la fatigue des matériaux utilisés vont jouer un rôle très important lorsqu'on essaie d'estimer la performance à long terme du dispositif. Les restaurations unitaires sont devenues une des procédures les plus largement utilisées dans la dentisterie implantaire. Dans la région postérieure de la cavité buccale, le volume osseux et la densité sont souvent compromis. Les forces occlusales sont plus grandes dans cette région, et avec ou sans habitudes para-fonctionnelles, elles peuvent facilement compromettre la stabilité de la restauration [4-7].

Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse de contraintes des corps des solides déformables surtout lorsque :

- Les formes géométriques de ces corps sont compliquées ;
- Les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire ;
- Les charges appliquées sont dynamiques.

L'application de ces méthodes à la biomécanique et en particulier aux prothèses dentaires est immédiate puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et la prothèse dentaire sont de forme complexe, et le comportement de l'interface os-implant est hautement non linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os-prothèse et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solides déformables soumis à un ensemble de forces occlusales. Comme le problème est complexe et qu'aucune solution analytique n'est envisageable, il doit être fractionné en un ensemble de « sous-problèmes » pouvant être résolus à l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode par éléments finis [8].

Le but de ce chapitre est de modéliser la structure des différentes composantes d'un système implantaire afin de définir une configuration géométrique fidèlement correspondante, pour ensuite analyser la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur les principes de la méthode des éléments finis.

1. Modèle géométrique :

Le but de ce travail est l'analyse tridimensionnelle des contraintes et de leur niveau dans les cinq éléments de système (surface occlusal,

abutment, implant, os cortical, os spongieux) dans le cas du chargement dynamique sous l'effet de sollicitations mécanique extérieure. Le modèle tridimensionnel utilisé sur les figures 1, 2 et 3. L'os est subdivise en deux partie L'os spongieux de taille : 24,2 mm de hauteur et 16,3 mm de largeur, cette taille est représentative de la section de la mâchoire inférieure. Cet organe vivant est composé d'un centre spongieux entouré par 2 mm d'os Cortical. L'implant se présente sous forme de vis de longueur de 12,3 mm et de diamètre 4.2 mm. L'abutment pour caractéristique géométrique : L=8.9 mm, $d_1=2.8\text{mm}$, $d_2=4.24\text{ mm}$. Surface occlusale de taille : 7 mm de hauteur et d'épaisseur de 1.5 mm.

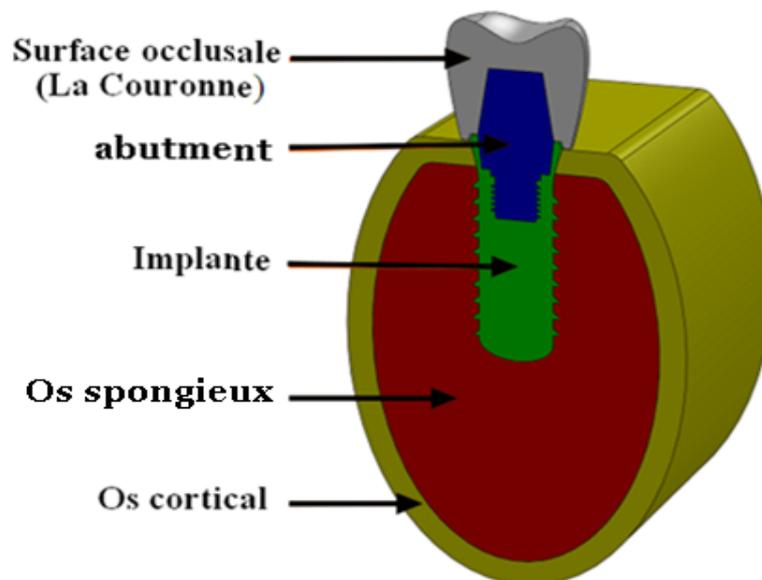
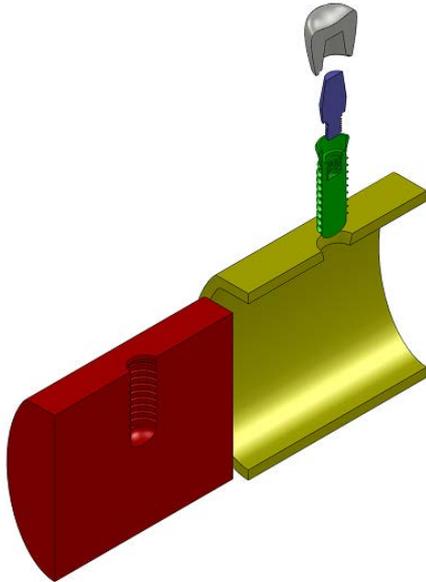
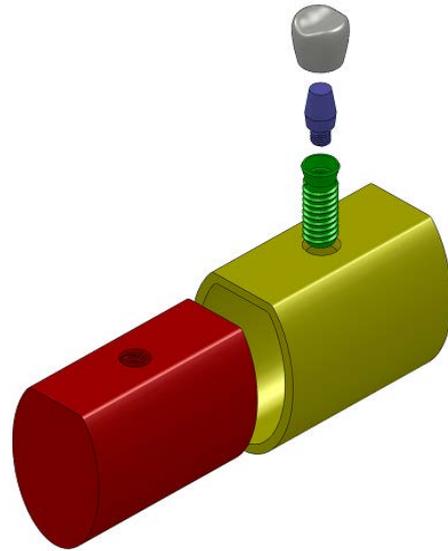


Figure 1. Représentation de l'assemblage implant/prothèse dentaire en vues éclatées.

**Figure 3.** Vue éclatée en coupe**Figure 2.** Assemblage en perspective isométrique

2. Propriétés des matériaux utilisés

Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont montrées dans le tableau 1 :

Matériaux	Module de Young (GPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite de rupture (MPa)	Densité massique (Kg/m^3)
Ti-6Al-4V	110	0,32	800	4428,8
Céramique feldspathique	61,2	0,19	500	2300
Os cortical (anisotrope)	$E_x = E_y = 11,5 \text{ GPa}$ $E_z = 17 \text{ GPa}$ $G_{xy} = 3,6 \text{ GPa}$ $G_{xz} = G_{yz} = 3,3 \text{ GPa}$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0,31$	130	1100
Os spongieux	$E = 3 \text{ GPa}$	$\nu = 0,29$	-	270

Tableau. 1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire. [9-12]

3. Maillage

Les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4 et Hexaèdre linéaires à 8 nœuds C3D8R (Tableau 2 et Fig.4) conforme aux surfaces paramétriques définies (Figure. 5 et figure 6). Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales sous un chargement occlusal. On a jugé fondamentale de raffiner le maillage au niveau de cette interface comme montre la figure 6d et figure 6e. Afin d'aboutir à une précision optimale.

Nom de type d'élément générique	Nom ABAQUS	Description
Hexaèdre linéaires à 8 nœuds	C3D8R	Linear hexahedral
Linéaire tétraédriques à 4 nœuds	C3D4	Linear tetrahedral

Tableau .2 : Différents types d'éléments utilisés pour le maillage

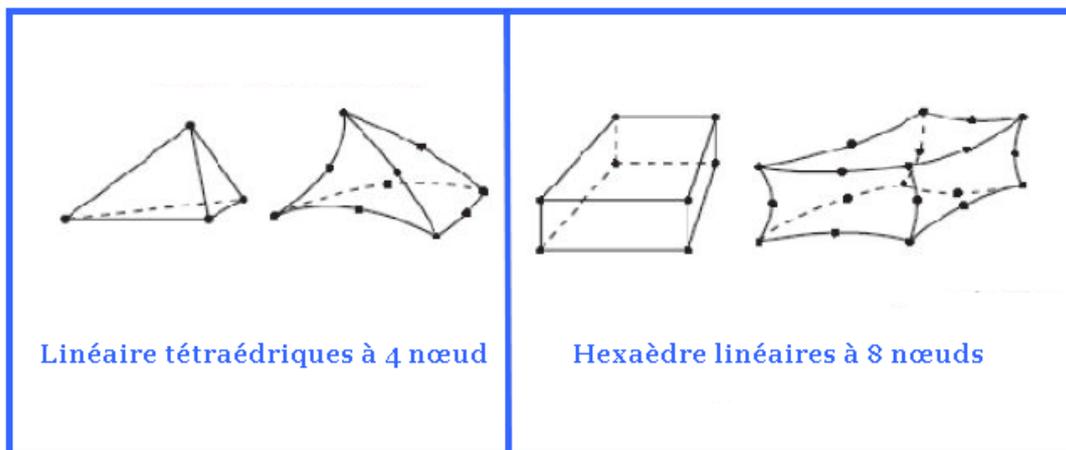


Figure 4. Forme des éléments utilisés et position des nœuds [14]

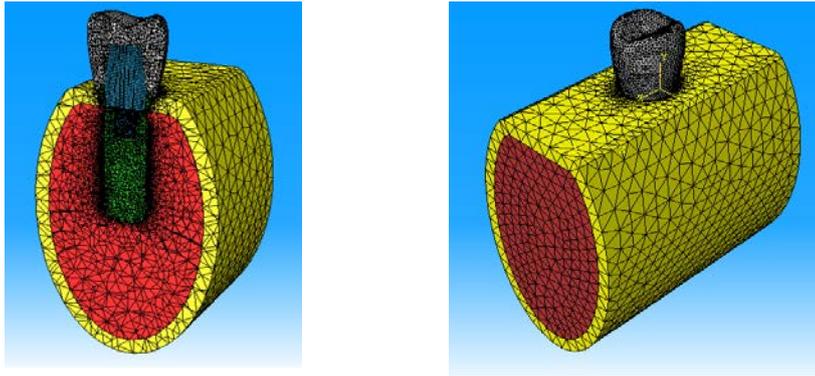


Figure 5. Maillage global de l'ensemble

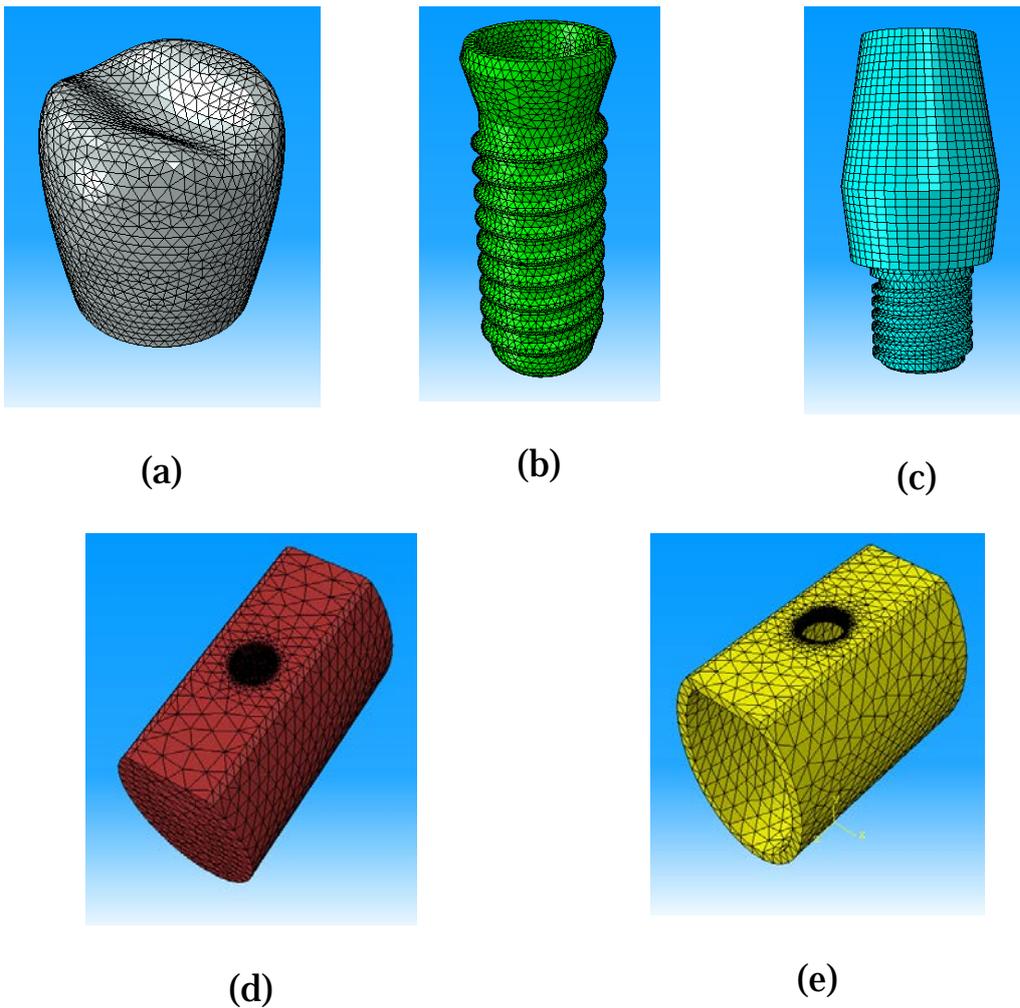


Figure 6. Maillage de la surface occlusale (a), de l'implant (b), de l'abutment (c) et de la mâchoire (os spongieux et cortical respectivement) (d) et (e).

Les caractéristiques de maillage pour chaque composant sont représentées dans le tableau 3.

Composante	Nœuds	Eléments	Taille d'éléments (mm)
Surface Occlusal	7374	37221	0,2
abutment	16235	25926	0,2
Implant	15219	65803	0,2
Mâchoire (Os spongieux)	41104	220460	0,2 - 1,5
Mâchoire (Os cortical)	30303	135368	0,2 - 1,5

Tableau.3 Taille et nombre des éléments et nœuds pour le système d'implant.

4. Analyse dynamique de l'effet de l'intensité de surcharge

Cette partie présente l'effet de l'intensité de surcharge sur la distribution des contraintes dans le système. Des charges dynamiques occlusales combinées ont été appliquées sur la surface occlusale de la couronne avec différent d'intensité de pic de compression. La répartition des contraintes équivalentes dans les différentes composantes du système a été analysée. Les résultats ci-dessous montrent le niveau de contrainte de von Mises dans chaque composante du système.

4.1. Conditions aux limites et chargement

a. Forces

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 [13], de l'équilibre occlusal, des paras fonctions, de la situation des dents et de leurs états parodontaux et des

habitudes alimentaires. Les efforts de mastication varient d'une personne à une autre.

En se basant sur le travail pour analyser les effets de surcharge de mastication sur la distribution des contraintes dans les différentes composantes du système étudié.

Les effets d'interaction des cycles de surcharge dans un temps de 5 secondes, ainsi que la surface d'application, ont été choisies de la façon suivante comme le montre la figure 7 :

- Trois chargements cycliques de (6, 1.2, 0.9) MPa sur la surface occlusal du système d'implant suivant les directions verticale, disto-mésial et bucco-lingual respectivement. Voir la figure 8a ;
- Le même chargement précédent avec un pic de surcharge de compression de 9 MPa dans le sens vertical. Voir la figure 8b ;
- Le même chargement précédent avec un pic de surcharge de 12 MPa dans le sens vertical. Voir la figure 8c ;
- Le même chargement précédent avec un pic de surcharge de 15 MPa dans le sens vertical. Voir la figure 8d ;
- Le même chargement précédent avec un pic de surcharge de 12 MPa dans le sens vertical dans un temps de 2 Sec. Voir la figure 8e.

b. Fixation

Le modèle est fixé à sa base, c'est-à-dire aucun déplacement et rotation n'est autorisé au niveau de la base du support cylindrique. Les trois translations U_x , U_y , U_z et rotation W_x , W_y , W_z , sont bloquées à ce niveau et représentées au figure suivantes.

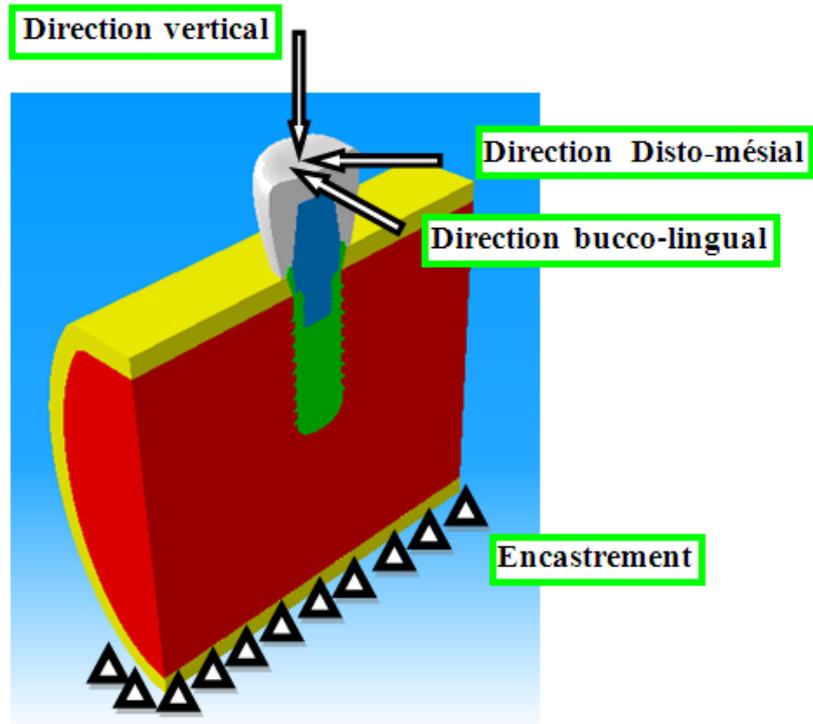
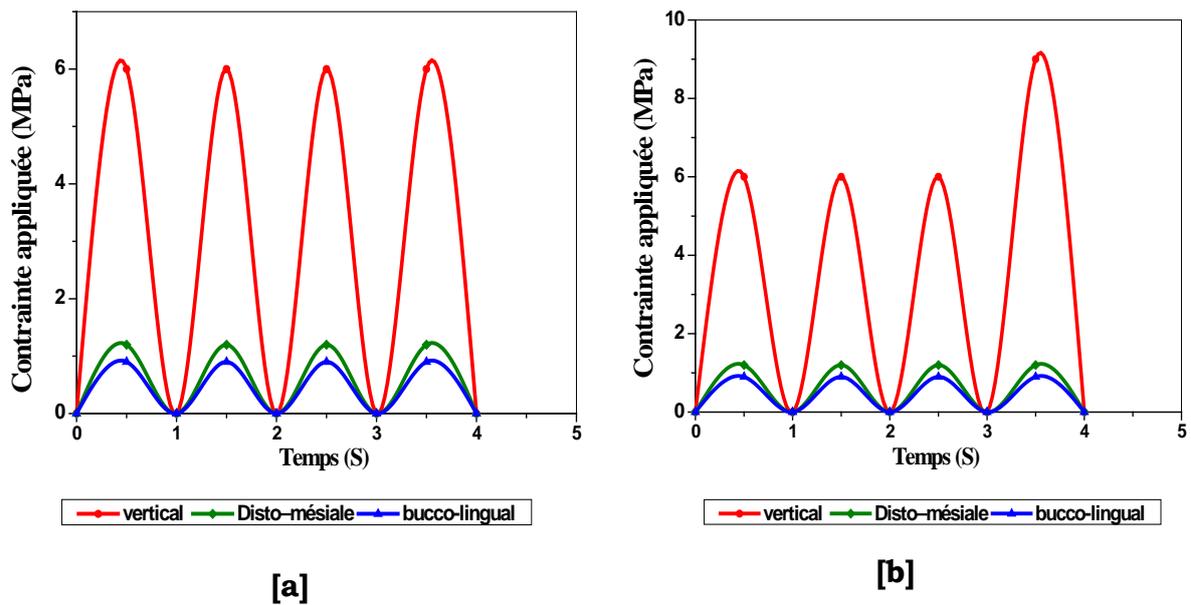


Figure 7. Chargements appliqués et conditions aux limites.



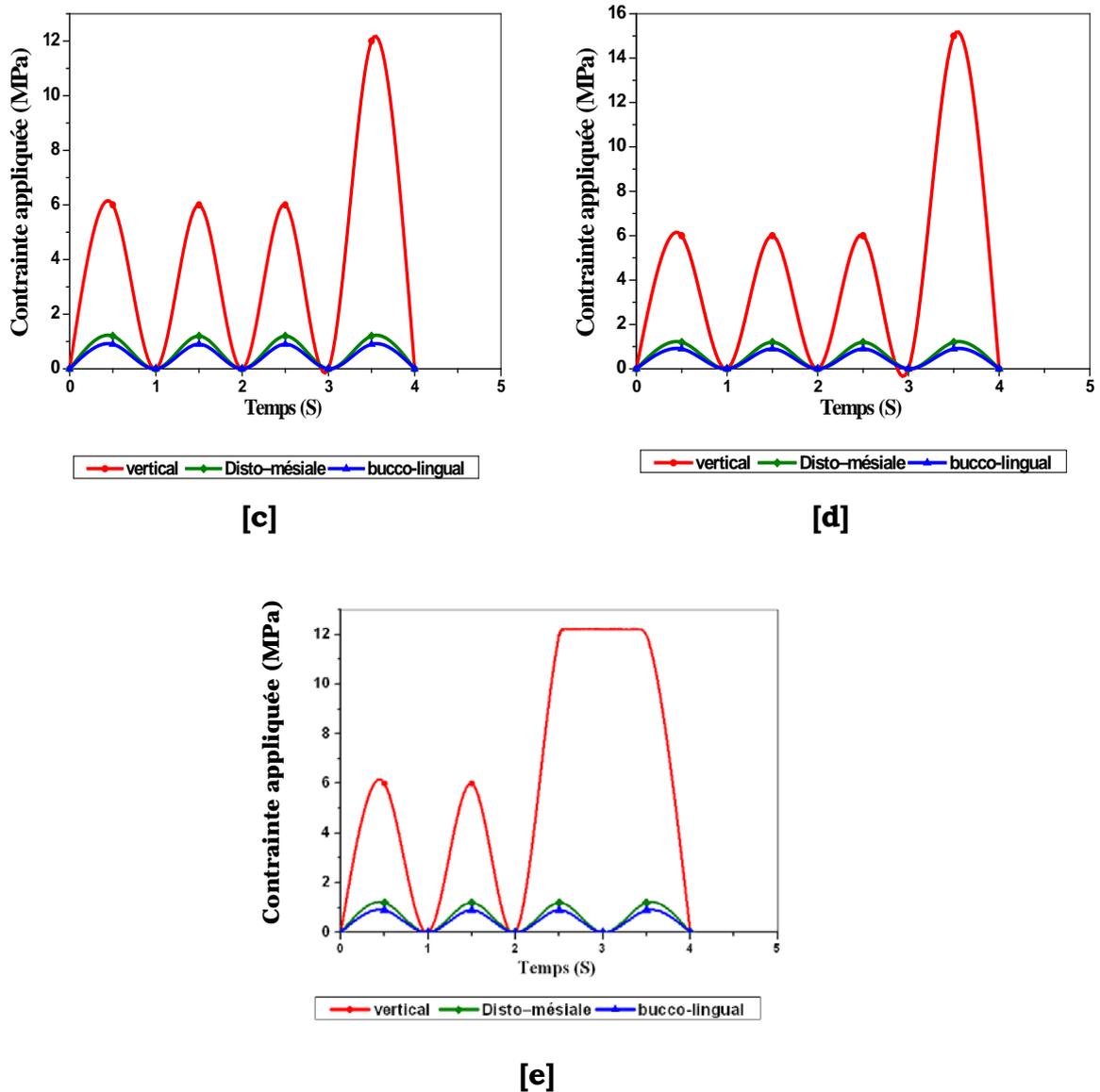


Figure 8. Différents chargements appliquée sur l'implant dentaire en fonction de temps.

4.2. Résultats et discussion

La simulation a été effectuée à l'aide d'un gestionnaire de calcul du logiciel Abaqus (6.11). L'analyse numérique a été menée par l'analyse des champs de contraintes de von Mises. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles et, par conséquent, elle constitue un très bon représentant de l'état précis de l'ensemble des contraintes. Elle a été largement utilisée dans les études

biomécaniques de l'os [14-17]. L'échelle de couleur est choisie en fonction des contraintes maximales dans le but d'optimiser la représentation visuelle.

La contrainte équivalente de von Mises est donnée par la formule (I) (fig.9) :

$$\sigma_e^2 = \frac{1}{2} [(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2] + 3(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2) \quad (\text{I})$$

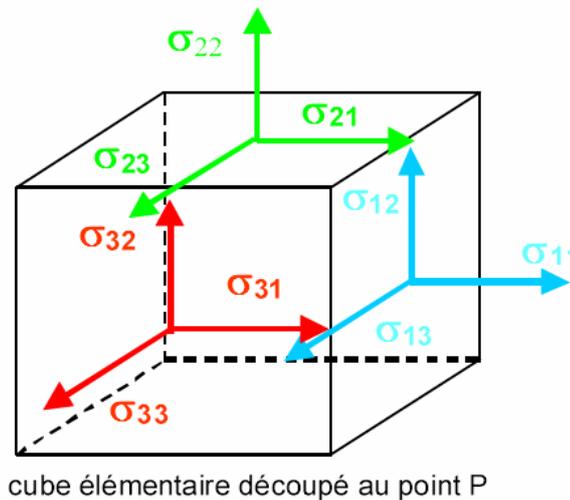


Figure 9. Six Composantes de contrainte au point P. [14]

4.3. Contraintes générées dans la prothèse dentaire

Les résultats globaux obtenus pour différents types du chargement montrent que la concentration des contraintes se situe au niveau de la section la plus faible du système (abutment), pratiquement à la jonction avec l'implant (Fig.10). Un chargement cyclique avec un pic constant de 12 MPa à de 2 Sec (Fig.10e) présente un niveau de contrainte plus élevé para port aux autres cas. Les distributions de l'état global des contraintes pour chacun des composants des deux modèles ont été étudiées en considérant des charges cycliques axiales et horizontales. Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau .4.

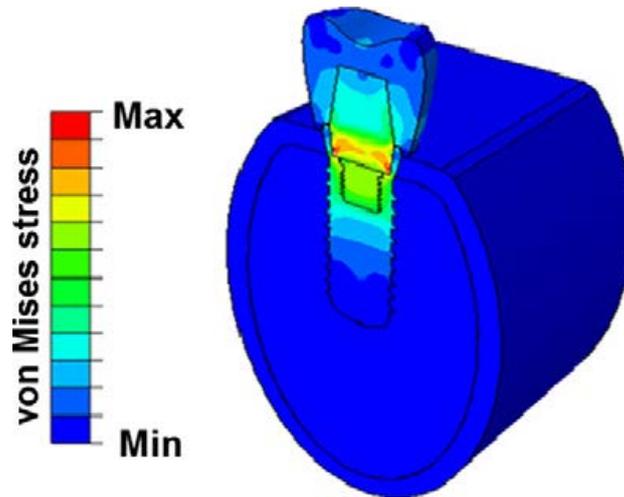


Figure 10. Contraintes maximales équivalentes de von Mises dans tous les corps pour différents chargements

Chargement	Contrainte totale de von Mises (MPa)	
	Max.	Min.
[a]	134,88	162,48 E-15
[b]	161,34	162,48 E-15
[c]	187,91	162,48 E-15
[d]	214,49	162,48 E-15
[e]	348,76	162,48 E-15

Tableau.4 Récapitulatif des résultats obtenus pour la Contrainte totale de la prothèse dentaire pour différentes chargement.

4.4. Contraintes dans l'implant

La figure .11 montre la distribution de contrainte de von Misses dans l'implant sous l'effet de différent sollicitations mécaniques appliquées aux trois axes principaux du système d'implant. Les zones de concentration de contrainte situées sur la face intérieure de l'implant et plus particulièrement dans la jonction entre l'abutment et l'implant. La partie supérieure de l'implant est le siège de forte concentration de contrainte. La contrainte est intensivement répartie dans la région d'application de l'effort mécanique et dans la zone opposée à celui-ci. Dans les autres parties de l'implant la

contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible. De plus, les résultats numériques montrent qu'un accroissement de contrainte en fonction de l'augmentation du niveau de surcharge. La figure montre que le 5ème cas (fig. 11) du chargement sollicite fortement l'implant en engendrant des contraintes équivalentes de haute intensité. Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau .5.

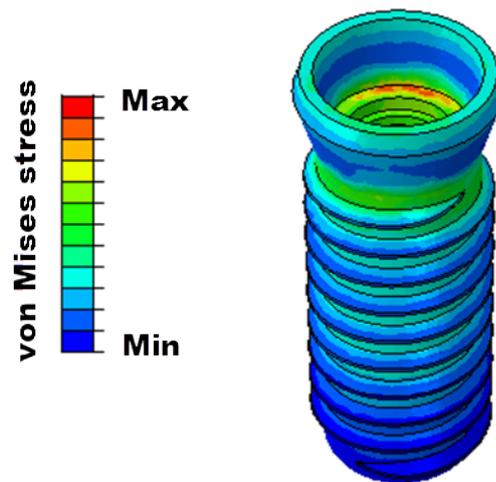


Figure 11. Contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'implant pour différents chargements

Chargement	Contrainte totale de von Mises (MPa)	
	Max.	Min.
[a]	99,65	2 ,85
[b]	109,68	2.85
[c]	127,35	2.85
[d]	148,78	2.85
[e]	246,38	2.85

Tableau.5 Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans L'implant pour différents chargements

4.5. Contraintes dans l'abutment

La figure .12 montre la distribution des contraintes dans l'abutment, La répartition des contraintes dans cet composante a été simulée sous l'effet de 5 types de chargements mécaniques de différent d'amplitude appliqués suivant les 3 axes principaux du système. Les résultats obtenus montrent que le maximum de ces contraintes est concentré dans la base de la surface interne de connexion de cette composante avec l'implant. D'autre part, l'augmentation de l'intensité du pic engendre une amplification de contrainte équivalente. Contrairement ces contraintes sont intensivement concentrées pour le 5ème cas (fig.12e) du chargement. Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau.6.

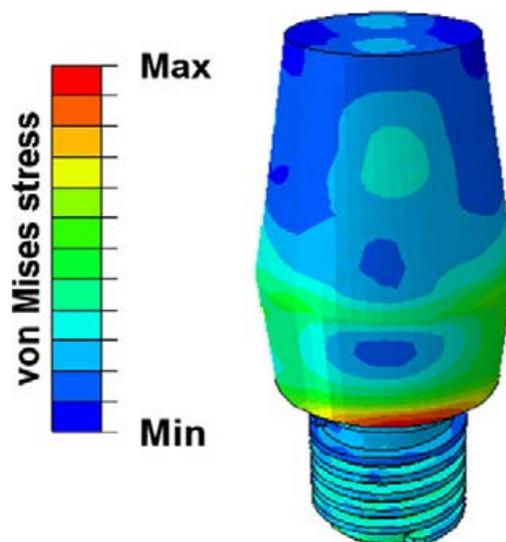


Figure 12. Contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'abutment pour différents chargements.

Contrainte totale de von Mises (MPa)		Max.	Min.
[a]		134,88	10,79
[b]		161.37	10.8
[c]		187.92	10.8
[d]		214,49	11.09
[e]		348,76	11,56

Tableau.6 Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'abutment pour différents chargements.

4.6. Contraintes dans la surface occlusale

Dans cette composante, la contrainte équivalente la plus forte est située sur sa partie supérieure. D'autre part, la même observation remarquée que l'augmentation du niveau de surcharge induit une amplification de ces contraintes dans ce composant. Autrement, le 5ème cas du chargement engendre des contraintes max (Fig.13). Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau 7.

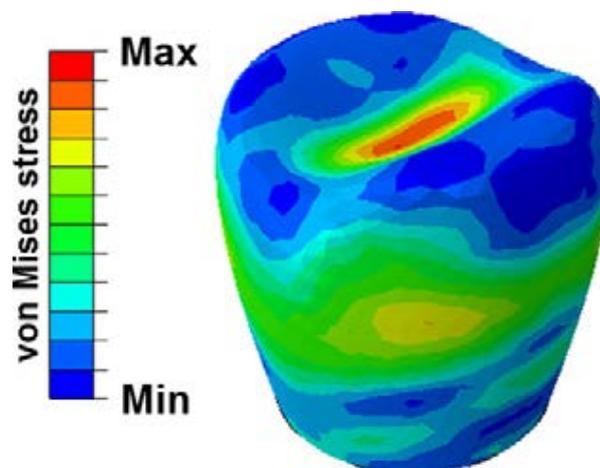


Figure 13. Contrainte maximale équivalente de von Mises dans Surface Occlusale pour différents chargements.

Contrainte totale de von Mises (MPa)		Max.	Min.
Chargement			
	[a]	40,25	3,33
	[b]	53,65	3,34
	[c]	66,87	3,56
	[d]	78,56	4,63
	[e]	91,63	7,26

Tableau.7 Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans Surface Occlusale pour différents chargements.

4.7. Contraintes dans l'os

On s'intéresse seulement à l'analyse tridimensionnelle de la distribution de contrainte de von Mises dans l'os sous l'effet de différent chargement cyclique appliquée normalement aux trois axes principaux du système d'implant. Un chargement appliqué à la surface occlusal induit des contraintes équivalentes dans l'os fortement situées sur le fond de ce composant et sur une partie de sa surface supérieure. Cette répartition de contrainte est due aux efforts de compression exercés par la contrainte appliquée. Mentionnons également que l'analyse effectuée sur l'os montre les mêmes remarques observées de l'effet de niveau de la surcharge sur la distribution des contraintes.

Pour une meilleure visualisation dans l'os cortical et spongieux, les distributions de contraintes dans cette région ont été présentées séparément.

4.7.1. l'os cortical

Comme le montre la figure 14.a, les contraintes sont maximales Dans la région cervicale de la couche corticale de l'os en contact avec l'implant. Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau 8.

4.7.2. l'os spongieux

La partie apicale de l'os en contact avec la base de l'implant, se situant à la zone spongieuse a également connu un niveau de contraintes, mais de faibles valeurs par rapport à la partie corticale. De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de cette zone (Figure. 14.b). Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de von Mises sont illustrés dans le tableau.9.

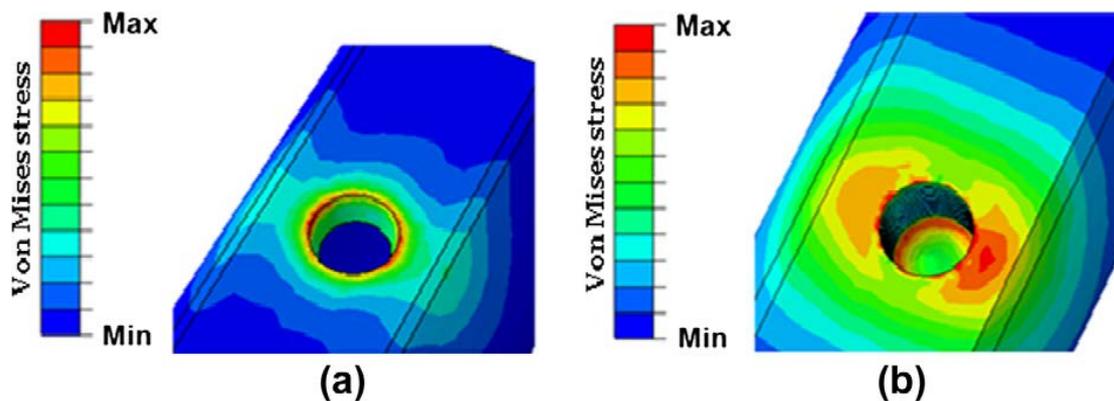


Figure 14. Contraintes maximales équivalentes de von Mises ; (a): l'os cortical , (b): l'os spongieux pour différents chargements.

Chargement	Contrainte totale de von Mises (MPa)	
	Max.	Min.
[a]	14,643	162,48 E-15
[b]	14.8	162,48 E-15
[c]	14,95	162,48 E-15
[d]	15,11	162,48 E-15
[e]	30.57	162,48 E-15

Tableau.8 Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'os cortical pour différents chargements.

Chargement	Contrainte totale de von Mises (MPa)	
	Max.	Min.
[a]	3,33	3,25 E-12
[b]	3,45	3,25 E-12
[c]	3,56	3,25 E-12
[d]	3,68	3,25 E-12
[e]	7,77	3,25 E-12

Tableau.9 Récapitulatif des résultats obtenus pour la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'os spongieux pour différents chargements.

4.8. Variation de contrainte équivalente dans l'interface os-implant :

Dans cette section, l'effet des différents chargements dynamiques ont été comparés afin d'étudier l'effet de l'intensité de surcharge sur la distribution de contraintes dans l'interface os-implant. Ces contraintes ont été obtenues à partir de l'analyse permettant l'examen de l'effet des charges horizontales ainsi que verticales.

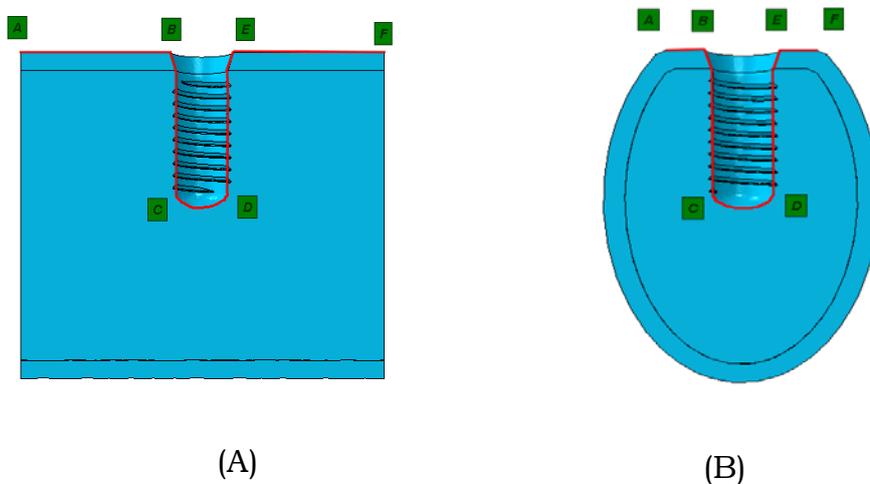
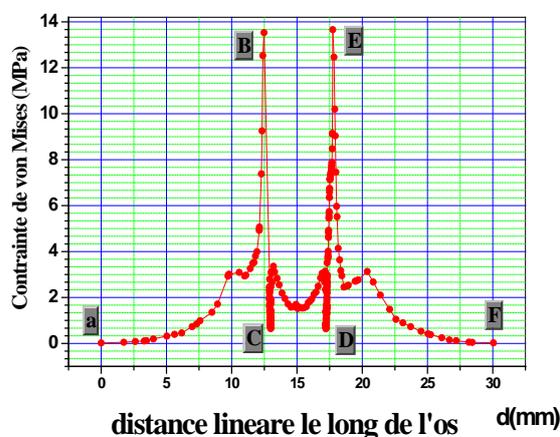


Figure 15. Représentation en allures de l'interface os-implant ; (A): disto- mésial, (B): bucco-linguale.

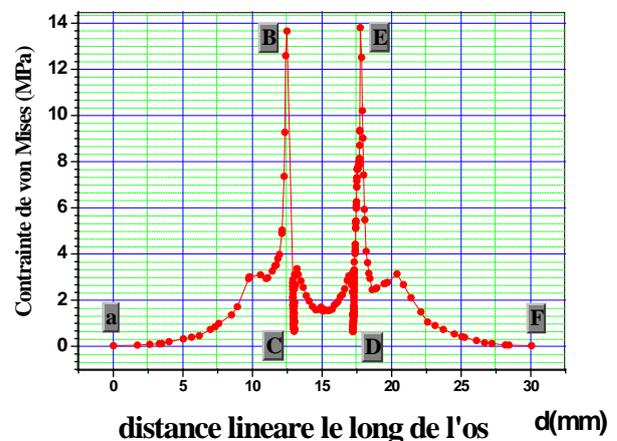
La figure.15 présente des allures aux sections sagittales bucco-linguale et disto- mésiale posant les différentes variations des contraintes dans l'os à ces interfaces. Plusieurs courbes ont été faites pour réaliser des comparaisons qualitatives et quantitatives entre les différents cas du chargement et étudier les niveaux de contraintes de von Mises minimales et maximales.

Les figures 16 et 17 illustrent la distribution des contraintes de von Mises le long de la section latérale de l'os pour les différents pics de chargements. Plusieurs cas ont été estimés pour chaque état d'intensité de surcharge.

Les contraintes les plus importantes sont localisées aux points B et E sur la zone cervicale de l'os cortical, là où le contact avec l'implant est intime. Ces contraintes augmentent proportionnellement avec l'augmentation de l'intensité de surcharge. Loin de cette zone, les contraintes aux points (A et F) sont négligeables, leur intensité décroît fortement avec l'accroissement de la profondeur du site d'implantation. Elles tendent vers des valeurs quasiment nulles aux points (C et D) sur l'apex de l'implant. Ce comportement montre clairement que la partie spongieuse de l'os en contact avec l'implant est faiblement sollicitée lorsque le patient exerce des efforts sur la dent.



[a]



[b]

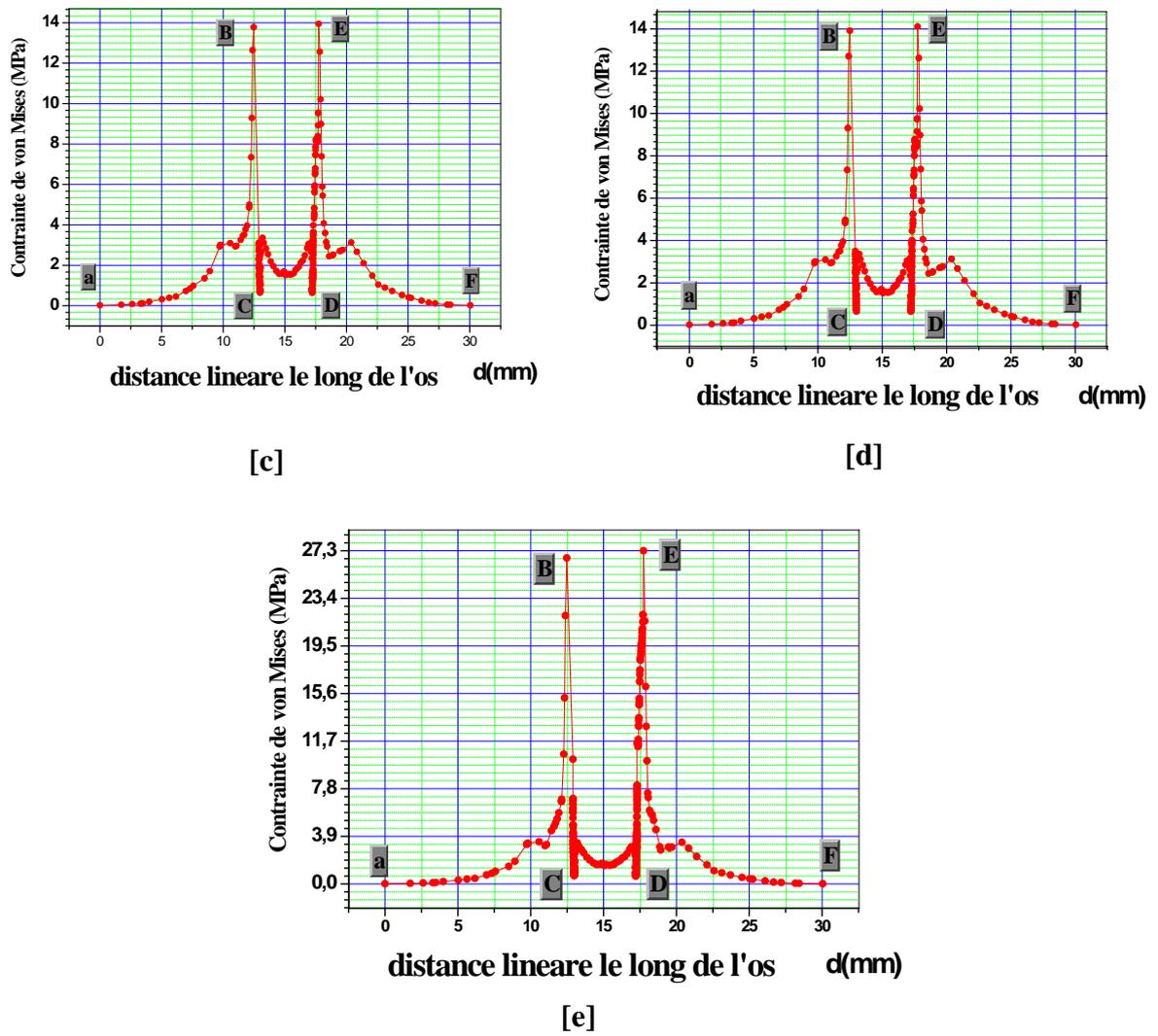


Figure 16. Variation de contrainte équivalente suivante la direction disto- mésial.

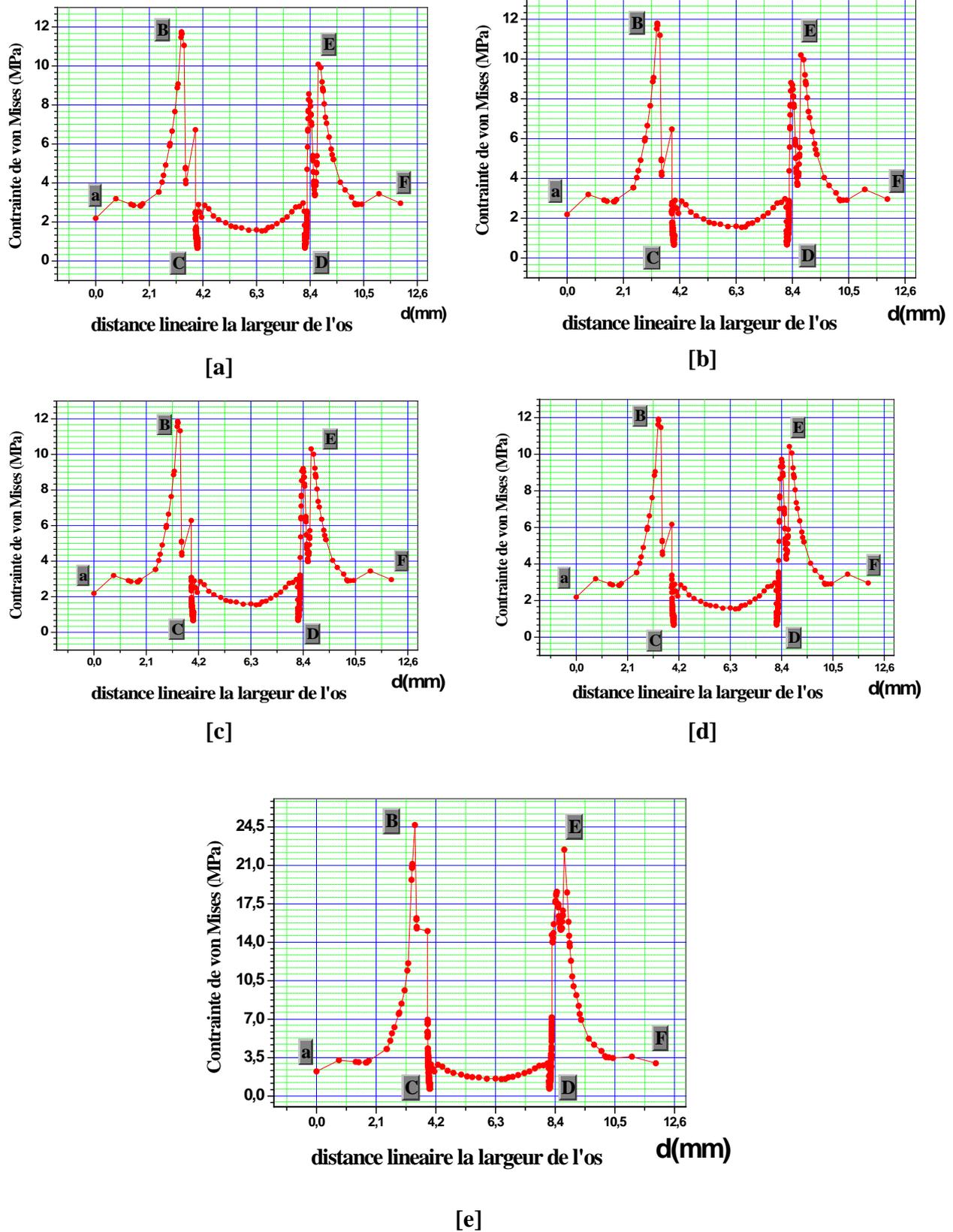


Figure 17. Variation de contrainte équivalente suivant la direction bucco-linguale.

Les résultats de ce chapitre montrent que la surcharge occlusale est la principale cause de complications implants biomécaniques, incluent la fracture et/ou de descellement de l'implant lumineaire et/ou des composants prothétiques. Il peut également perturber le lien complexe entre la surface de l'implant et l'os, conduisant à la perte osseuse péri-implantaire et implant éventuelle défaillance.

Les forces occlusales sont plus grandes dans cette région, et avec ou sans habitudes para-fonctionnelles, elles peuvent facilement compromettre la stabilité de la restauration [18,19]

La restauration d'une seule molaire a historiquement constitué un défi en termes de forme et de fonction. Les dimensions d'une molaire dépassent celles de la plupart des implants standards, créant la possibilité d'une surcharge fonctionnelle entraînant la défaillance du système implantaire [20]. Les paramètres cliniques régissant le projet de restauration doivent être soigneusement évalués à la lumière de la disponibilité des implants et des composants qui fournissent une myriade d'options de diamètres, de configurations de plate-forme et de connexions prothétiques. Beaucoup de ces nouveaux systèmes pour ces restaurations sont prometteurs. A travers cette étude on peut viser les problématiques suivant :

4.8.1. Le diagnostic occlusal

Les complications consécutives aux restaurations sur implants peuvent être attribuables à différents facteurs : elles peuvent être d'origine biologique ou mécanique [21-24]. Il faut tenir compte des facteurs biomécaniques pouvant mener à des complications au moment de la conception de la prothèse. La stabilité occlusale est possible lorsque l'on reconnaît, corrige ou compense pour les variables à l'origine des échecs dans la conception de la prothèse définitive.

La charge occlusale est le facteur le plus important sur le plan de la stabilité [25,26]. Une charge trop importante peut entraîner un desserrement

et la rupture des vis piliers [27-29] si on ne la détecte pas. La surcharge peut aussi endommager les implants et la superstructure et mener à une perte de l'osséointégration [30]. La surcharge peut se manifester si la prothèse sur implants est conçue avec un soutien par implant inadéquat pour une charge occlusale normale. La solution consiste à poser des implants en nombre suffisant pour bien soutenir la prothèse [31]. Le rapport généralement admis entre les implants et les unités prothétiques est de 1:1. Ce rapport peut cependant varier dans le cas des restaurations postérieures. Selon la qualité variable de l'os ou sa largeur insuffisante, il peut être nécessaire de recourir à la pose de 2 implants par molaire remplacée [32]. On peut poser 2 implants sur les crêtes plus étroites afin d'apporter un meilleur soutien contre-rotationnel et occlusal et élargir la surface disponible pour l'osséointégration. La pose de 2 implants à angle décalé permet aussi d'obtenir un soutien en sens opposé et de diminuer la pression sur les vis piliers posées à angle.

Les forces d'occlusion anormales, comme celles causées par le bruxisme ou le serrement des dents, peuvent aussi être sources de complications¹². Elles ne constituent pas une contre-indication à la dentisterie prothétique, mais on doit les diagnostiquer et prévoir une façon de compenser leurs effets dans la conception de la prothèse définitive. On doit obligatoirement recourir à des dispositifs protecteurs d'appoint.

Il faut aussi vérifier et confirmer la stabilité des dents existantes avant la pose de toute prothèse fixe sur implants. Il faut déceler et corriger toute mobilité de la dentition existante. La mobilité clinique de la dentition existante accentue la tension occlusale sur la prothèse sur implants. Les interférences inter-occlusales doivent aussi être corrigées. Il arrive souvent que l'on détecte trop tard ces interférences qui faussent la réalisation finale de la nouvelle prothèse. La stabilité de l'occlusion repose sur des points de contact stables en occlusion centrée, une bonne guidance excentrique et un support parodontal fiable.

4.8.2. La conception occlusale et la guidance

La conception occlusale des prothèses partielles fixes sur implants est fondée sur les principes conventionnels de la restauration. La clé du succès est une bonne guidance excentrique antérieure. Il faut chercher à minimiser toute force latérale exercée sur toute prothèse sur implant, et principalement dans la zone antérieure (où les forces latérales sont les plus importantes) [32]. Cela peut être difficile dans le cas des prothèses partielles antérieures fixes. La guidance de toute prothèse antérieure sur implants devrait reposer sur la dentition antérieure ou postérieure existante (protrusion, fonction canine, fonction de groupe) qui fournissent une rétroaction proprioceptive et aident à maîtriser l'intensité des forces latérales.

Pour ce qui est des prothèses fixes complètes impliquant toute une arcade, la conception occlusale est beaucoup plus compliquée et controversée. La guidance occlusale est fonction de la taille, du nombre, de l'emplacement et de l'angle des implants, de la qualité de l'os, des caractéristiques de la dentition opposée, des antécédents para-fonctionnels et des caractéristiques d'occlusion.

L'étape de la prothèse transitoire est aussi cruciale pour le diagnostic des variables statiques et dynamiques de l'occlusion. Un modèle transitoire fixe et amovible aide à déterminer les habitudes d'occlusion que l'on ne peut autrement déceler d'emblée. On peut alors compenser leurs effets dans la réalisation de la prothèse finale. L'étape de la prothèse transitoire permet aussi de vérifier des hypothèses quant à l'occlusion [33]. La conception occlusale dépendra à la fois du choix des piliers, de la longueur et du contour de la restauration et de la dimension de la table occlusale.

4.8.3. La conception de la prothèse dentaire

Tous les types de restaurations ou de conceptions prothétiques ne conviennent pas à tous les patients. Dans certains cas, on peut préférer la prothèse sur piliers vissés; dans d'autres, la prothèse cimentée est

appropriée. La conception de la prothèse est fonction de certaines variables comme l'esthétique, l'occlusion, l'angle des implants, l'emplacement de l'implant et le type de mécanisme permettant d'enlever la prothèse.

Un ajustage passif du squelette lors de l'essayage en bouche est essentiel à la stabilité des prothèses sur implants. Un ajustage non passif aura pour effet de créer des tensions dans les vis de raccordement et les vis piliers ainsi que sur les implants. Ces tensions peuvent mener à une rupture prématurée des vis, à des dommages à la prothèse et à des complications d'osséointégration. Il y a corrélation directe entre les écarts d'ajustage et la tension exercée dans la prothèse [34]. On minimisera les complications cliniques et en laboratoire en s'assurant que les piliers ou les chapes d'empreintes sont bien en place avant la prise des empreintes. La technique de laboratoire devrait permettre de minimiser les contractions et imprécisions dues à la coulée, et une technique d'essai non passive du squelette devrait amener un ajustage stable et passif [35].

Depuis plusieurs années, on utilise avec succès la prothèse en cantilever en prothodontie. Cette conception renaît maintenant en dentisterie sur implant [36]. Pour des raisons anatomiques, il est souvent impossible d'obtenir un rapport 1:1 entre les implants et les unités prothétiques. Dans le cas des restaurations sur implants au niveau du sextant postérieur, on a souvent recours à une prothèse distale en cantilever. Ce modèle s'est avéré nécessaire en raison de la qualité ou de la quantité déficientes de l'os dans les sextants postérieurs. L'usage de la prothèse en cantilever nécessite des précautions [37]. Les points les plus faibles du cantilever sont l'emplacement et la dimension du pontique et l'intensité des forces de mastication en occlusion. Ces forces ont tendance à s'accroître au niveau des pontiques en cantilevers distaux, c'est pourquoi on préfère le cantilever mésial au cantilever distal. Pour le pontique, on recommande un plan occlusal étroit.

Le sur contour d'une restauration antérieure ou postérieure aura aussi l'effet d'un cantilever et accroîtra la tension dans la structure à l'application

d'une charge. Le choix des bons piliers devrait permettre de compenser les légères irrégularités des angles des implants et aider à compenser les facteurs reliés à l'occlusion. Un plan occlusal élargi aura pour effet d'accentuer la tension sur les vis piliers. Les problèmes d'angle importants peuvent constituer une contre-indication au recours à la prothèse fixe sur implants [38].

On a observé une nette amélioration de la stabilité entre le pilier et l'implant par la pré-charge et le serrage des composantes. Le serrage à main s'est révélé peu fiable²⁶, mais le serrage mécanique s'avère prévisible et permet de réduire sensiblement le desserrement des composantes des implants. L'usage de la clé dynamométrique constitue maintenant la norme pour l'insertion et le serrage des composantes des implants. Plusieurs des systèmes de piliers actuellement offerts indiquent clairement le couple de serrage requis pour obtenir une stabilité optimale.

5. Conclusion

La charge occlusale est une variable importante dans le succès ou l'échec de la plupart des restaurations prothétiques. Les dents naturelles offrent un certain degré de flexibilité permettant de compenser toute irrégularité occlusale. La dentisterie sur implant n'a pas cette latitude. L'état de l'occlusion doit être bien diagnostiquée, corrigée ou compensée, et elle doit être bien intégrée dans la réalisation de la prothèse finale. L'évaluation de l'occlusion doit être plus rigoureuse dans le cas des prothèses dentaire.

Références bibliographiques

- [1] Ting W, Wenhe L, Ning D, Chunbo T. Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis. *Int J Biomech* 2010;43:1941–6.
- [2] Giovanni S, Alberto T. Extent and location of bone loss at dental implants in patients with peri-implantitis. *Int J Biomech* 2011;44:267–71.

-
- [3] Xiaohua Z, Hao H, Liang Z, Yingying W, Yanying W, Ping G. A potential therapeutic approach to overload-induced bone loss around implant: parathyroid hormone. *Int J Med Hypotheses* 2011;77:701–4.
- [4] Lian ZQ, Guan H, Loo YC. Optimum degree of bone-implant contact in bone remodelling induced by dental implant. *Procedia Eng* 2011;14:2972–9.
- [5] Xiao-Xiang W, Lei X, Rizhi W. Biological fabrication of nacreous coating on titanium dental implant. *Int J Biomater* 2005;26:6229–32.
- [6] Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A 589 clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143–52.
- [7] Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence 605 marginal bone loss and fixture success in the Branemark System. *Clin Oral Implants Res* 1992;3:104–11.
- [8] Hobkirk JA, Wiskott HW. Biomechanical aspects of oral implants: consensus report of working group I. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:52–4.
- [9] Meyer U, Vollmer D, Runte C, Bourauel C, Joos U. Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. *J Maxillofac Surg* 2001;29:100–5.
- [10] Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *J Mater Des* 2011;32:282–90.
- [11] Assunc W, Gomes E A, Bara V, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: a finite element analysis. *J Cran Surg* 2010;21:689–95.
- [12] Jie Y, Hong-Jun X. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. *Int J Biomech* 2007;40:2377–85.
- [13] Caglar A, Aydin C, Ozen J, et al. Effects of mesiodistal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21:36–44.
- [14] Eriko K, Roxana S, Shuichi N, Osamu M. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implant Res* 2004;15:401–12.

-
- [15] Oguz K, Emir Y, Fehmi E. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. *J Adv Eng Softw* 2006;37:649–58.
- [16] Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4(3):241–7.
- [17] Mihalko WM, May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of the interface geometry effects on the Cortical bone surrounding a dental implant. *Implant Dent* 1992;1(3):212–7.
- [18] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three dimensional finite element analysis of stress distribution around a single tooth implants as a function of bone support, prostheses type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633–40.
- [19] Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997;23:104–11.
- [20] O'Mahony A, Bowles Q, Woolsey G, et al. Stress distribution in the single unit plant: finite element analyses of axial and offaxial loading. *Implant Dent* 2000;9(3):207–18.
- [21] Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implant Res* 2008;3:303–13.
- [22] Eskitascioglu G, Usumez A, Sevimey M, Soykan E, Unsal E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004;91:144–50.
- [23] Celletti R, Parmeijer CH, Bracchetti G, et al. Histologic evaluation of osseointegrated implants restored in non axial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodontol Rest Dent* 1995;15:563–73.
- [24] Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:465–8.
- [25] Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:131–41.
- [26] Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W. Reactions of periimplant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;114(3):292–8.

-
- [27] Hurzler MB, Quinones CR, Kohal RJ, et al. Changes in peri-implant forces subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol* 1998;69:396–404.
- [28] De Pauw GA, Dermaut LR, Johansson CB, Martens G. A histomorphometric analysis of heavily loaded and non-loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:405–12.
- [29] McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures. A comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:35–9.
- [30] Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant–abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511–9.
- [31] Binon PP. The effect of implant–abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149–60.
- [32] Spray JR, Black CG, Morris HF, Ochi S. The influence of bone thickness on facial marginal bone response: stage 1 placement through stage 2 uncovering. *Ann Periodontol* 2000;5:119–28.
- [33] Chen L, He H, Li Y, Li T, Guo X, Wang R. Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures. *J Trans Nonferr Met Soc China* 2011;21:1602–10.
- [34] Gefen A. Computational simulations of stress shielding and bone resorption around existing and computer-designed orthopaedic screws. *J Med Biol Eng Comput* 2002;40:311–22.
- [35] Rubo JH, Capello Souza EA. Finite element analysis of stress on dental implant prosthesis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010;12:105–13.
- [36] Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodelling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(9):345–60.
- [37] Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K. The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: a histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:677–83.
- [38] Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Ould Chikh B, Mootanah R, Aminallah L, Serier B, et al. Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading. *Mater Des* 2012;36:705–13.

CHAPITRE IV

**Effet d'une cavité carieuse sur le
comportement biomécanique du
système parodontal**

Chapitre IV

Effet d'une cavité carieuse sur le comportement biomécanique du système parodontal

- Introduction
- Approche méthodologique et étude paramétrique
- Conditions aux limites
- Modèles de matériaux et états d'interface
- Modèle d'éléments finis
- Résultats
 - Contraintes dans l'émail
 - Contraintes dans la dentine
 - Contraintes dans la pulpe
 - Contraintes dans le ligament parodontal (PDL)
 - Contraintes dans l'os alvéolaire
- Discussion
- Conclusion
- Références bibliographiques



4

Effet d'une cavité carieuse sur le comportement biomécanique du système parodontal

Introduction

La dent, élément indispensable à la mastication et remplissant aussi une fonction liée à l'esthétique, est soumise à de nombreuses sollicitations mécaniques et se situe dans le milieu buccal, qui est un milieu à la fois complexe et agressif : humidité, compositions fluctuantes, variations de la température et contact avec l'oxygène [1].

Les tissus dentaires sont composés de la dentine, de la pulpe, du cément et de l'émail. La figure ci dessous illustre ces différentes parties principales de la dent [2].



Figure 1. Parties composantes de la dent.

1. *L'émail* : tissu le plus minéralisé et le plus dur de tout le corps humain. Recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal, et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. Ce tissu est composé de longs prismes d'hydroxyapatite.
2. *La dentine* : constitue avec la pulpe la plus grande partie de la dent ; recouverte dans sa partie coronaire par l'émail. En contact avec la pulpe, elle est formée notamment d'odontoblastes, cellules spécialisées se prolongeant depuis la pulpe dans les tubuli dentaires. Peu minéralisée, partie organique formée surtout de collagène.
3. *La pulpe* : tissu mou fortement vascularisé et innervé au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. Il s'agit du tissu le plus sensible des tissus dentaires.
4. *Le cément* : tissu minéralisé recouvrant la racine. Tissu conjonctif le moins dur des trois tissus dentaires.

La dent, organe spécial dans la série animale par sa constitution, sa position et ses usages, est, bien que soumise aux lois générales de l'organisation, susceptible de présenter un ensemble de lésions d'une nature toute particulière, en raison même de la spécialité de ses caractères. Située à l'extérieur du corps comme dépendance du système tégumentaire, et classée dans l'ordre des produits, elle est soumise chez l'homme dans la cavité de la bouche à des influences de nature physique ou chimique, au milieu des réactions diverses dont cette cavité est le réceptacle, et c'est, nous le démontrerons, à une altération de cet ordre que la carie doit naissance [3].

Les dents naturelles, notamment les dents antérieures, ont la capacité d'amortir un impact en emmagasinant l'énergie d'une force en se déformant de manière élastique et en libérant cette énergie quand la charge est supprimée [4]. Cette capacité à stocker l'énergie sans subir de dommage irréversible, appelée résilience, est inhérente aux dents antérieures.

Ce phénomène est assuré par la dentine qui constitue l'élément élastique de l'organe dentaire, mais sa flexibilité serait trop importante par rapport à sa fonction sans la présence de la coque d'émail rigide.

Comme tout tissu ou organe du corps humain, une dent peut se détériorer (caries ou accident) figure 2, devenir malade puis tomber. Or, les conséquences principales d'une dent manquante sont assez graves et gênantes : d'une part, l'os de la gencive situé sous la dent manquante ne subira plus de sollicitation mécanique, ce qui ne favorisera pas la régénération osseuse (phénomène de dégénérescence osseuse) ; d'autre part, l'aspect esthétique d'une bouche avec une dent manquante est très gênant pour la personne touchée [5].

L'organe dentaire, considéré individuellement, est susceptible de présenter un certain nombre d'affections qui sont pour la plupart fort peu connues [6]. Parmi ces affections, celle qui est désignée sous le nom de carie est assurément la plus fréquente et en même temps une des plus graves, car, abandonnée à elle-même, elle peut occasionner par ses phénomènes immédiats des douleurs plus ou moins aiguës, et entraîner par ses conséquences ultérieures la destruction d'un certain nombre ou de la totalité des dents, des complications parfois sérieuses dans la bouche et les régions voisines, des troubles des fonctions digestives et de la santé générale. Pour bien l'appréhender le comportement biomécanique de dents endommagées par l'effet de cavité carieuse, il faut d'abord avoir compris la mécanique qui fournit l'ensemble des méthodes et des principes nécessaires à son étude.



Figure 2. Une dent saine et une dent cariée [5].

Toutefois, pour expliquer le comportement des systèmes dentaires, la simple description des réactions mécaniques des matériaux qui les composent est nécessaire mais insuffisante. Dans ce domaine, la complexité vient de l'association des structures, dont le comportement biomécanique est varié et qui reçoivent et supportent des matériaux aux caractéristiques biomécaniques connues [7-9]. On comprend donc mieux l'importance d'analyser ces structures complexes par des techniques numérique in vitro en utilisant la méthode des éléments finis.

Cette méthode est un outil de modélisation utilisé dans des domaines variés de la médecine et surtout de la chirurgie comme l'orthopédie [10], la traumatologie et la chirurgie cardiovasculaire. Mais cet outil présente également de nombreuses applications dentisterie. Nous présentons l'intérêt de cette méthode en exposant les principes de modélisation par cette méthode ainsi que les différents champs de contraintes dans un système parodontal.

Le but de ce chapitre est de modéliser la structure des différentes composantes d'un système parodontal afin de définir une configuration géométrique fidèlement correspondante, pour ensuite analyser l'effet de la présence d'un défauts pathologique (carie dentaire) sur la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur les principes de la méthode des éléments finis.

Avant de prendre en détail dans les prochains chapitres le comportement biomécanique des implants dentaires, nous proposons de réaliser une étude préliminaire de ce comportement pour la dent naturelle cariée afin de voir de plus près la répartition des contraintes dans l'os ainsi que dans cette dent tout en expliquant l'influence de cette carie située dans la partie coronale sur la répartition des contraintes dans les composants du système parodontal. Afin de réaliser cette tâche nous utilisons une analyse basée sur la méthode FEM.

Dans cette section, et afin d'étudier le comportement de la dent avec sa structure d'appui, nous proposons de pousser l'analyse de la deuxième molaire inférieure et sa structure à savoir le ligament parodontal et l'os alvéolaire environnant qui vont être développés.

1. Approche méthodologique et étude paramétrique

Les méthodes numériques permettent d'évaluer la répartition des contraintes et des déformations en prenant en compte les hétérogénéités dans les matériaux dentaires (plusieurs couches, discontinuités, etc.), la géométrie des cavités carieuses, et la structure complexe de la dent et de l'alvéolaire afin d'estimer le degré de stabilité des sites osseux, et d'évaluer l'influence biomécanique l'efficacité d'un confortement.

L'exemple de carie dentaire étudiée, située à la deuxième prémolaire, est constituée d'une cavité creusée dans la partie coronale de la dent. L'os alvéolaire est un terrain fortement anisotrope et traverse de discontinuités naturelles très inclinées sur l'horizontale. La cavité a une forme grossièrement aléatoire, de 3.7 mm² de surface de l'émail avec une hauteur variable de 2.5 à 3mm. Une étude structurale précise a été conduite sur les sites osseux, accompagnée de mesures de déformations et de contraintes.

Le modèle original en 3D d'une section mandibulaire avec une dent a été construit en utilisant un logiciel de balayage tomographique (CT) prévu pour ce but. Ensuite, les logiciels *Mimics 4.8* et *Solidworks*, ont été utilisés afin de générer le modèle 3D final. (Figure 3)

L'os mandibulaire a été modélisé comme noyau de l'os spongieux entouré par une couche de l'os corticale d'épaisseur de 1.9 mm. La largeur et la longueur du modèle de l'os cortical sont de 15.95 mm et de 23.15 mm, respectivement. (Figure 4)

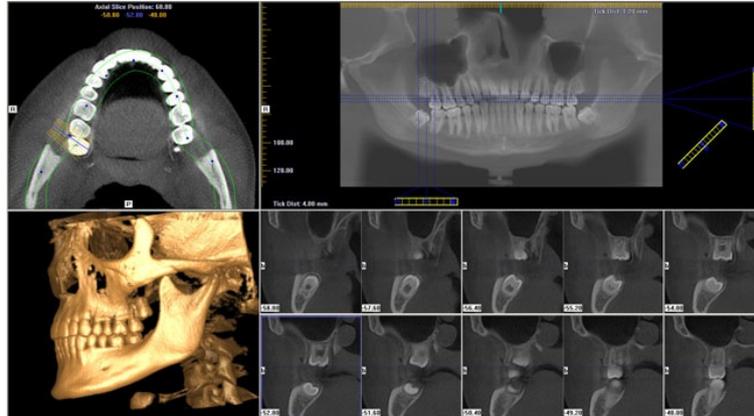


Figure 3. Tomographie par ordinateur de patient.

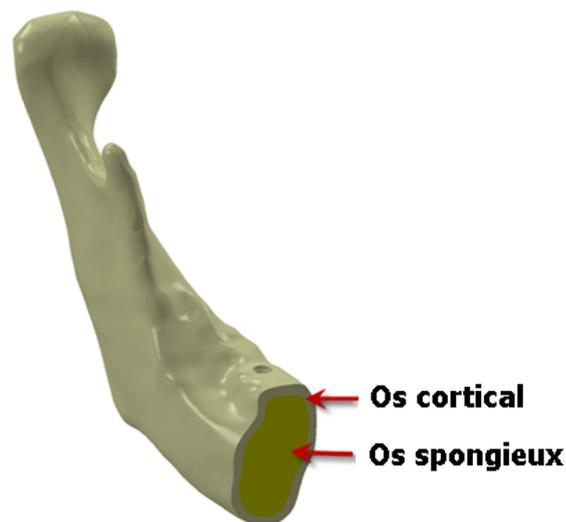


Figure 4. Modèle géométrique en 3D de l'os mandibulaire.

Afin de mieux comprendre l'effet de la carie dentaire sur le comportement biomécanique du système parodontal, deux différents types de systèmes dentaires ont été comparés :

- a. Une dent prémolaire saine qui est principalement constitué de quatre composantes : (a), émail (b) dentine, (d) pulpe, et (e) ligament. (Figure 5)
- b. Une dent prémolaire infectée par une carie.

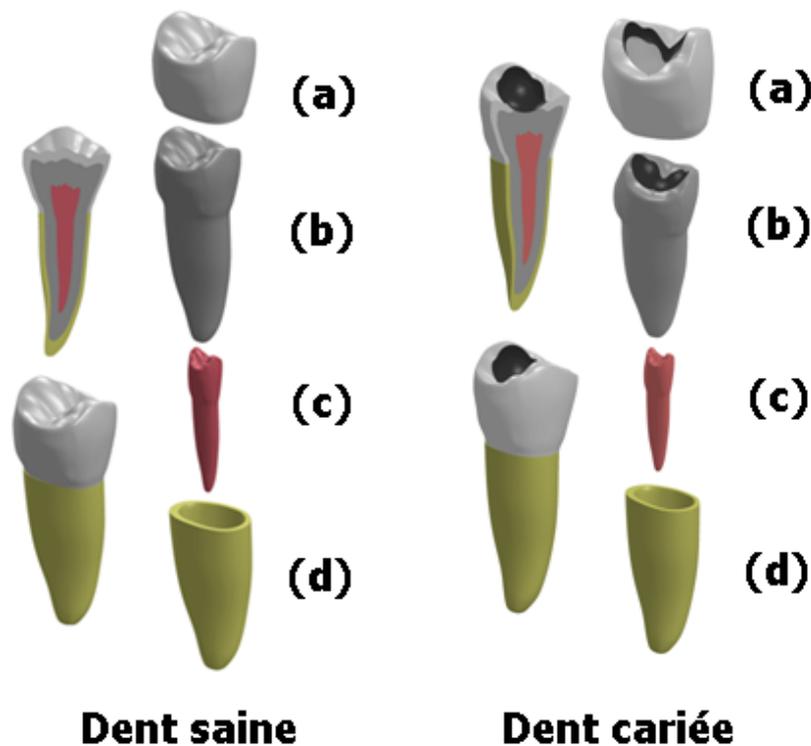


Figure 5. Composants des systèmes dentaires.

2. Conditions aux limites

La dent pendant son fonctionnement dans la cavité buccale est soumise à différents types de charges, souvent difficile à reproduire et mesuré. Dans la plupart des recherches actuelles, des charges statiques ont été appliquées à la place des charges dynamiques cycliques plus réalistes [11,12].

La base du modèle est considérée comme ayant un déplacement nul, cette condition est appliquée pour retenir toutes les formes de mouvements de translation et de rotation. Une charge dynamique occlusale combinée de 114,6 N, 23,4 N et 17,1 N en direction corono-apicale, disto-mésial et bucco-lingual a été appliquée respectivement en 4 s sur la surface supérieure de la

couronne afin d'estimer l'effet de la charge sur les composantes des modèles [11-14], Fig. 1 La charge verticale a été appliquée à la surface centrale de la face occlusale de la couronne. Les autres surfaces sont traitées surfaces libres avec zéro charges.

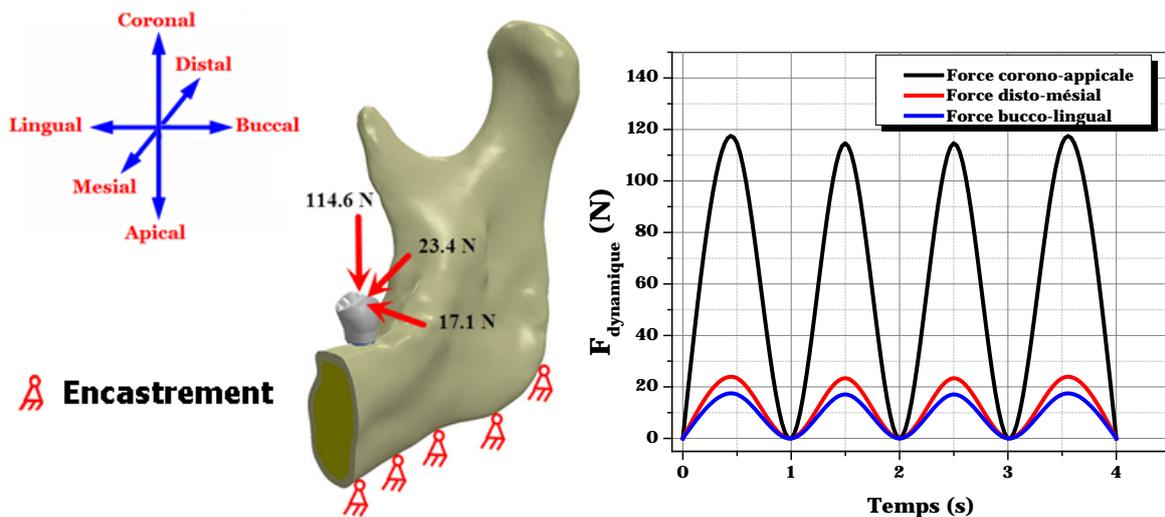


Figure 6. Conditions aux limites et types de chargement appliqué.

3. Modèles de matériaux et états d'interface

L'interface entre toutes les composantes sont traités comme une interface parfaitement collé [11,12]. En réalité, comme le matériau de l'os, n'est ni homogène, ni isotrope, et doit être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe [3,15]. Pour simplifier l'analyse par éléments finis, il a été supposé, élastique linéaire et homogène [9,11,12,16]. Sur la base de ces, nous avons considéré que tous les matériaux, dans nos modèles, d'être homogène, isotrope ou anisotrope et élastique linéaire [10-12]. Les propriétés mécaniques de l'émail, la dentine, la pulpe, PDL, et de l'os cortical et spongieux, utilisé dans cette étude sont donnés dans le tableau I.

<i>Composante</i>	<i>Matériau</i>	<i>Module Élastique E (GPa)</i>	<i>Coefficient de Poisson ν</i>	<i>Densité ρ (kg/m³)</i>
<i>Mandibule</i>	<i>Os Cortical</i>	$E_x = E_y = 11.5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3.6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	1100
	<i>Os Spongieux</i>	3	0,29	270
<i>Deuxième Prémolaire</i>	<i>Email</i>	84.1	0.2	240
	<i>Dentine</i>	18.6	0.31	203
	<i>Pulpe</i>	0.002	0.45	95
	<i>Ligament Parodontal (PDL)</i>	6.89×10^{-5}	0.45	135

Tableau 1. Propriétés mécaniques des matériaux utilisés [14-16]

4. Modèle d'éléments finis

Le maillage des composants est simple et se compose d'éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds (Figure 8). Puisque le ligament parodontal (PDL) expérimente les plus importantes contraintes et déformations sous un chargement occlusal, il est donc nécessaire de mailler cette composante en petits éléments (Figure 9) afin d'assurer une précision optimale dans les calculs [17]. Par conséquent, le système parodontal et l'os devront être maillés avec des éléments de plus en plus de grande taille que la distance de l'interface augmente.

<i>Composante</i>	<i>Taille d'élément (mm)</i>	<i>Nombre d'éléments</i>	
		<i>Prémolaire saine</i>	<i>Prémolaire cariée</i>
<i>Email</i>	0.3	8,996	6,548
<i>Dentine</i>	0.3	84,527	82,795
<i>Pulpe</i>	0.3	13,175	13,175
<i>Ligament Parodontal (PDL)</i>	0.2	69,121	69,121
<i>Mandibule</i>	0.2-1.00	118,371	118,371

Tableau 2. Taille et nombre des éléments utilisés pour la dent et sa structure d'appui.

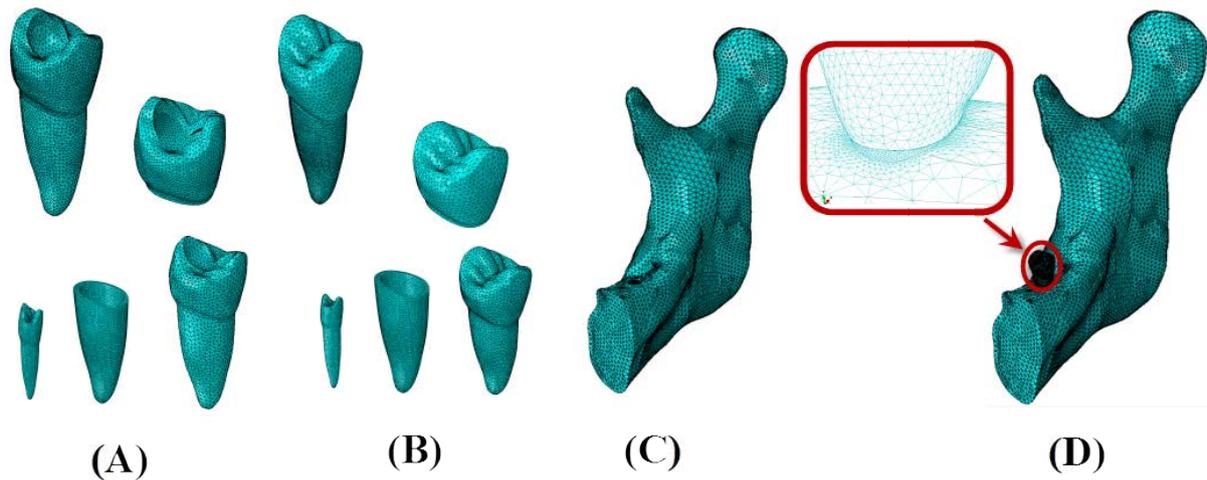


Figure 7. Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques ;
(A) : Système sain, (B) : Système infecté, (C) : l'os alvéolaire, (D) : le système complet

5. Résultats

Nous proposons dans cette étude de dresser une analyse approfondie sur la répartition de la contrainte équivalente de von Mises dans les différents composants de deux systèmes prémolaires inférieures humaine (saine et cariée) et de ses tissus de soutien entourant (osseuses et PDL). Une contrainte de von Mises est une variable scalaire définie en termes de toutes les composantes des contraintes individuelles, ce qui lui permet de mieux représenter l'état de contraintes, est considéré comme un outil approprié pour représenter l'état de contrainte dans les matériaux d'ingénierie pour prédire leur échec, est largement utilisé au cours des dernières études biomécaniques des dents, des os, PDL et implants [18-20]. La variation de l'état de contrainte global pour chaque composant des modèles sont présentés sous l'effet de la charge dynamique combinée. Une analyse qualitative et quantitative a été menée sur la base de l'échelle de couleur visuelle progressive d'ABAQUS, allant du bleu foncé (minimum-virtuel pas d'état de contrainte) au rouge (état d'échec maximale potentielle), comme le montre la figure 8.

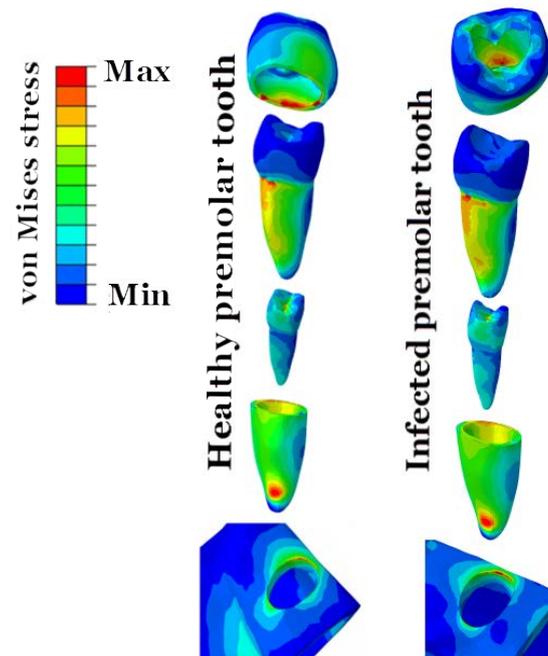


Figure 8. Distributions des contraintes de von Mises allant du bleu foncé au rouge

La contrainte équivalente principales en X, Y, Z est donnée par la formule

$$\text{suivante : } \sigma_e = \frac{1}{2} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right]^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

Les valeurs des contraintes maximales dans chacune des composantes des modèles sous différentes charges sont présentés dans le tableau II et la figure 9.

Composante	Prémolaire seine	Prémolaire cariée
Email	41.728	49.022
Dentine	32.548	29.227
Pulpe	3.999 E-03	3.580 E-03
Ligament Parodontal (PDL)	2.473	2.609
Os Cortical	15.752	21.641
Os Spongieux	3.765	3.824

Tableau 3. Valeurs maximales des contraintes de von Mises dans les Composantes de deux modèles (saine/ cariée)

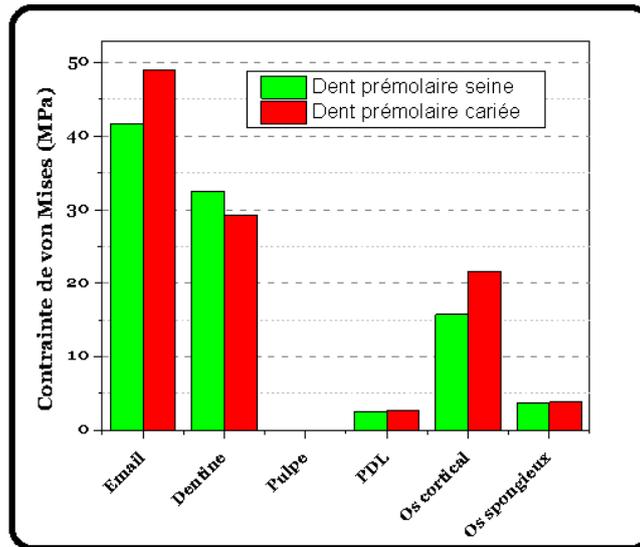


Figure 9. Histogramme des contraintes dans les deux systèmes parodontaux (saine et cariée)

5.1. Contraintes dans l'émail

La distribution des contraintes dans ce composant a été analysée sous l'effet de la charge dynamique combinée. Ce type de chargement engendre une concentration de contrainte importante sur l'émail. La figure 10 représente la répartition de contraintes de von Mises dans l'émail pour les deux prémolaires (saine et cariée). Dans les deux modèles, les contraintes maximales de von Mises ont été observées dans la zone de connexion émail-dentine sur la marge distale. Ces fortes concentrations de contrainte est associé à l'application des charges masticatoires triaxiales. D'autre part, nous avons vu que la présence de la cavité dentaire conduit à une amplification du niveau de contrainte. Ces contraintes peuvent être conduites un amorçage d'une fissure dans l'émail pendant le fonctionnement physiologique. En outre, les intensités des contraintes de von Mises dans les autres zones sont un peu faibles.

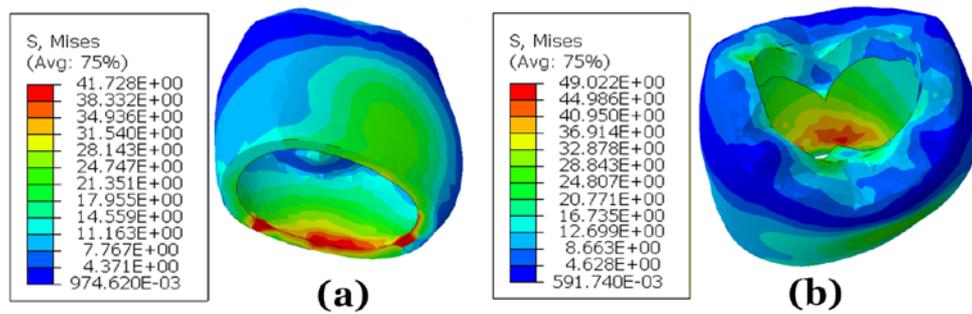


Figure 10. Distribution des contraintes dans l'émail ;
(a) : Système sain, (b) : Système infecté.

5.2. Contraintes dans la dentine

La figure 11, représente la répartition des contraintes de von Mises au sein des deux dentines (saine et infectée). Cet élément connu également des contraintes sur le même côté que celui de l'émail. Ces contraintes sont fortement concentrées sur un côté de la marge cervicale de la dent en contact avec la couche corticale de l'os à la partie supérieure de la fixation de la dent dans le système parodontal.

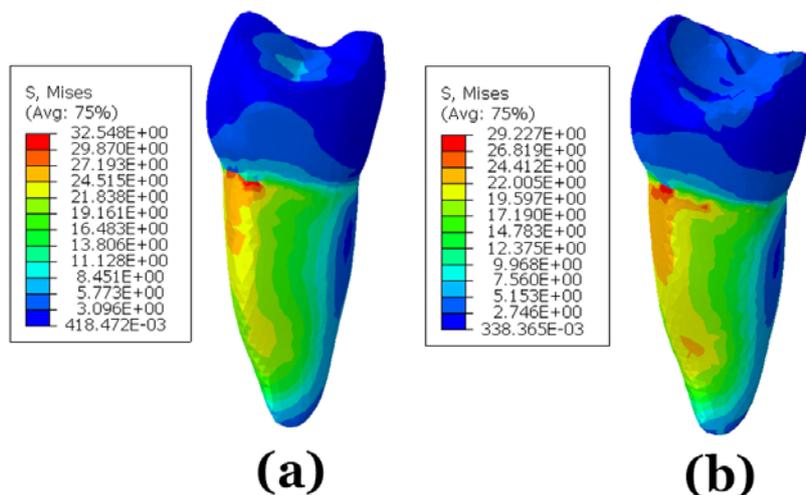


Figure 11. Distribution des contraintes dans la dentine ;
(a) : Système sain, (b) : Système infecté.

5.3. Contraintes dans la pulpe

Dans la pulpe les contraintes étaient significativement plus faibles dans tous les cas en raison de son bas module d'élasticité (environ 0.002 GPa). Toutefois, l'étude que nous avons menée montre que ces contraintes sont les

plus faibles par rapport à celles au sein des autres composants du système parodontal. D'autre part, les contraintes maximales sur cette composante sont localisées sur les sillons dans le sens disto-mésial. Ces contraintes réduisent progressivement vers la partie apicale de la pulpe (Figure 12).

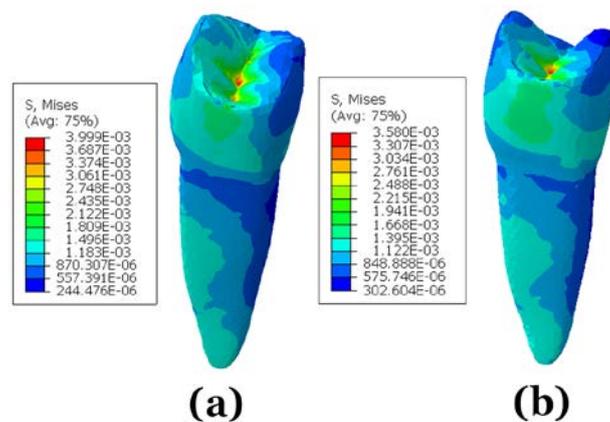


Figure 12. Distribution des contraintes dans la pulpe ;
(a) : Système sain, (b) : Système infecté.

5.4. Contraintes dans le ligament parodontal (PDL)

La figure 13 représente la distribution de contrainte de von Mises dans le ligament parodontal (PDL) pour les deux prémolaires (saine et infectée). Nous avons constaté que le ligament parodontal a subi une concentration de contraintes dans la région cervicale de son contact avec la dent et l'os alvéolaire. Constatons également une autre concentration de contraintes au niveau de la partie apicale du PDL en contact avec les apex des racines de la dent. d'autre part, la présence d'une carie dentaire conduit à une augmentation des contraintes dans le PDL de la dent infectée. Cette étude montre pour les deux modèles que Le PDL est capable d'absorber les pics de contraintes sous forme de déformations élastiques pendant la mastication par l'effet d'une surcharge occlusale.

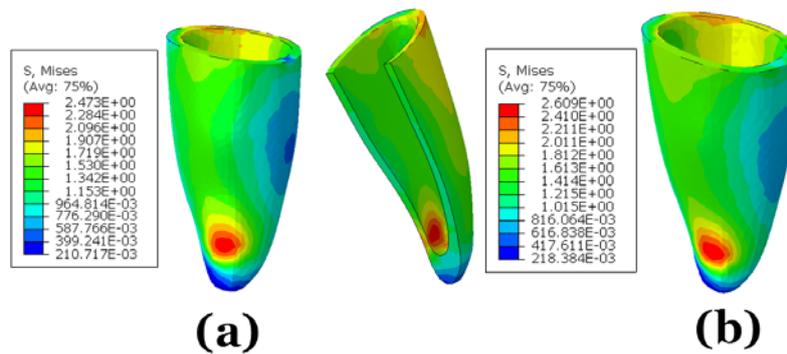


Figure 13. Distribution des contraintes dans le PDL ;
(a): Système sain, (b): Système infecté

5.5. Contraintes dans l'os alvéolaire

La distribution des contraintes de Von Mises pour l'os alvéolaire avant et après l'infection dentaire est présentée dans la figure 14. Cet organe a également présenté une concentration de contraintes dans la région cervicale de l'os cortical, coïncidant avec cette même région du ligament parodontal. d'autre part, nous constatons que les valeurs de ces contraintes sont très faibles dans l'os spongieux que celles qui sont dans l'os cortical. Cela est dû aux faibles propriétés mécaniques de cette composante du fait que son module de Young est approximativement dix fois plus petit que celui qui est pour l'os cortical. Ces résultats montrent également que le niveau des contraintes à l'interface de l'os cortical du système infecté est supérieur à celui pour modèle sain.

Dans la seconde partie de ce travail, les deux modèles ont été comparés afin d'étudier l'effet d'une dent cariée sur la distribution de contraintes dans l'os mandibulaire. Ces contraintes ont été obtenues à partir de l'analyse permettant l'examen de l'effet d'une charge masticatoire combinée sur le comportement biomécanique. La figure 15 montre des allures au long de l'interface Os-PDL aux sections cervicale, bucco-linguale et disto-mésial exprimant les différentes variations des contraintes dans l'os mandibulaire à ces interfaces.

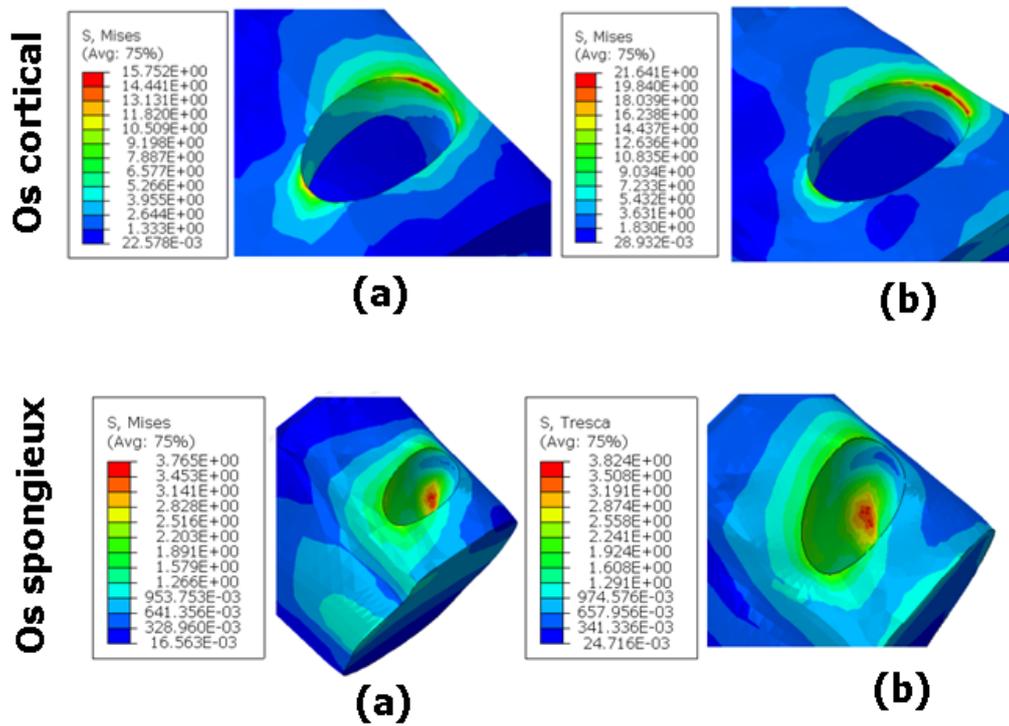


Figure 14. Distribution des contraintes dans l'os alvéolaire; (a): Système sain, (b): Système infecté.

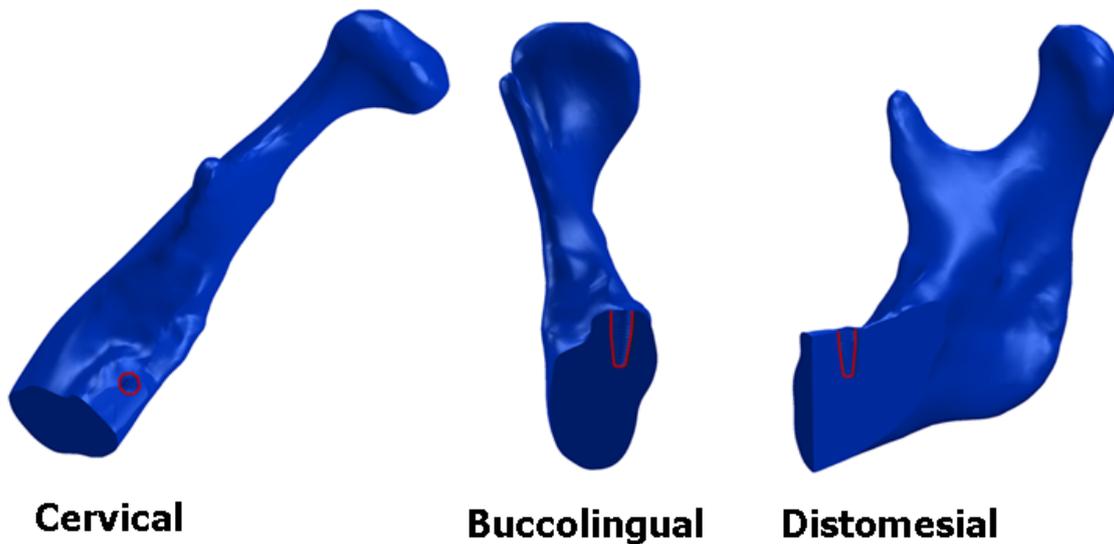


Figure 15. Représentation en allures de l'interface Os-PDL

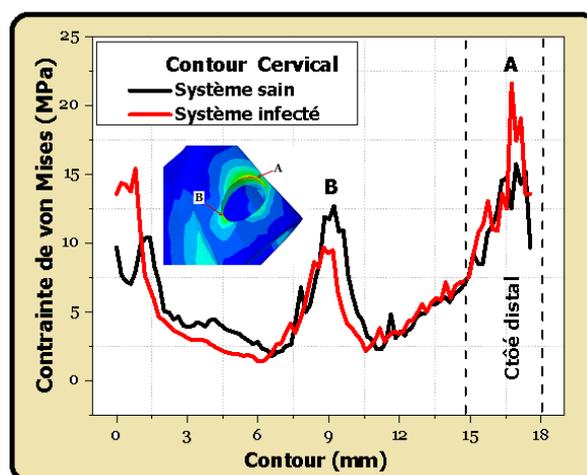
Afin de mieux analyser les niveaux des contraintes ci-dessus citées, les figures (16.a, b et c) exprime les courbes représentant les valeurs de ces contraintes pour l'interface cervicale, buccolinguale et mésio-distale de l'os en contact avec la racine de la dent. En analysant ces courbes, nous avons

pu enregistrer le niveau de contraintes le plus élevé dans la région cervicale de l'os cortical du côté en vertu de celui représentant la région de plus grande courbure chargée de la surface de la couronne, sachant que cette dernière représente une géométrie complexe (Figure 16, a). En effet, les valeurs maximales de ces contraintes ont été enregistrées, comme le montrent les seuils A, B dans la figure (16.a) sur la ligne cervicale.

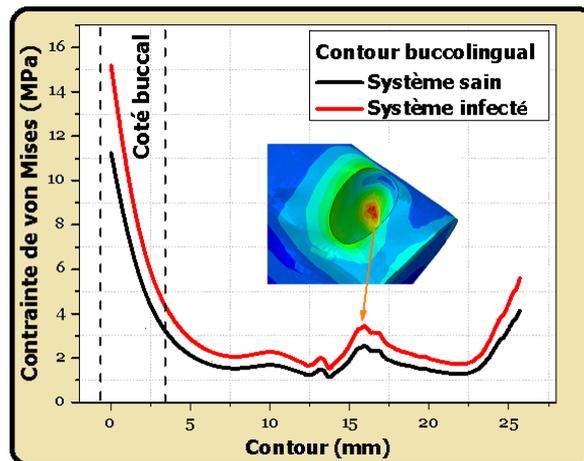
Ces contraintes ont diminué de valeurs dans le sens corono-apical, avec une légère augmentation sur les courbes montrant aussi la concentration de ces contraintes à l'interface apicale de la racine dentaire en contact avec l'os spongieux. (Figures 16.b et c).

En somme, ces résultats montrent que le niveau des contraintes à l'interface de l'os alvéolaire dans le modèle sain est inférieur à celui pour modèle infecté, s'expliquant en effet par le défaut géométrique mécaniquement connu de cavité.

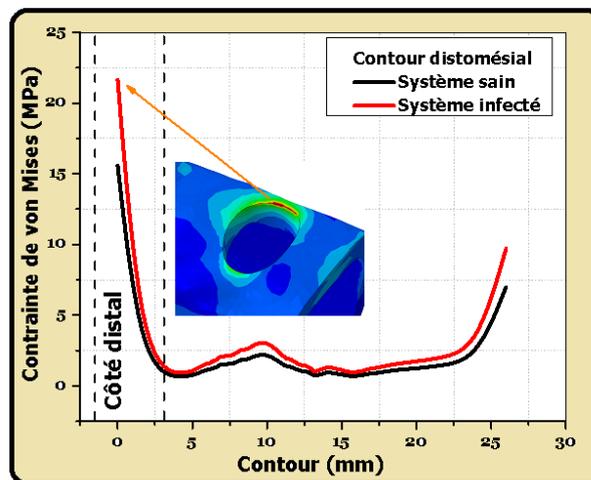
Toutefois, les figures ci-dessous, montrent que c'est le type de chargement latéral qui est à l'origine de l'induction du niveau de contraintes maximales dans l'os cortical. Cette constatation a été enregistrée pour les deux modèles. Ceci peut être à priori justifié par les conditions aux limites appliquées sur les systèmes ainsi que par la forme géométrique de l'os.



(a)



(b)



(c)

Figure 16. Répartition des contraintes pour un chargement combinée
(a) Contour cervical, (b) Contour bucco-lingual, (c) disto-mésial.

6. Discussion

Une carie est une pathologie infectieuse de la dent endommageant sa structure. La lésion la plus courante au monde est la carie dentaire. Une carie correspond à la dégradation progressive des tissus de la dent. Si la dent n'est pas soignée, des complications peuvent apparaître comme la formation d'un abcès et la mort de la dent [21-23].

L'étude présentée dans ce chapitre est une étape préliminaire à un programme de recherche plus vaste visant à analyser le comportement biomécanique de la structure parodontale mandibule-dent prémolaire, en tenant compte des données spécifiques du patient (géométrie mandibulaire,

densité osseuse, forces occlusales maximales). Cet objectif sera atteint grâce à une conception numérique des dents (saine et infectée) ; en outre, une analyse fine des stimuli mécaniques (état de contrainte ou de déformation) induits dans les tissus alvéolaire péri-dentaire sera effectuée, afin de vérifier qu'ils restent dans des limites physiologiquement acceptables, de sorte à prévenir les péri-dentaires et, à terme, l'échec de la réhabilitation dentaire.

Le modèle CAO paramétré est un outil très utile puisqu'il permet de modifier rapidement le design du système étudié : il permettra à terme d'optimiser la solution soigneuse proposée à chaque patient.

Parmi les variables géométriques retenues pour la phase d'optimisation, celle dont l'influence sur le comportement du système parodontale a été étudiée en première intention est la cavité carieuse. A ce stade du chapitre de thèse, seules quelques simulations ont pu être réalisées.

Une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes de von Mises dans un système parodontal constitué de la dent, du PDL et de l'os alvéolaire sous l'effet de d'une sollicitation dynamique combiné a été effectuée et les résultats ont été résumés dans la figure 9 ci-dessous.

De nombreuses simulations ultérieures devront être effectuées afin d'étudier beaucoup plus précisément les effets des paramètres géométriques des cavités dentaires sur le comportement biomécanique des composantes dentaires et des tissus osseux environnants. Les contraintes équivalentes de von Mises ont été utilisées pour quantifier le niveau de contrainte dans les deux modèles (figures 10-14), car il est raisonnable de considérer que les alliages métalliques ont un comportement équivalent en traction ou en compression. Cette hypothèse n'étant pas acceptable pour la dent naturelle, il sera nécessaire d'analyser les composantes du tenseur des contraintes (ou tout au moins ces invariants). En outre, dans ce travail préliminaire, la dent a été considérée comme étant un matériau isotrope et homogène. Afin de mieux représenter la réalité, il faudra tenir compte de la non-homogénéité du

tissu dentaire [24-25] (distinction des composantes du système parodontal, avec éventuellement des variations suivant les secteurs dentaires), de sa densité et également de son anisotropie, car ces caractéristiques affectent directement la rigidité de la dent et en conséquence, le comportement du système parodontal [26].

Du fait de sa structure histologique unique, le complexe alvéolo-dentinaire constitue une zone de transition graduelle entre l'os et la dent, formant une interface fonctionnelle entre deux tissus aux comportements biomécaniques différents [27,28].

Le complexe alvéolo-dentinaire révèle un mécanisme complexe assurant l'harmonie d'un point de vue biomécanique entre les tissus dentinaire et alvéolaire, leur permettant de fonctionner à l'unisson plutôt que de rester indépendant l'un de l'autre [26]. Cette zone particulière assure la transmission des forces au sein de l'organe dentaire et limite la propagation des fissures de l'émail à la dentine par déformation et absorption des contraintes.

L'émail et la dentine ont une topographie particulière liée à leurs différents rôles fonctionnels. Les contours convexes et arrondis de l'émail confèrent une solidité et une résistance à un tissu soumis à des contraintes masticatoires et des forces occlusales directes. En revanche, la surface concave et acérée de la dentine fournit un support stable pour la coque d'émail [25].

Selon P. Magne et U. Belser [29], l'émail vestibulaire joue un rôle déterminant dans le comportement mécanique des dents antérieures. La flexibilité d'une dent intacte où l'émail vestibulaire a été retiré par déminéralisation est effectivement plus importante qu'une dent saine avec l'émail et la dentine intacts. De plus, la préparation d'un tiers de l'émail vestibulaire augmente de 15% la flexibilité coronaire et l'élimination complète de l'émail vestibulaire l'augmente de 116%.

On peut noter que la réalisation d'une cavité carieuse d'accès endodontique augmente faiblement la flexibilité de la dent (seulement de 37%). D'où l'intérêt des restaurations partielles, par rapport aux restaurations périphériques, au niveau de dents dépulpées avec une perte de substance limitée à la cavité endodontique. [29]

En examinant séparément les composantes dentaires, ces tissus ne possèdent pas de caractéristiques mécaniques intéressantes : l'émail résiste à l'usure occlusale mais reste fragile, friable et se fissure facilement ; tandis que la dentine est beaucoup plus flexible mais résiste peu à l'abrasion et supporte mal l'exposition à l'environnement buccal.

Pourtant, l'association d'un tissu très dur comme l'émail et d'un tissu souple comme la dentine confère à l'organe dentaire cette capacité de supporter les contraintes masticatoires et thermiques durant une vie entière, union rendue possible par la structure unique de la jonction alvéolo-dentinaire.

Le comportement mécanique de la dent naturelle pendant la fonction a été étudiée par des méthodes expérimentales non destructrices [29]. La flexion de la couronne d'une dent maxillaire, sous l'effet d'un chargement fonctionnelle appliqué sur la face palatine du bord dentaire, est mesurée par des jauges de contraintes collées au niveau de la fosse palatine et du cingulum. La charge est exercée en direction vestibulaire et perpendiculaire à l'axe de la dent, le plan radiculaire étant immobilisé. Un modèle numérique des dents antérieures est obtenu à partir de l'analyse de coupes bucco-linguales d'une dent maxillaire extraite et des méthodes de simulation bidimensionnelle par éléments finis.

Cette étude montre que sous l'effet d'une force latérale, correspondant aux forces masticatoires exercées au cours de la propulsion, la dent se comporte comme un porte-à faux : la moitié buccale subit une compression alors que la face palatine est soumise à des forces de traction. Les forces de tractions maximales observées sont situées au niveau de la jonction

couronne/racine et au niveau de la concavité palatine. Des zones de faibles contraintes sont remarquables dans la convexité du cingulum, le tiers cervical buccal et au niveau des crêtes proximales.

Ce comportement est expliqué par le changement d'épaisseur et de géométrie de l'émail. La concavité palatine, qui donne à l'incisive sa géométrie fonctionnelle coupante, est une zone de concentration de contraintes. Ce «défaut» relatif est compensé par la présence des crêtes proximales, assurant la redistribution des contraintes en raison de leur épaisseur d'émail plus importante et de leur convexité.

Cette analyse par éléments finis montre que l'élimination de l'émail vestibulaire affecte significativement la rigidité coronaire et, de ce fait, la distribution des contraintes dans la fosse palatine.

Dans notre étude l'analyse tridimensionnelle par éléments finis montre que la présence d'un défaut ou d'une cavité carieuse au niveau de la partie coronaire affecte significativement la rigidité dentaire et, de ce fait, la distribution des contraintes dans la fosse palatine de l'os alvéolaire.

L'analyse de l'effet d'une force exercée au niveau de la cavité carieuse de la partie coronaire montre que la distribution du contrainte biomécanique se fait de part et d'autre de la fissure à travers la jonction amélo-dentinaire (Figure 8).

Cette étude biomécanique de la dent naturelle révèle le rôle essentiel de l'organisation tissulaire dans son fonctionnement. Leur analyse et la compréhension des contraintes exercées sur l'organe dentaire et ses déformations en découlant permettent de nombreuses applications cliniques.

La préservation d'une épaisseur d'émail dentaire suffisante est primordiale à l'équilibre des contraintes fonctionnelles s'exerçant sur les dents antérieures. La restauration d'une dent carieuse par des réhabilitations adhésives collées, comme les restaurations adhésives en

céramique, a le potentiel de restituer l'équilibre biomécanique de l'organe dentaire [29].

L'affaiblissement biomécanique de la dent suite à la perte de l'émail périphérique est illustré par le principe de la théorie de la raquette de F. Vailati [29]. La conservation de la coque d'émail externe empêche l'effondrement du réseau de dentine, à l'instar de l'effondrement des cordes d'une raquette de tennis privée de son cadre (Figure 17).

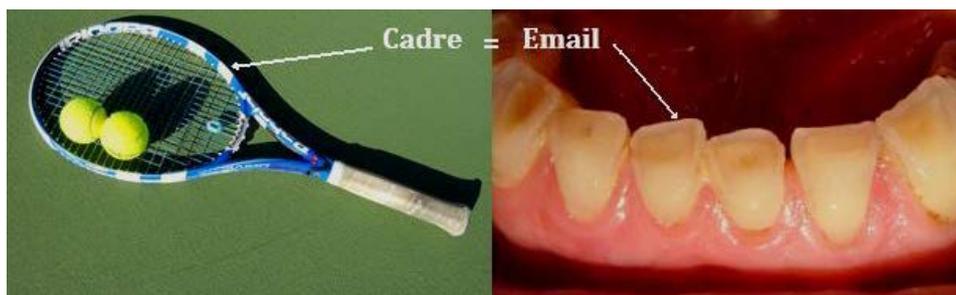


Figure 17. Le principe de la théorie de la raquette de F. VAILLATI : la rigidité de la den dépouillée de son cadre d'émail est fortement affaiblie. [29]

En assurant la cohésion entre deux tissus fortement minéralisés et aux propriétés mécaniques différentes, la jonction amélo-dentinaire constitue une interface fonctionnelle fondamentale au comportement de la dent naturelle. La JAD sert de référence pour le développement de nouveaux agents de collage dentinaire, ayant pour rôle majeur de rétablir l'intégrité mécanique de la couronne restaurée.

Deux éléments cliniques découlent de l'analyse de la dent naturelle :

- La préservation du complexe amélo-dentinaire est capitale pour maintenir le comportement biomécanique de la dent à restaurer. Pour cela, l'émail est touché avec parcimonie autant que la situation clinique le nécessite ;
- Les fêlures de l'émail étant physiologiques, il est important de ne pas les toucher, en dehors de toute symptomatologie clinique.

A la lumière de ces éléments fondamentaux, la prise de décision du praticien sur la méthode de restauration suivra naturellement une démarche de préservation tissulaire.

7. Conclusion

Ce chapitre présente la méthode globale et les tous premiers résultats d'un programme de recherche visant à l'analyse tridimensionnelle par éléments finis du système dentaire infecté par une cavité carieuse, en prenant en compte les données spécifiques du patient (géométrie et densité dentaire et osseuse, forces occlusales maximales). Nous pensons que la personnalisation de la solution soigneuse proposée au patient est la seule option pour garantir simultanément la fiabilité de la dent et une stabilité du volume osseux.

Références bibliographiques

- [1] Gabriela B, Ligia B, Claudia Ş. Effect of cervical lesions on the tooth: FEM study. Scientific Bulletin of the Petru Maior. University of Tîrgu Mureş 2010; 7 (2):41-44.
- [2] Espejo LC, Simionato MR, Barroso LP, et al. Evaluation of three different adhesive systems using a bacterial method to develop secondary caries in vitro. Am J Dent 2010 Apr; 23(2):93-7.
- [3] Anil K. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. Endodontic Topics 2006; 13: 57-83.
- [4] Ellis SG, McCord JF, Burke FJ. Predisposing and contributing factors for complete and incomplete tooth fractures. Dent Update 1999;26:156-158.
- [5] Braly BV, Maxwell EH. Potential for tooth fracture in restorative dentistry. J Prosthet Dent 1981;45:411-414.
- [6] Patel DK, Burke FJ. Fractures of posterior teeth: a review and analysis of associated factors. Prim Dent Care 1995; 2: 6-10.
- [7] Grippo JO, Simring M, and Schreiner S. Attrition, abrasion, corrosion and abfraction revisited: a new perspective on tooth surface lesions," Journal of the American Dental Association 2004;135(8): 1109-1118.
- [8] Wood I, Jawad Z, Paisley C, and Brunton P. Non-carious cervical tooth surface loss: a literature review. Journal of Dentistry 2008; 36(10):759-766.
- [9] Ferrier WI. Clinical observations on erosions and their restoration. Journal of the California State Dental Association 1931;7:187-196.
- [10] Lee WC and Eakle WS. Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 1984;52(3):374-380.
- [11] Selna LG, Shillingburg HT and Kerr PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and plane stress idealizations. Journal of Biomedical Materials Research, 1975;9(2):237-252.
- [12] Thresher RW and Saito GE. The stress analysis of human teeth. Journal of Biomechanics 1973; 6(5): 443-449.
- [13] Yettram AL, Wright KW and Pickard HM. Finite element stress analysis of the crowns of normal and restored teeth. Journal of Dental Research 1976;55(6):1004-1011.
- [14] Chen KK, Miyake K, and Terashita M. Cervical strains induced by occlusal loading. Journal of Dental Research 1999;78:474.

-
- [15] Kornfeld B. Preliminary report of clinical observations of cervical erosions, a suggested analysis of the cause and the treatment for its relief. *Dental Items of Interest* 1982; 54: 905-909.
- [16] Shames IH, Dym CL. *Energy and finite element methods in structural mechanics*. New York: McGraw-Hill; 1985.
- [17] Dhatt G, Touzot G. *The finite element method displayed*. New York: John Wiley; 1984.
- [18] 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.
- [19] [21] 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.
- [20] [22] Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38:491-6.
- [21] Lung CY., Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dent Mater.* 2012;28(5):467-77
- [22] Magne p., Kim TH., CASCIONE D., DONOVAN TE. Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *J Prosthet Dent.* 2005;94(6):511-9
- [23] Stacey GD. A shear stress analysis of the bonding of porcelain veneers to enamel. *J Prosthet Dent.* 1993;70(5):395-402.
- [24] Magne P. Optimisation des concepts mécaniques en médecine dentaire esthétique. *ID Inf Dent.* 1999;81(6):373-81.
- [25] Bazos P., Magne P. Bio-emulation : biomimetically emulating nature utilising a histo-anatomic approach ; structural analysis. *Eur J Esthet Dent.* 2011;6(1):8-19.
- [26] Mount GJ., Hume WR. *Préservation et restauration de la structure dentaire*. Paris : De Boeck université, DL 2002. 1 vol. (VIII-272 p.)
- [27] Magne P., Versluis A., Douglas WH. Rationalization of incisor shape: experimental-numerical analysis. *J Prosthet Dent.* 1999;81(3):345-55
- [28] Lasfargues JJ. Évolution des concepts en odontologie conservatrice : du modèle chirurgical invasif au modèle médical préventif. *ID Inf Dent.* 1998;80(40):3111-23.
- [29] Magne P., BELSER U. *Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique*. Paris : Quintessence International, 2003;25(1):405-13.

CHAPITRE V

**Etude et développement d'un
nouveau modèle d'implant dentaire
avec un ligament artificiel**

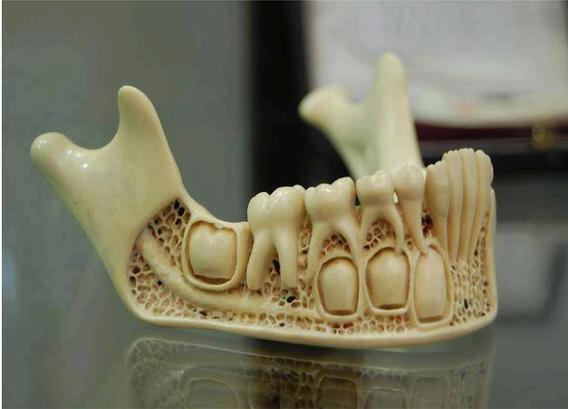
Chapitre V

Etude et développement d'un nouveau modèle d'implant dentaire avec un ligament artificiel

- Introduction
- Modèle géométrique
 - L'os mandibulaire
 - Le système d'implant
- Modèles de matériaux
- Conditions aux limites
- États de l'interface
- Modèle d'éléments finis
- Résultats
 - Contraintes dans l'implant
 - Contraintes dans la couronne
 - Contraintes dans le Framework
 - Contraintes dans la vis d'Abutment
 - Contraintes dans l'Abutment
 - Contraintes dans l'os
 - Contraintes dans le Ligament
- Variation de la contrainte équivalente dans l'interface os-implant
- Discussion
- Conclusion
- Références bibliographiques

5

Étude et développement d'un nouveau modèle d'implant dentaire avec un ligament artificiel



Introduction

Le comportement biomécanique des implants dentaires est très différent de celui des dents naturelles. L'une des raisons principales est que ces implants manquent de la fonction du ligament parodontal (Figure 1). Ceci est dû au fait que le matériel du ligament parodontal est un tissu mou pouvant fonctionner comme un élément d'amortissement intermédiaire [1,2] 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 [3,4]. Cette surcharge serait la cause de l'accumulation de microlésions à l'os entraînant une perte osseuse marginale [5]. Ensuite, l'invasion bactérienne peut se produire dans la zone de la perte osseuse et causer de graves résorptions osseuses progressives [6]. Le support osseux insuffisant est dangereux pour la stabilité de l'implant et pourrait accroître le risque de fracture de l'os et de l'implant.

Dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie ou lors de la modification de celle-ci, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test pré-clinique

permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir les moyens d'une étude clinique qui reste cependant indispensable. La modélisation numérique offre cette possibilité [7].

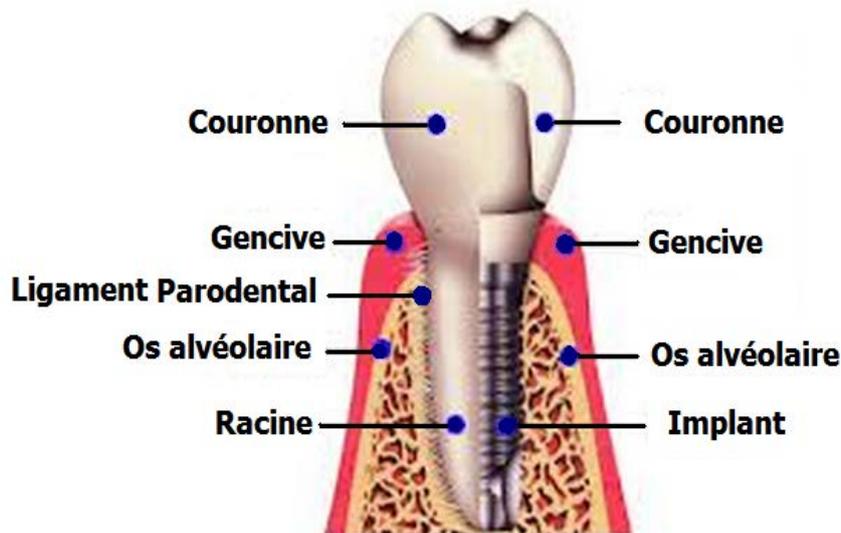


Figure 1. Bio-structure de la dent naturelle et l'implant qui s'attache à l'os.

[7]

Ce chapitre a pour but d'expliquer les différentes techniques de la modélisation numérique dans l'étude du comportement biomécanique des systèmes d'implants dentaires tout en s'attardant sur leurs perspectives dans ce domaine. L'intérêt était de permettre de prédire la performance d'un implant dentaire avant qu'il ne soit utilisé cliniquement. Cette méthodologie pourrait faire partie des exigences requises pour l'homologation d'un nouvel implant aux mêmes titres que le sont les tests expérimentaux pour les matériaux prothétiques.

L'objectif de ce chapitre est de fournir une analyse entre deux configurations géométriques des systèmes d'implants, de trouver l'effet des matériaux prothétiques sur l'os, de connaître l'influence de ligament artificiel sur le transfert des charges à l'os et à l'implant, et de comparer leur comportement biomécanique. Il a été supposé que les paramètres géométriques des deux modèles sont tous identiques sauf la conception de la partie structurale de la prothèse, ce qui a donné naissance à notre nouveau modèle d'implant avec ligament artificiel.

1. Modèle géométrique

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

1.1 L'os mandibulaire

Le modèle original en 3D d'une section mandibulaire a été construit en utilisant un logiciel de balayage tomographique (CT) prévu pour ce but (Figure 2). Ensuite, par l'intermédiaire des logiciels Rhinoceros 4.0 et Solidworks 3D a été généré le modèle 3D final de l'os.

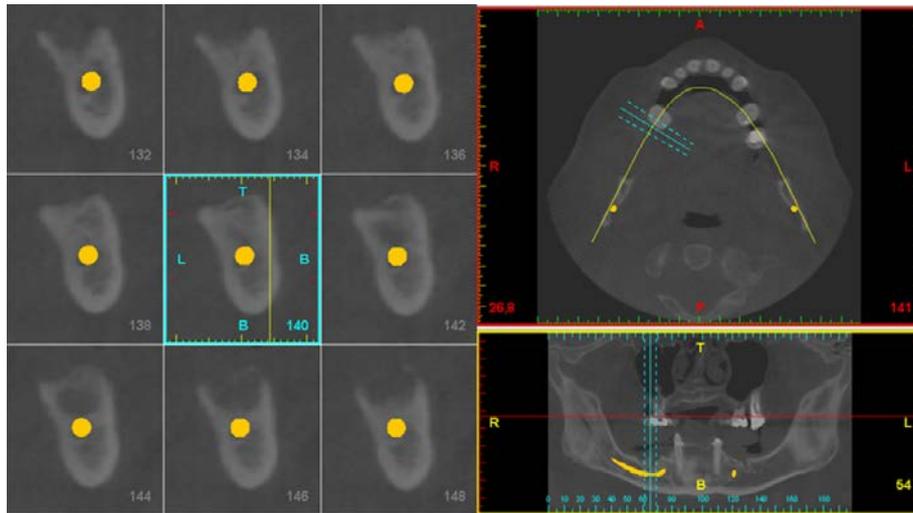


Figure 2. Balayage tomographique de l'os mandibulaire.

Comme nous l'avons décrit précédemment, les deux types d'os (cortical et spongieux) ont été considérés dans cette étude. Certains travaux considèrent l'épaisseur de la couche d'os cortical comme constante [8], d'autres prennent en compte une couche dont l'épaisseur varie selon la partie de la mandibule considérée [9-12]. Dans notre travail, l'os mandibulaire où se situe la partie de l'os alvéolaire entourant la dent par l'intermédiaire du ligament parodontal a été modélisé comme ayant un noyau d'os spongieux entouré par une couche de l'os cortical d'épaisseur de deux mm. La largeur et la longueur du modèle de l'os cortical sont de 15.8 mm et de 23.5 mm, respectivement (Figure 3).

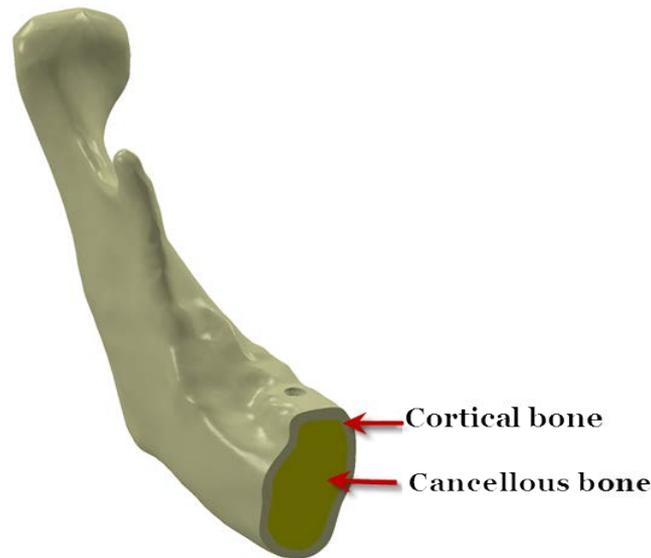


Figure 3. Parties composantes de l'os mandibulaire.

1.2 Le système d'implant

L'implant a été basé sur le système de Brånemark, de plateforme régulière d'un diamètre de 4.8 mm et d'une longueur de 8 mm. Un modèle d'abutment de 5 mm de long a été engagé. Les systèmes de l'implant, d'abutment et de ligament artificiel ont été reconstruits en utilisant l'utilitaire Solidworks. Les modèles de la couronne et du framework ont été conçus sur Rhinoceros 4.0 et SolidWorks 3D avec 5 degrés d'inclinaison dans la direction bucco-linguale, comme montré dans la figure 4.

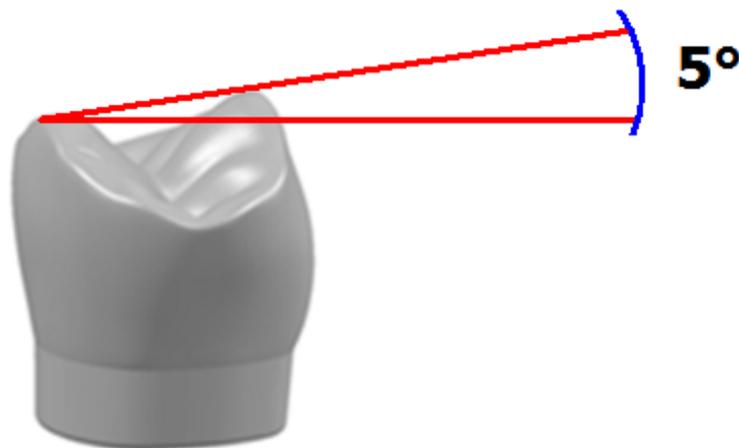


Figure 4. Les modèles de la couronne et du framework.

Dans cette étude, deux différents types de systèmes d'implants ont été comparés :

- Le système d'implant conventionnel qui est principalement constitué de cinq composantes: (a) Couronne, (b) Framework, (c) vis, (d) Abutment, et (e) Implant. (Figure 5.1)
- Le nouveau système d'implant avec ligament artificiel qui est constitué en plus des cinq composantes du système conventionnel, de ligament artificiel (f), interposé entre l'implant et l'os, comme illustré (figure 5.2).

Le modèle complet qui comporte la couronne, le framework, l'abutment, le ligament, l'implant, l'os cortical et l'os spongieux, a été réuni en utilisant SolidWorks, ensuite a été exporté vers le programme ABAQUS.

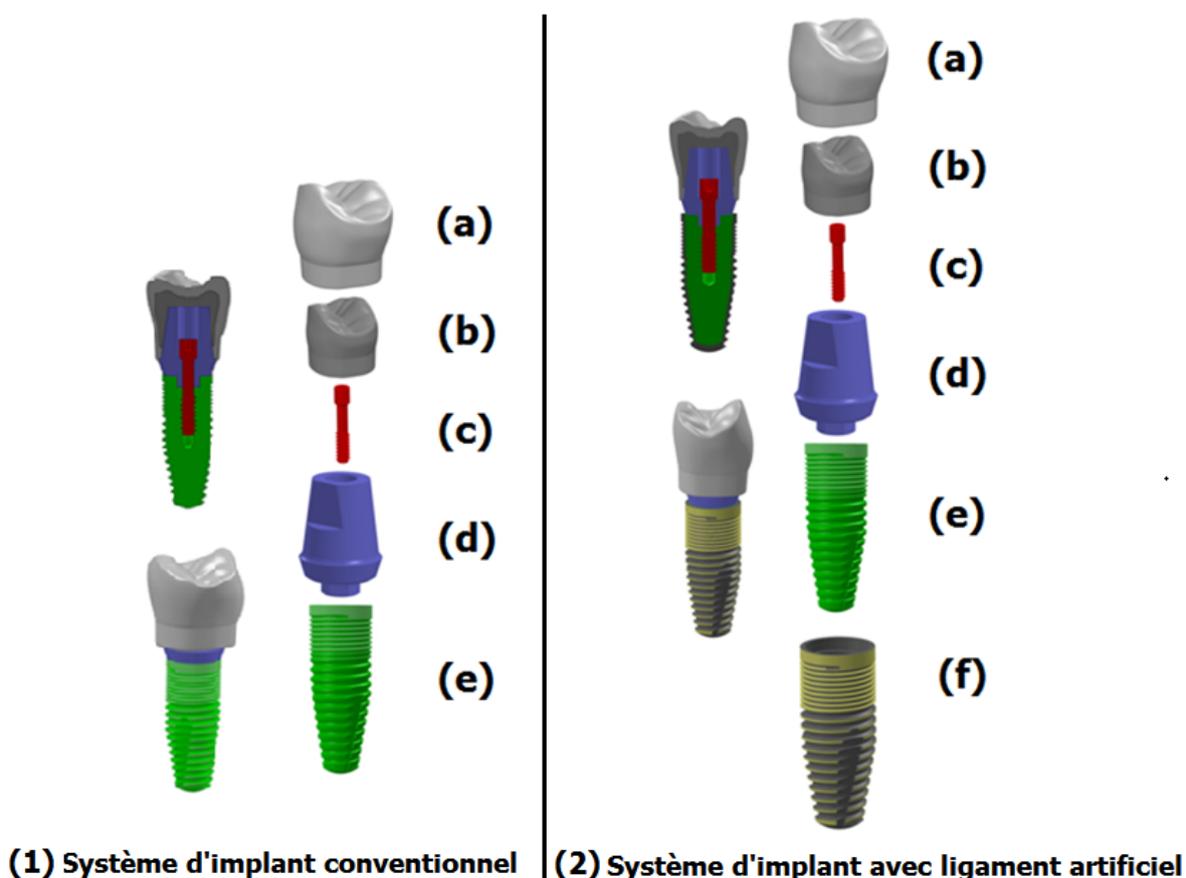


Figure 5. Composants des systèmes d'implants.

2. Modèles de matériaux

Il a été montré dans [13] que le matériau de l'os n'est ni homogène ni isotrope et devrait être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe. Comme mentionné précédemment, il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux.

À la lumière de cela, les matériaux de l'os et les systèmes d'implants de nos deux modèles ont été considérés comme isotropes et élastiques linéaires. De plus, le ligament représente un volume considérable de 0,5 mm du système d'implant et est assimilé dans le volume de l'os. C'est un matériau mou, souple et élastique, qui peut être légèrement déformé entre l'implant et l'os lorsque la couronne est chargée.

Les propriétés des matériaux des systèmes d'implants et l'os mandibulaire de la présente étude figurent dans le tableau 1 [14-18]

Composante	Matériau	Module Élastique (E) (GPa)	Coefficient de Poisson	Densité (kg/m ³)
Couronne	Porcelaine feldspathique	61,2	0,19	2300
Framework	Alliage Co-Cr	218	0,33	8500
Abutment	Titane	110	0,32	4428,8
Implant	Titane	110	0,32	4428,8
Abutment	Titane			
Vis	Titane	110	0,32	4428,8
Os mandibulaire	Os cortical	$E_x = E_y = 11,5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3,6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3,3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0,31$	1100
	Os spongieux	3	0,29	270
Ligament artificiel	Silicone	0,006	0,49	2220

Tableau 1. Résumé des composants et leur propriétés mécanique [14-18].

3. Conditions aux limites

En général, les implants dentaires sont soumis à des chargements physiologiques complexes, mais dans une grande part des travaux de recherche consultés, les charges statiques axialement appliquées ont été assumées au lieu des charges cycliques dynamiques dirigées à l'angle occlusal, ces dernières produites dans l'os mandibulaire pendant la mastication de la nourriture [19]. Afin de définir les conditions aux limites, trois charges dans les directions : corono-apicale, bucco-linguale- et disto-mésiale, définissent un système 3D du même rang. Pour les conditions aux limites, trois zones sont présentées :

- Le plan inférieur de l'os mandibulaire est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls.
- La surface supérieure de la couronne est soumise à une charge dynamique combinée de 23,4 N dans la direction disto-mésiale, de 17.1 N dans la direction linguo-buccale, et de 114.6 N dans la direction corono-apicale.
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges nulles).

Une charge dynamique combinée a été appliquées à la surface centrale de la face occlusale de la couronne (Figure 6). Les conditions aux limites ont été appliquées pour empêcher toute forme de mouvements de translation dans notre modèle.

Pour l'analyse dynamique, le temps de chargement dépend de la mastication appliquée. Une évolution temporelle des composantes de charge par 4 S est démontrée dans la Figure 7. Le modèle solide résultant de l'intersection de l'implant et l'os de la mâchoire représente l'hypothèse de l'ostéo-intégration complète, ce qui limite tout déplacement relatif entre l'implant et l'os.

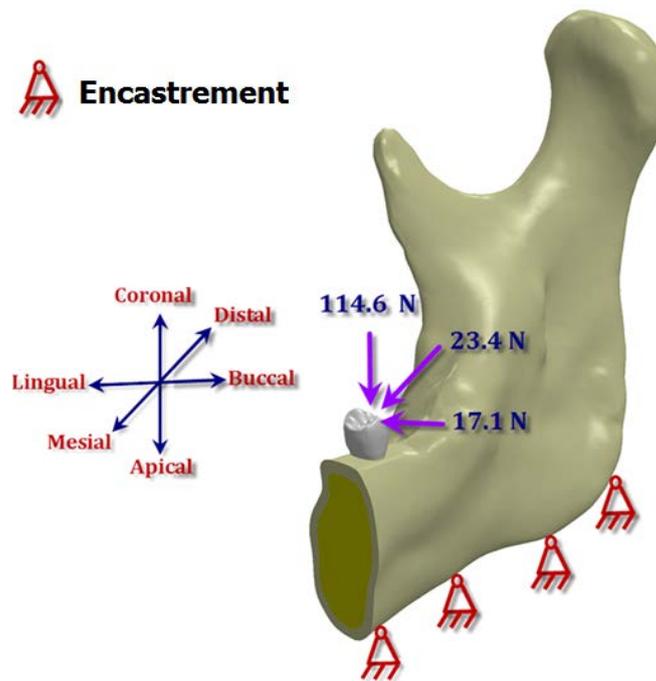


Figure 6. Conditions aux limites.

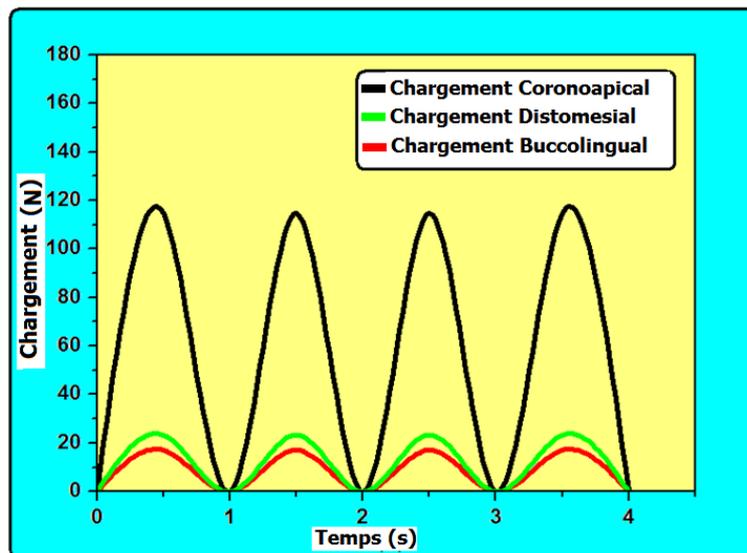


Figure 7. Chargement dynamique appliquée en 4 s.

4. États de l'interface

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

5. Modèle d'éléments finis

Comme le montre la figure 7, les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds (Figure 8). Puisque le ligament est soumise aux contraintes maximales et déformations sous un chargement occlusal, on a jugé fondamental de raffiner le maillage au niveau de cette interface afin d'aboutir à une précision optimale. Le maillage des composants est vérifié pour une utilisation dans une analyse des contraintes et des déformations conséquentes par élément fini.

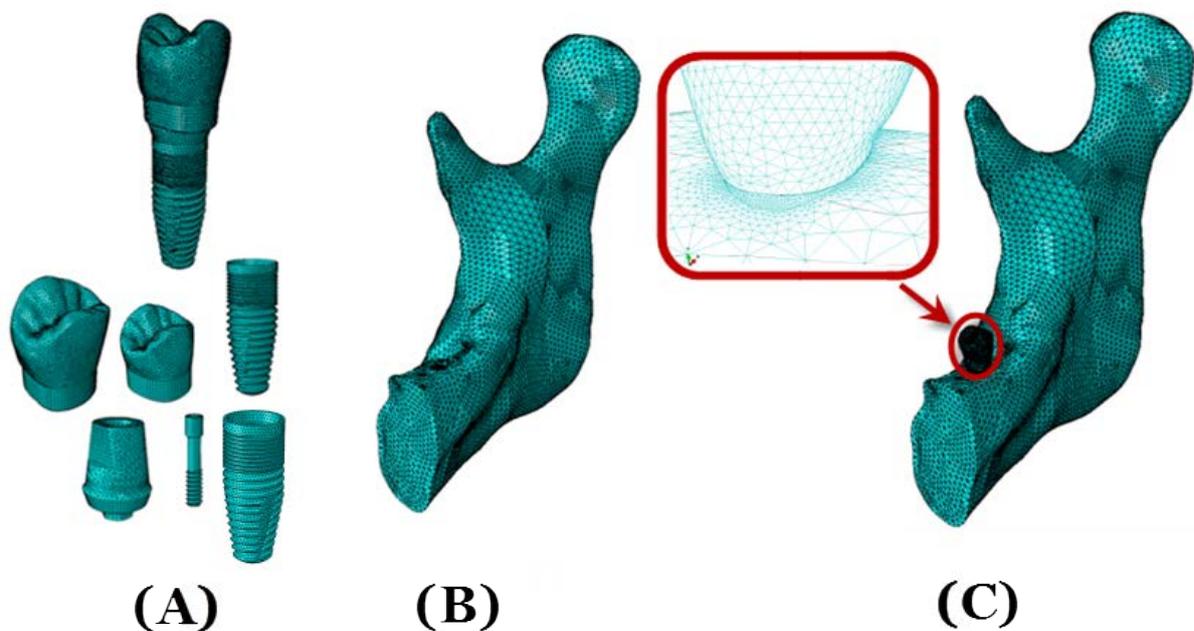


Figure 8. Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques ;
(a) Composants du système d'implant, (b) Os mandibulaire, (c) Modèle final.

Les caractéristiques de maillage pour chaque composant sont représentées dans le tableau 2.

Composante	Nœuds	Eléments	Taille d'éléments (mm)
Couronne	7374	37221	0,2
Framework	5248	28763	0,2
Abutment	16235	25926	0,2
Vis	3256	12547	0,1
Implant	15219	65803	0,2
Ligament artificiel	9428	41579	0,2
Os spongieux	41104	220460	0,2 - 1,5
Os cortical	30303	135368	0,2 - 1,5

Tableau.2 Taille et nombre des éléments et nœuds pour les deux systèmes implantaire.

6. Résultats

Dans cette étude, les distributions de la contrainte de von Mises dans la partie de l'os entourant l'implant ont été étudiées. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles et, par conséquent, elle constitue un très bon représentant de l'état précis de l'ensemble des contraintes. Elle a été largement utilisée dans les études biomécaniques de l'os. [20-24]

Dans la première étape de cette étude, les distributions de l'état global des contraintes pour chacun des composants des deux modèles ont été étudiées en considérant des charges axiales et horizontales combinées dans les directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale. Une analyse qualitative et quantitative a été effectuée, basée sur une échelle de couleur visuelle progressive, allant du bleu foncé au rouge, comme le montre la figure 9.

6.1. Contraintes dans l'implant

La figure 10 montre la distribution de la contrainte de von Mises dans l'implant sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées aux trois axes principaux du système d'implant. Dans les deux modèles des zones de concentration de contrainte situées sur les faces extérieures des implants et plus particulièrement dans la jonction entre l'os et le cou de l'implant. Dans les autres parties de l'implant la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible.

6.2. Contraintes dans la couronne

Un maximum de contraintes de von Mises est concentré dans la surface occlusale supérieure de la couronne sur le sillon central. Comme illustré dans la figure 11, qui montre également que ces contraintes ont tendance à diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions.

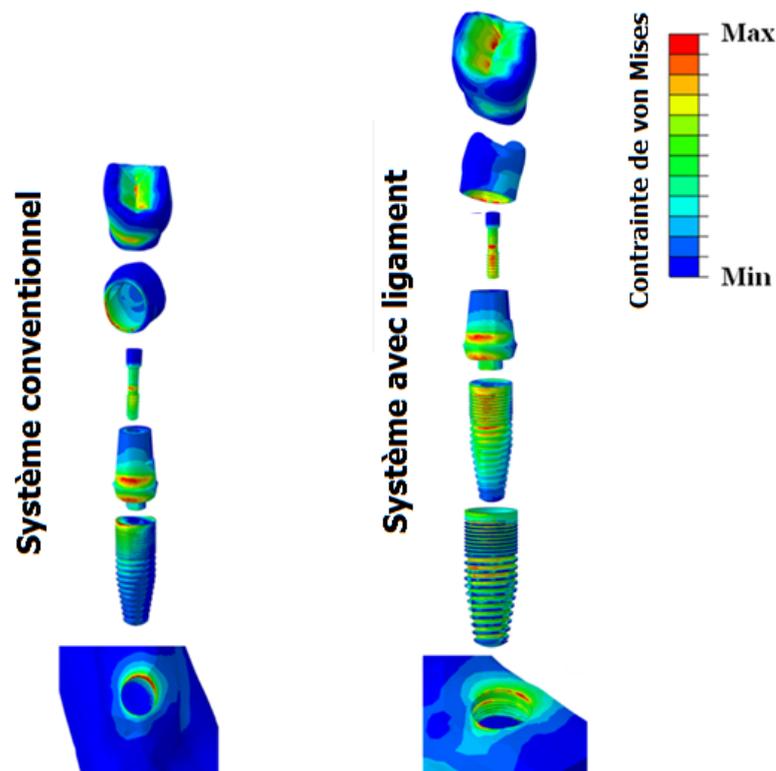


Figure 9. Distributions des contraintes de von Mises allant du bleu foncé au rouge.

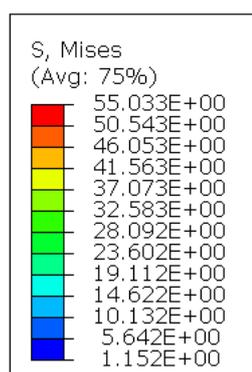
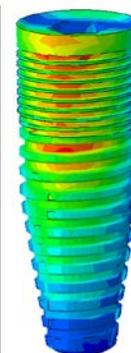
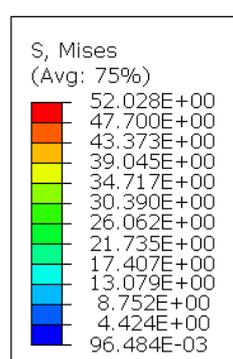
Système Conventionnel**Système avec ligament**

Figure 10. Distribution des contraintes dans l'implant pour les deux modèles.

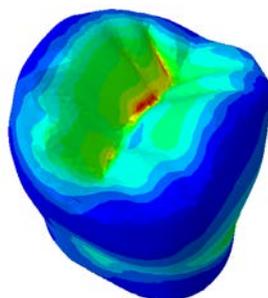
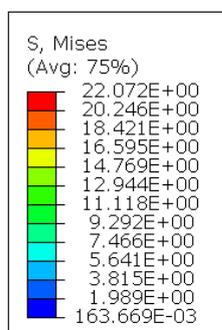
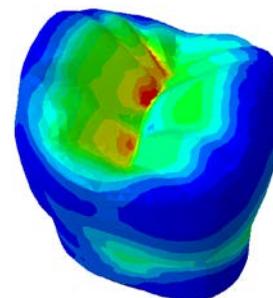
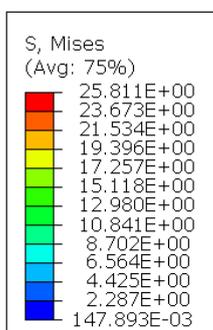
Système Conventionnel**Système avec ligament**

Figure 11. Distribution des contraintes dans la couronne pour les deux modèles.

6.3. Contraintes dans le Framework

La figure 12 montre la distribution des contraintes de von Mises au sein des deux frameworks. Les contraintes sont concentrées à la zone de connexion implant-framework sur la marge buccale.

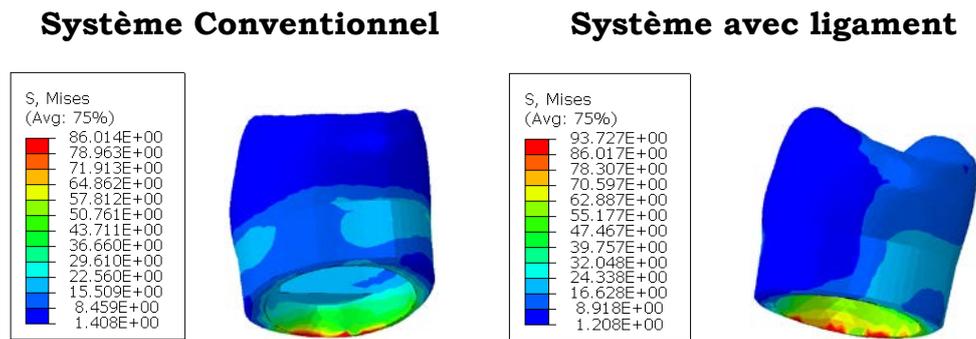


Figure 12. Distribution des contraintes dans le framework pour les deux modèles.

6.4. Contraintes dans la vis d'Abutment

La figure 13 montre la distribution des contraintes dans la vis d'abutement. Les résultats obtenus montrent que le maximum de ces contraintes est concentré dans la base de la surface filetée de connexion de cette composante avec l'implant.

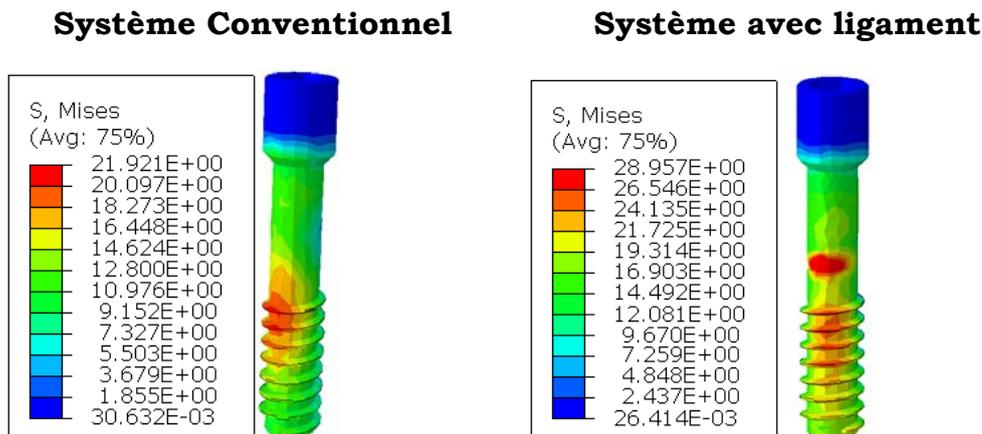


Figure 13. Distribution des contraintes dans la vis d'Abutment pour les deux modèles.

6.5. Contraintes dans l'Abutment

La figure 14 représente la distribution des contraintes de von Mises au sein de l'abutment. Le maximum de ces contraintes est concentré dans la

surface de connexion de cette composante avec la partie prothétique du système implant. Toutefois, nous constatons pour les deux modèles que le maximum de ces contraintes a été généré dans le côté buccal.

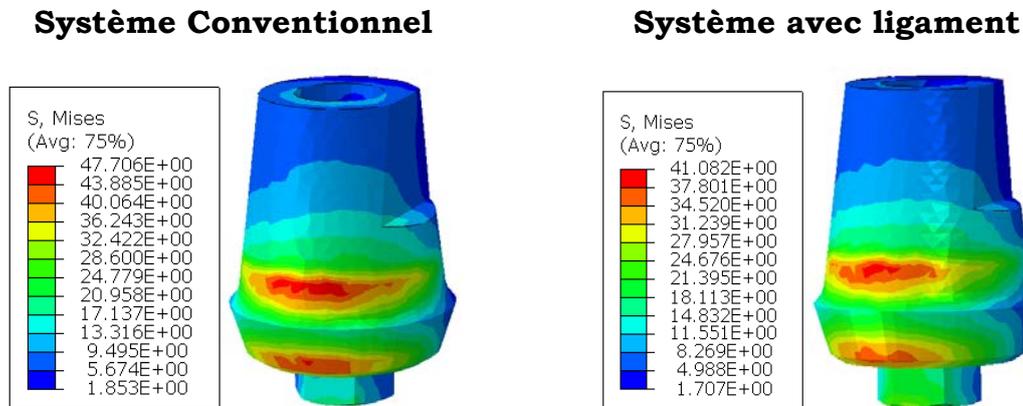


Figure 14. Distribution des contraintes dans l'abutment pour les deux modèles.

6.6. Contraintes dans l'os

On s'intéresse seulement à l'analyse tridimensionnelle de la distribution de la contrainte de von Misses dans l'os sous l'effet de différent chargement cyclique appliquée normalement aux trois axes principaux du système d'implant. Un chargement appliqué à la surface occlusal induit des contraintes équivalentes dans l'os fortement situées sur le fond de ce composant et sur une partie de sa surface supérieure. Cette répartition de la contrainte est due aux efforts de compression exercés par la contrainte appliquée.

Pour une meilleure visualisation dans l'os cortical et spongieux, les distributions de contraintes dans cette région ont été présentées séparément.

6.6.1. L'os cortical

Comme le montre la figure 15, les contraintes sont maximales à la marge du col dans la couche corticale où l'implant est en contact avec cette couche.

6.6. 2. L'os spongieux

La partie apicale de l'os en contact avec la base de l'implant, se situant à la zone spongieuse a également connu un niveau de contraintes, mais de faibles valeurs par rapport à la partie corticale. De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de cette zone (Figure. 16).

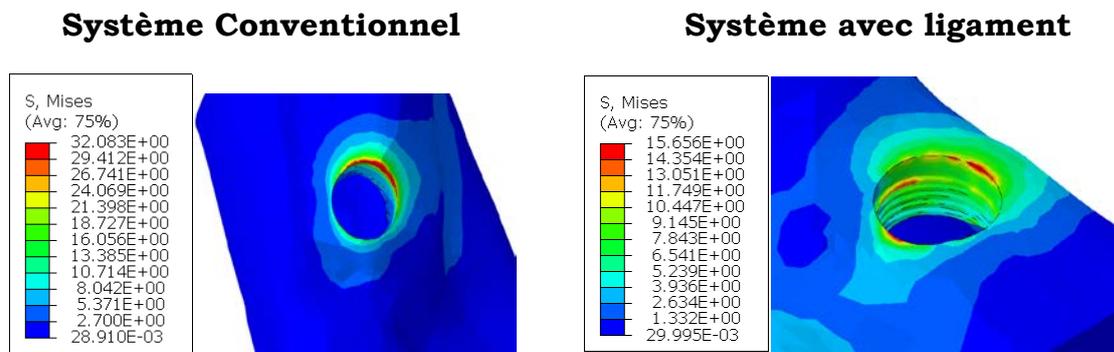


Figure 15. Distribution des contraintes dans l'os cortical pour les deux modèles.

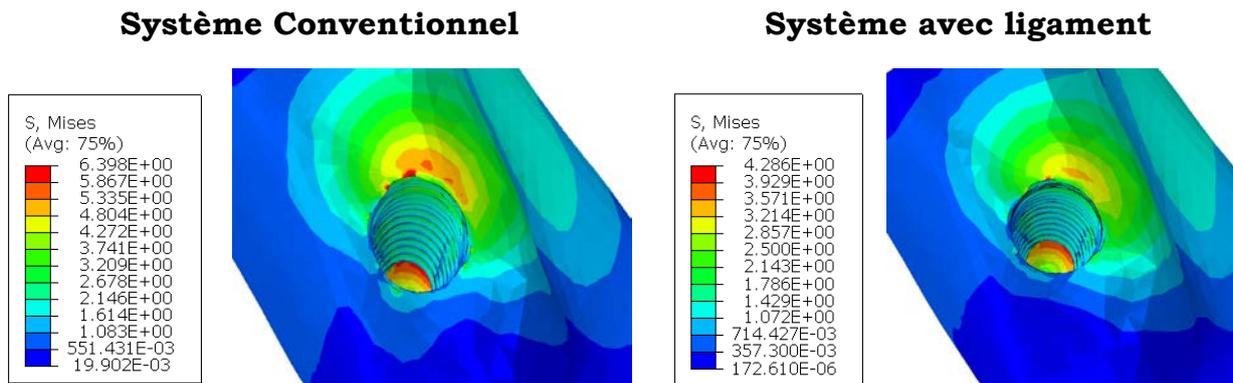


Figure 16. Distribution des contraintes dans l'os spongieux pour les deux modèles.

6.7. Contraintes dans le ligament

Nous avons constaté que le ligament artificiel a subi une concentration de contraintes dans la région cervicale de son contact avec l'implant et l'os alvéolaire, du côté buccal. Les contraintes diminuent progressivement en s'éloignant de cette région. (Figure 17)

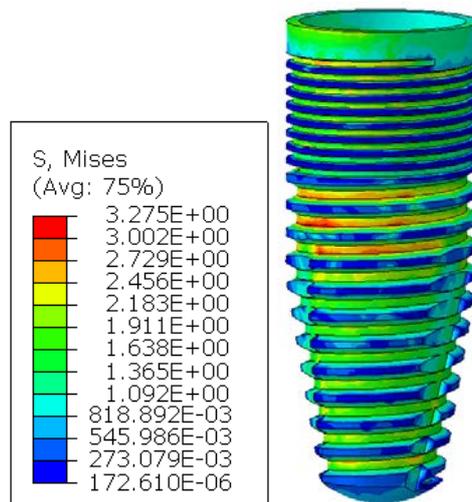


Figure 17. Distribution des contraintes dans le ligament artificiel.

7. Variation de la contrainte équivalente dans l'interface os-implant

Dans la deuxième phase de cette étude, les deux modèles ont été comparés afin d'étudier l'effet du ligament artificiel sur la distribution de contraintes dans l'os mandibulaire. Ces contraintes ont été obtenues à partir de l'analyse permettant l'examen de l'effet des charges combinées horizontales ainsi que verticales, car le comportement de l'os sous ces deux charges est différent.

La figure 18 montre des allures au long de l'interface os-implant aux sections cervicale, bucco-linguale et mésio-distale exprimant les différentes variations des contraintes dans l'os mandibulaire à ces interfaces. Plusieurs graphiques ont été produits pour réaliser des comparaisons entre les deux géométries du système d'implant et étudier les niveaux de contraintes de von Mises (minimales et maximales) pour les deux modèles sous différentes charges verticales et horizontales.

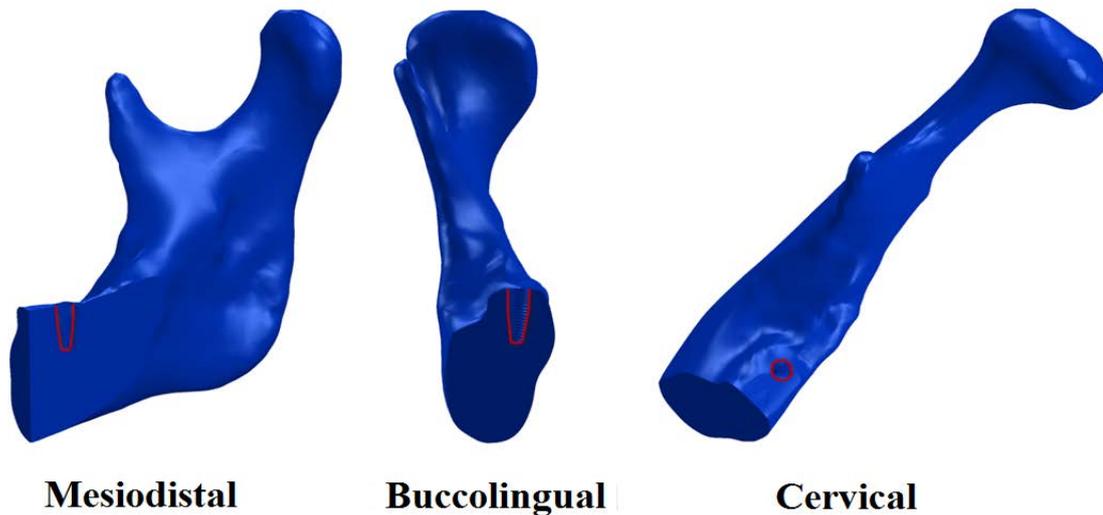


Figure 18. Représentation en allures de l'interface os-implant.

Les figures 19, 20 et 21 montrent la distribution des contraintes de von Mises le long de la section transversale de l'os dans les deux modèles.

Les plus grandes contraintes se sont produites dans la région cervicale de l'os cortical du côté en vertu de celui représentant la région de plus grande courbure chargée de la surface de la couronne, sachant que cette dernière représente une géométrie complexe. En effet, les valeurs maximales de ces contraintes ont été enregistrées, comme le montrent les seuils A, dans la figure 19 sur la ligne cervicale au côté distal.

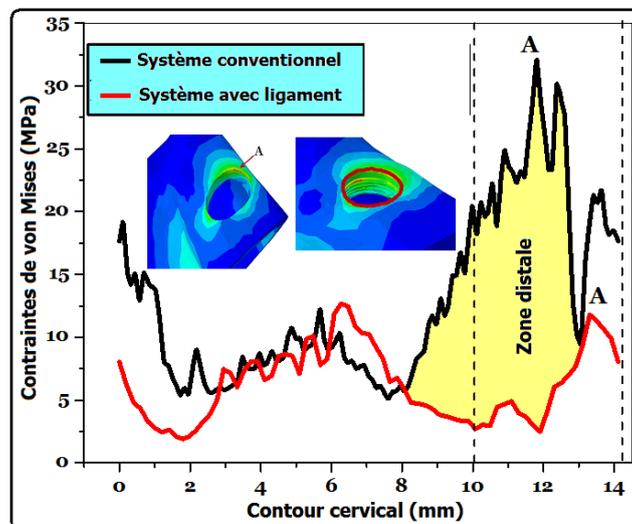


Figure 19. Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour cervical).

Nous avons remarqué que l'implant conventionnel a présenté une concentration élevée de contraintes dans l'os cortical autour de l'implant et une répartition harmonieuse dans le corps de l'os spongieux (Figures 20 et 21). Ces contraintes ont diminué de valeurs dans le sens corono-apical, avec une légère augmentation sur les courbes montrant l'augmentation de ces contraintes à l'interface base de l'implant/os spongieux du même côté s'expliquant par le fait que cette partie de l'os est très sollicitée par les charges mécaniques.

Dans le nouveau modèle avec ligament, l'allure qualitative de distribution de contraintes sur le contour cervical était assez similaire avec le modèle conventionnel, cependant, il existe une différence importante dans l'os cortical. Nous avons observé le même comportement pour un contour buccolingual et mesio-distal (Figures 20 et 21), mais atteignant des valeurs différentes.

En somme, ces résultats montrent que le niveau des contraintes à l'interface de l'os cortical dans le modèle avec ligament artificiel est inférieur à celui pour modèle classique, ce qui n'est pas le cas de celui des contraintes dans l'os spongieux où leur intensité est relativement similaire. Ceci est dû à la faiblesse de ses propriétés mécaniques par rapport à l'os cortical. Toutefois, les figures 20 et 21 ci-dessous, montrent que c'est le type de chargement disto-mésial qui est à l'origine de l'induction du niveau de contraintes maximales dans l'os cortical. Cette constatation a été enregistrée pour les deux modèles. A notre plus grande connaissance basée sur l'étude que nous avons réalisée, ceci peut être à priori justifié par les conditions aux limites appliquées sur le système ainsi que par la forme géométrique de l'os.

Mentionnons également que l'analyse effectuée considère indépendamment des dents adjacentes, une seule dent prémolaire implantée, ce qui a généré les plus fortes contraintes dans le sens disto-mésial. Ceci justifie l'importance du remplacement des dents perdues par une implantation dentaire afin de minimiser ce type de contraintes.

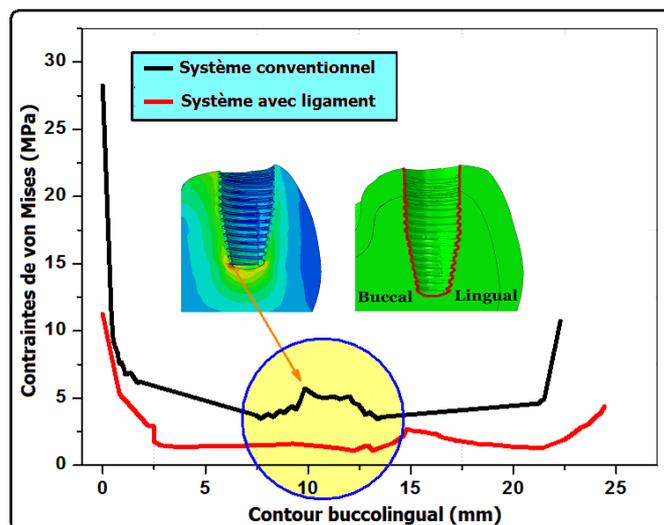


Figure 20. Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour buccolingual).

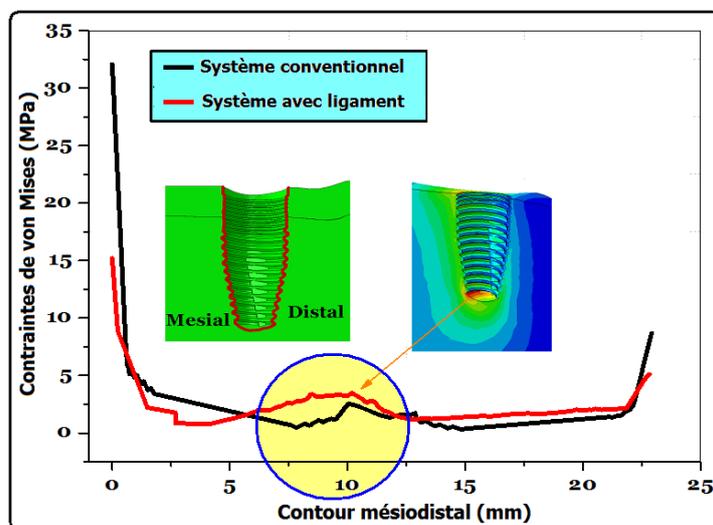


Figure 21. Répartition des contraintes dans l'os alvéolaire (contour mésiodistal).

8. Discussion

Une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes de von Mises dans un système implantaire constitué de la prothèse externe, de l'implant, du ligament artificiel et de l'os alvéolaire sous l'effet de sollicitation mécanique a été effectuée et les résultats ont été résumés dans la figure 22 ci-dessous.

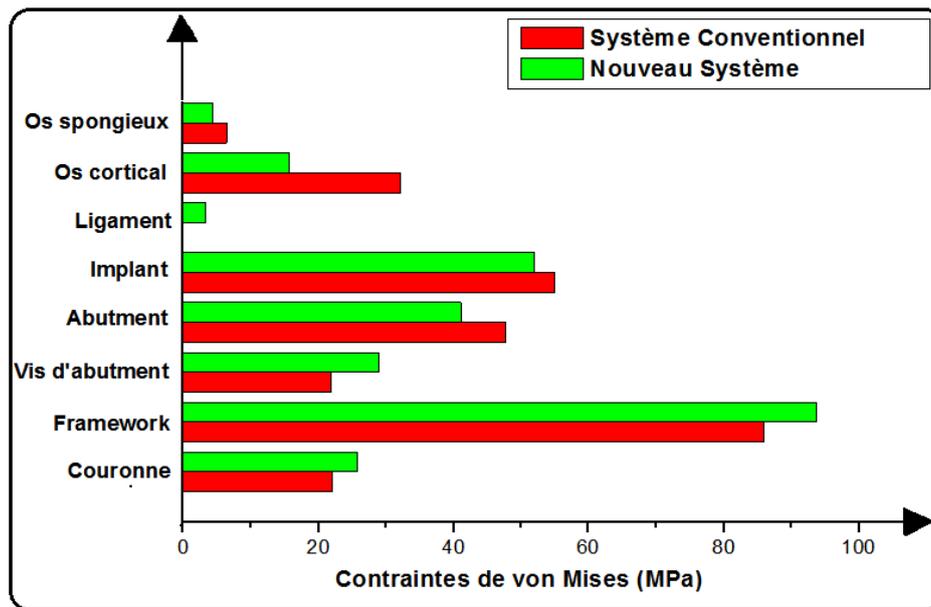


Figure 22. Histogramme des contraintes de von Mises pour chaque composant dans les deux modèles.

Un chargement appliqué sur la surface de la couronne entraîne une forte concentration de contraintes dans la partie supérieure de la zone de fixation de l'implant en contact avec l'os cortical. Cette zone est intensivement sollicitée du fait que ses propriétés mécaniques sont les plus élevées par rapport à celles de la zone spongieuse [25]. De plus, c'est la zone subissant le maximum des forces masticatoires. Ceci n'élimine pas l'existence de contraintes relativement faibles à la zone apicale en contact avec l'apex de l'implant, justifiées par les charges de compression exercées sur les systèmes implantaire. [26-30]

Dans cette étude, la concentration des contraintes s'est produite uniquement dans un seul côté du cou et non pas autour comme trouvé dans des études antérieures [31]. Lidia et al. [32] ont décrit que l'implant conventionnel à géométrie cylindrique induit relativement de fortes contraintes sur l'os, le long du corps de l'implant tout en les concentrant près du cou. Ces conclusions sont en fait en concordance avec nos résultats. Toutefois, cette situation peut produire des pertes osseuses pathologiques au niveau de la région cervicale de l'implant par atrophie et près de son extrémité à cause des charges excessives. De plus, le nouveau implant avec

ligament fourni une faible répartition des contraintes du haut de l'implant vers sa région apicale [33-37].

Indépendamment de la direction et la valeur du chargement, l'implant résiste au maximum de contraintes par rapport à l'os mandibulaire. La raison pourrait être son haut module élastique ($E=110000$ MPa), ce qui est de six fois environs le module d'élasticité de l'os cortical qui est de 17000 MPa et de 36 fois environs le module d'élasticité de l'os spongieux (3000MPa).

Dans cette recherche, les deux modèles présentés ont indiqué l'existence d'une concentration de contraintes à la même région du cou, c'est à dire, la zone supérieure de la couche corticale. Ceci s'explique par :

- L'évidence que la surface entre l'implant et l'os cortical est beaucoup plus petite que celle entre l'implant et l'os spongieux. De plus, l'os cortical est approximativement dix fois plus rigide que l'os spongieux.
- Le contact intime entre l'os cortical et l'interface de l'implant, ce qui explique que la charge appliquée à l'implant est directement transmise à l'os cortical.

Ce sont en effet les raisons principales que les contraintes maximales ont tendance à augmenter dans l'os cortical. Ceci justifie le fait que les pertes osseuses dans cette zone sont liées à cette concentration de contraintes [38-40] et donne à penser qu'une grande importance doit être accordée au contact de l'implant avec la couche corticale de l'os.

Dans certaines grandes études en radiologie, les implants chargés présentaient des pertes osseuses typiques autour du col de l'implant [41]. Ceci concorde bien avec les résultats de notre étude basée sur la méthode des éléments finis, dans lesquels il a été confirmé que les plus hauts niveaux de contraintes se sont produits essentiellement dans cette zone.

Cependant, le framework représente le niveau de contraintes le plus élevé par rapport aux autres composantes du système implantaire. Ceci est également dû aux propriétés mécaniques très élevées du framework mais

surtout au fait que cette composante est la plus directement exposée aux différentes charges. A souligner l'importance de l'effet de la géométrie complexe et non uniforme de ce composant ainsi que la nature du chargement sur la répartition des contraintes qui en dépend fortement. [42-48]

Mentionnons également que l'analyse effectuée prenait en considération une seule implant indépendamment des dents adjacentes sur l'arcade dentaire, ce qui a généré les plus fortes contraintes dans le sens disto-mésial dans le cas d'un système d'implant libre [49-56]. Ceci justifie l'importance du remplacement des dents perdues par une implantation dentaire afin de minimiser ce type de contraintes.

Il est très clair sur la figure 22 que le ligament artificiel présente le niveau de contraintes le plus bas par rapport aux autres composantes du fait de ses faibles propriétés mécaniques comme déjà mentionné. De plus, cet organe est situé entre l'os et l'implant et joue un rôle amortisseur des chocs mécaniques exercés sur l'os alvéolaire.

En somme, les résultats obtenus fournissent une solution efficace qui ne compromet pas les niveaux de contraintes appliquées dans l'os. De plus, cette géométrie qui prend les pics de contraintes loin de la crête osseuse doit être celle choisie pour un usage clinique.

9. Conclusion

La méthode des éléments finis (FEM) est une technique très précise utilisée pour l'analyse des contraintes structurelles. Avec son application dans l'ingénierie, cette méthode permet de résoudre de nombreuses équations pour calculer les contraintes sur la base des propriétés mécaniques des structures en cours d'analyse. FEM a de nombreux avantages mis en évidence par la possibilité d'inclure l'hétérogénéité et l'irrégularité du contour du système d'implant dans la conception du modèle et la facilité relative avec laquelle les charges peuvent être appliquées à différentes directions et grandeurs pour une analyse plus complète.

Comme une conclusion générale, sur la base des résultats de l'analyse par cette méthode numérique, les hypothèses suivantes sont obtenues à partir de cette étude par l'examen biomécanique. Il est visible que les contraintes se propagent dans les régions de l'os qui sont plus proches de l'implant, et la diminution de leur ampleur vers la région externe. Ces contraintes atteignent le niveau le plus élevé dans les zones d'os cortical qui sont juste à côté de la partie de fixation cervicale supérieure de l'implant. Toutefois, le maximum des contraintes de von Mises se produit à l'intérieur de la dent restaurée elle-même. En outre, l'ampleur des contraintes dans l'os cortical est plus élevée que celle dans l'os spongieux. Sans surprise, les contraintes dans l'os spongieux atteignent leur niveau maximum dans les bas des racines qui supportent les charges occlusales. Enfin, il est très important de souligner le rôle du ligament dans l'absorption des chocs que subisse l'os en provenance des charges de mastication.

Références bibliographiques

- [1] Misch BM. A scientific rationale for dental implant design. In: CE M (ed). *Contemporary Implant dentistry*, 2nd ed. St. Louis: Mosby, 1999:329-343.
- [2] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2004;15:401-412.
- [3] 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;92:523-530.
- [4] Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol* 2002;73:322-333.
- [5] Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981;10:387-416.
- [6] Albrektsson T ZG, Worthington P, Eriksson AR. . The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1:11-25.
- [7] Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res* 1991;2:81-90.
- [8] Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997;68:1117-1130.
- [9] Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71:1412-1424.

-
- [10] Hammerle CH, Bragger U, Burgin W, Lang NP. The effect of subcrestal placement of the polished surface of ITI implants on marginal soft and hard tissues. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:111-119.
- [11] Luo G, Sadegh AM, Alexander H, Jaffe W, Scott D, Cowin SC. The effect of surface roughness on the stress adaptation of trabecular architecture around a cylindrical implant. *J Biomech* 1999;32:275-284.
- [12] Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:811-818.
- [13] Wiskott HW, Belser UC. Lack of integration of smooth titanium surfaces: a working hypothesis based on strains generated in the surrounding bone. *Clin Oral Implants Res* 1999;10:429-444.
- [14] Norton MR. Marginal bone levels at single tooth implants with a conical fixture design. The influence of surface macro- and microstructure. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:91-99.
- [15] Hansson S, Werke M. The implant thread as a retention element in cortical bone: the effect of thread size and thread profile: a finite element study. *J Biomech* 2003;36:1247-1258.
- [16] Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26:9-17.
- [17] Wolff J. *The law of bone remodeling*. Berlin: Springer-Verlag 1986.
- [18] Frost HM. Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat Rec* 1987;219:1-9.
- [19] Frost HM. Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians. *Angle Orthod* 1994;64:175-188.
- [20] Stanford CM. Biomechanical and functional behavior of implants. *Adv Dent Res* 1999;13:88-92.
- [21] Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA. Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion. *J Indiana Dent Assoc* 1989;68:19-24.
- [22] Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:143-152.
- [23] Reilly DT, Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 1975;8:393-405.
- [24] Mandell JA, Carter DR, Goodman SB, Schurman DJ, Beaupre GS. A conical-collared intramedullary stem can improve stress transfer and limit micromotion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:695-703.
- [25] 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 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357-368.
- [26] Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Jr., Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004;75:1233-1241.
- [27] Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des* 2010;31:2097-100.
- [28] Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB. Mechanical loading of Brånemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994;9(3):345-60.

-
- [29] Spiekermann H. Color atlas of dental medicine: implantology. New York: Thieme; 1995.
- [30] Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-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.
- [31] Berkovitz BKB. Periodontal ligament: structural and clinical correlates. *J Dent Res* 2004;31:46-54.
- [32] Nishida E, Saito M, Ishikawa S, Sasaki T, Noguchi T, Shimizu N, Teranaka T. Transcriptome analysis of extracellular matrix genes regulating periodontal ligament development. *J Dent Res* 2006;56:2598-2605.
- [33] Giannini M, Soares CJ, and De Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials* 2004;20(4):322-329.
- [34] Pola Poiate IAVP, De Vasconcellos AB, Poiate E, and Cervantes Dias KRH. Stress distribution in the cervical region of an upper central incisor in a 3D finite element model. *Brazilian Oral Research* 2009;23(2):161-168.
- [35] Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Ould Chikh B, Mootanah R, Aminallah L, Serier B, Muslih IM. *Materials and Design* 2012;36:705-713.
- [36] Goel VK, Khera SC, Ralston JL, Chang KH, *J Prosthet Dent* 1991;66:451.
- [37] Zhang Y, Zhang D, Feng C, Peng P, Hu H, Kawakami T, et al. A three-dimensional finite element analysis for the biomechanical characteristics of orthodontic anchorage micro-implant. *J Hard Tissue Biol* 2006;15:69-72.
- [38] Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endodontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94:321-329.
- [39] Brian RL, James J-WL. Analysis of fracture and deformation modes in teeth subjected to occlusal loading. *Acta Biomaterialia* 2009; 5:2213-2221.
- [40] Bader JD, Shugars DA, and Martin JA. Risk indicators for posterior tooth fracture. *Journal of the American Dental Association* 2004;135(7):883-892.
- [41] Ted S. Fill, Jason P. Carey, Roger W. Toogood and Paul W. Major. Experimentally Determined Mechanical Properties of Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature. *Journal of Dental Biomechanics* 2011, Article ID 312980, 10 pages doi:10.4061/2011/312980.
- [42] Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, and Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament," *Dental Materials* 2009;25(10):1285-1292.
- [43] Naveh GRS, Shahar R, Brumfeld V, Weiner S. Tooth movements are guided by specific contact areas between the tooth root and the jaw bone: A dynamic 3D microCT study of the rat molar. *Journal of Structural Biology* 2012;177:477-483.
- [44] Ruess M, Tal D, Trabelsi N, Yosibash Z, Rank E. The finite cell method for bone simulations: verification and validation. *Biomech Model Mechanobiol* 2012; 11:425-437.
- [45] Jiang W, Bo H, Yongchun G, LongXing N. Stress distribution in molars restored with inlays or onlays with or without endodontic treatment: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2010; 103:6-12.
- [46] Lee HE, Lin CL, Wang CH, Cheng CH and Chang CH. Stresses at the cervical lesion of maxillary premolar- a finite element investigation. *Journal of Dentistry* 2002; 30:283-290.
- [47] Jeon PD, Turley PK, Moon HB, and Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite

- element model. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics 1999; 115:267-274.
- [48] Rees JS and Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur. J. Oral Sci 2004;112:347-352.
- [49] Lecomte P and Dawes C. The influence of salivary flow rate on diffusion of potassium chloride from artificial plaque at different sites in the mouth. J Dent Res 1987;66:1614-1618.
- [50] Hall RC, Embery G and Shellis RP. Biological and structural features of enamel and dentine: current concepts relevant to erosion and dentine hypersensitivity. Martin Dunitz London 2000; 3-18.
- [51] Tanaka M, Naito T, Yokota M, Kohno M. Finite element analysis of the possible mechanism of cervical lesion formation by occlusal force. J Oral Rehabil 2003;30:60-67.
- [52] Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne SC, Wilder AD, Sluder TB, Brunson WD. Examining tooth flexural effects on cervical restorations: a two-year clinical study. J Am Dent Assoc 1991;122:41-47.
- [53] Weng-Pin C, Bor-Shiunn L, Chun-Pin L. Three-dimensional finite element modeling of a maxillary two-rooted premolar tress analysis with or without modeling of the periodontium. Chin Dent J 2005;24(1):35-45.
- [54] Litonjua LA, Andreana S, Patra AK and Cohen RE. An assessment of stress analyses in the theory of abfraction. Bio- MedicalMaterials and Engineering 2004;14(3):311-321.
- [55] Michael JA, Townsend GC, Greenwood LF and Kaidonis JA. Abfraction: separating fact from fiction. Australian Dental Journal 2009;54(1):2-8.

CONCLUSION GENERALE

Conclusion Générale

Les implants dentaires ont été étudiés et utilisés pour le remplacement des dents manquantes depuis plusieurs années. Il a été bien connu que le succès de ces implants dépende fortement de leur stabilité initiale et d'ostéo-intégration à long terme, dus à la distribution optimale des efforts dans l'os environnant. Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

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

Il est indispensable de conclure que les champs de contrainte autour des implants ostéo-intégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux de l'implant et de la prothèse, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, et la nature de l'interface os implant.

En ce qui concerne le système d'implant, les paramètres de conception qui affectent principalement les distributions des contraintes dans l'os, incluent le biomatériau utilisé ainsi que la géométrie de l'implant et la prothèse. Pour augmenter la surface de l'ostéo-intégration, les implants filetés sont actuellement préférés par rapport aux implants cylindriques lisses. Selon la qualité osseuse, les traitements de surface et le type du filetage peuvent influencer de manière significative l'efficacité de l'implantation, en terme de stabilité initiale et de la nature biomécanique de l'interface os-implant après l'implantation.

L'application répétée d'une charge sur le tissu osseux entraîne un effet de fatigue qui se traduit par l'apparition de micro-fractures. La structure alvéolaire de l'os et sa capacité de remodelage physiologique de l'os ne favorisent pas l'extension de ces micro-fractures et permettent l'adaptation fonctionnelle par réparation de ces micro-lésions.

Les complications qui vont apparaître à court, moyen et long terme en présence de prothèses implantoportées ou à compléments de rétention dont la conception occlusale est mal définie et mal élaborée, seront les pertes osseuses pouvant aller jusqu'à la perte des implants, les fractures d'implants, les fractures de composants, les fractures d'armatures prothétiques, les fractures de matériaux cosmétiques. Il est donc essentiel de concevoir ces prothèses selon un schéma occlusal rigoureux.

De nombreuses études cliniques constatent une étroite corrélation entre l'existence d'une surcharge occlusale et la perte osseuse observée à l'interface os/implant. Les études sont plus rares pour ce qui est des conséquences d'une inadaptation prothétique. La surcharge occlusale semble être la cause essentielle des échecs implantaires.

Plusieurs alternatives visant à réduire les forces transmises aux implants ont été étudiées. Ainsi, un nouveau concept d'ajouter un ligament artificiel au composant structural du système d'implant entre l'os alvéolaire et l'implant dentaire a été étudié afin d'atténuer les chocs occlusifs et l'effort concentré à l'interface os-implant. La nouvelle conception du système d'implant a été évaluée par la technique des éléments finis tridimensionnelle (3D) en se basant sur une simulation numérique qui a permis d'analyser l'effet du matériau du ligament sous une charge occlusive sur les efforts équivalents de von Mises induits dans cette interface.

Ces efforts ont été comparés à ceux provoqués dans l'implant normalisé. L'étude de la distribution des contraintes a indiqué que l'effort était maximal autour du dessus de l'implant. L'effort était maximal dans l'os cortical au collet de l'implant et le plus faible dans l'os spongieux.

De manière générale, le nouveau système d'implant proposé a provoqué des contraintes d'interface inférieures dans l'os cortical grâce à l'effet d'amortissement des efforts par le ligament artificiel que nous avons proposé.