



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE
ET POPULAIRE



MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

Pour l'obtention du diplôme de Doctorat

UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL-ABBES
FACULTE DE TECHNOLOGIE

SPECIALITE : SCIENCE DES MATERIAUX

Présentée et soutenue publiquement par

Melle. CHELAHI CHIKR Yamina

***Analyse tridimensionnelle du comportement mécanique
des implants dentaires***

Directeur de Thèse : Pr. BOUTABOUT Benali

Soutenu le, **18/01/2018**

Devant la commission d'Examen

- **JURY** -

Directeur de thèse : Mr. BOUTABOUT Benali Professeur UDL_SBA

Président : Mr. BACHIR BOUIADJRA Belabbes Professeur UDL_SBA

Examineurs :

1- Mr. BELHAOUARI Mohamed	Professeur	UDL_SBA
2- Mr. BOUTAOUS Mohamed	Professeur	USTOran
3- Mr. OUINAS Djamel	Professeur	U de Mostaganem
4- Mr. ZIADI Abdelkader	Professeur	C.U.Ain Temouchent

Résumé

Le but de ce travail est de développer un nouveau modèle tridimensionnel d'une prothèse dentaire. Celle-ci est soumise à l'une des trois charges de mastication (corono-apicale, disto-mésiale et linguo-buccal), appliquée sur la surface occlusale de la couronne. La distribution et l'intensité de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os et dans les composants de la prothèse dentaire sont déterminées numériquement par la méthode des éléments finis à l'aide du code de calcul Abaqus. Cette analyse numérique nous a permis de montrer l'effet des paramètres géométriques de l'implant tels que sa longueur et son diamètre ainsi que le nombre de filets et la nature du filetage sur la variation de la contrainte équivalente au voisinage proche de l'interface os/implant. Ces contraintes interfaciales sont évaluées sur la partie extérieure et au fond du filet. Il est important de connaître les effets de ces facteurs pour assurer d'une part, la stabilité et l'immobilité de l'implant dentaire dans l'os alvéolaire et d'autre part, la tenue mécanique de l'os cortical.

Mot clés : os, implant, filetage, contrainte de von Mises, contrainte interfaciale, MEF

Abstract

The purpose of this work is to develop a new three-dimensional model of a dental prosthesis. This one is subjected to one of the three charges of mastication (corono-apical, disto-mesial and lingual-oral), applied on the occlusal surface of the crown. The distribution and intensity of the von Mises equivalent stress in the bone and in the dental prosthesis components are determined numerically by the finite element method using the Abaqus code. This numerical analysis enabled us to show the effect of the geometric parameters of the implant such as its length and diameter as well as the number of threads and the nature of the threading on the variation of the stress equivalent to the close vicinity of bone / implant interface. These interfacial constraints are evaluated on the outside and at the bottom of the net. It is important to know the effects of these factors to ensure, on the one hand, the stability and immobility of the dental implant in the alveolar bone and, on the other hand, the mechanical strength of the cortical bone.

Key words: bone, implant, threaded, von Mises stress, interfacial stress, FEM

Remerciement

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 au directeur de ma thèse, Monsieur BOUTABOUT Benali Professeur à l'Université de Sidi Bel Abbès. Il a dirigé ce travail doctoral, 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.

Je remercie les plus sincères aux membres de jury.

Je remercie profondément Messieurs MERDJI Ali & GOUASSMI Sadek 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 et 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 n'oublierais pas de remercier et saluer mes collègues au sein de l'université.

En fin, je remercie tous les membres de ma famille pour tous ce qu'ils ont endurés pour moi pendant cette période.

DEDICACE

Je dédie ce modeste travail, mon succès et mon existence en toute piété, à mon dieu qui grâce à lui seul j'ai aboutie à se niveau et je souhaite être digne de ces perfections précieuses et d'assumer les prochaines responsabilités.

Je dédie ce succès à mes très chers parents, mes sœurs et frères pour leurs patiences et leurs soutiens tout le long de mes études.

Je leurs exprime toutes mes reconnaissances et mes sentiments les plus sincères.

CHELAHI CHIKR Yamina

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE.....

Chapitre I : Biomécanique du système masticatoire et comportement mécanique de l'os

Introduction	1
1. Domaines d'application de la biomécanique.....	1
2. Structure et comportement mécanique de l'os humain	2
2.1. Os cortical ou compact	3
2.2. Os spongieux ou trabéculaire.....	4
2.3. Comportement mécanique de l'os	5
2.4. Remodelage osseux	5
3. Structure et mécanique du système masticatoire.....	6
3.1. L'articulation Temporo-mandibulaire (ATM).....	7
3.2. L'os temporal.....	7
3.3. Le maxillaire supérieur	8
3.4. Le maxillaire inférieur	8
3.5. Les muscles masticateurs.....	9
3.5.1. Muscles élévateurs.....	9
3.5.2. Muscles abaisseurs	9
3.6. Mécanique de la mastication	10
3.6.1. Abaissement et élévation	11
3.6.2. Propulsion et rétropulsion.....	11
3.6.3. Diduction	11
4. Biomécanique dentaire	11
4.1. Rappel anatomique sur la dent.....	11
4.2. Déplacement dentaire	13
4.3. Forces appliquées sur la dent	14
4.3.1. Forces fonctionnelles	15
4.3.2. Forces pathologiques	15
5. Étude des forces masticatoires	16
6. Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation.....	17
6.1. Forces induites par une dent naturelle.....	18
6.2. Biomécanique de la connexion os-implant	18
6.3. Maintien de l'interface os-implant	19
6.4. Forces occlusales sur l'implant.....	19
6.5. Forces transmises à l'os.....	20
7. Les principes de biomécanique.....	22
Conclusion	23
Références.....	24

Chapitre II : Implantation Dentaire et Biomatériaux

Partie 1 : Implantation dentaire

Introduction	28
1. Implantologie.....	28
1.1. Définition.....	28
1.2. Les implants dentaires.....	30
1.2.1. Principe des implants dentaires.....	30
1.2.2. Types et formes des implants dentaires.....	30
a) - Différents types d'implants dentaires sont possibles	30
• Implants juxta-osseux	31
• Implants trans-osseux	31
* Implants endo-osseux	31
b) - Comparaison entre quelques différents implants dentaires.....	32
c) - Résistance des implants dentaires	32
1.2.3. Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires	33
1.3. Déroulement du traitement	33
1.3.1. Pose d'un ou plusieurs implants	33
1.3.2. Temps de consolidation	33
1.3.3. Pose de la prothèse	34
1.4. Remplacement d'une dent unitaire	34
1.4.1. Avantages d'une couronne sur implant	34
1.4.2. Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent.....	34
1.5. Remplacement de plusieurs dents	35
1.5.1. Avantages de bridge sur implant	35
1.6. Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur	36
1.6.1. Avantages de la prothèse complète sur implant	36
1.6.2. Etapes de traitement de la prothèse complète.....	36
1.7. Modèles d'implants cylindriques en vis	36
1.7.1. Mise en place de l'implant	37
1.7.2. Classification selon le col d'implant	38
1.7.3. Classification selon le corps d'implant.....	38
1.7.4. Classification selon les dimensions	39
1.8. Espace prothétique et définition du diamètre de l'implant.....	39
1.9. Critère de réussite d'une implantation dentaire.....	40
1.9.1. Causes potentielles d'échecs	40
1.10. Avantage et Inconvénient des implants dentaires.....	40
1.10-a- Les avantages	40
1.10-b- Inconvénients des implants dentaires	41
1.11. Critère de succès	41
Conclusion	43

Partie 2 : Biomatériaux en implantation dentaire

Introduction	44
1. Critères de qualité et de sélection d'un biomatériau	44
2. Les différentes classes de biomatériaux	45
2.1. Classes biologiques	45
2.2. Classification fonctionnelle	46
3. Les alliages de titane en implantation dentaire.....	48

3.1. Transformation allotropique	48
3.2. Diverses morphologies pouvant être obtenues	49
3.3. Nouvelles propriétés mécaniques	50
3.4- Tendances et perspectives	50
Conclusion	51
Références.....	51

Chapitre III : Les applications numériques avancées sur l'évaluation des implants dentaires

Introduction	53
1-Modélisation numérique en implantation dentaire.....	53
1-1-Modélisation numérique.....	53
1-2-Modélisation par éléments fini.....	55
1-3-Outils de modélisation par éléments finis.....	57
2. Logiciel de modelisation/simulation abaqus.....	58
2.1. Structure et tâches.....	58
• Module « <i>PART</i> »	58
• Module « <i>PROPERTY</i> »	59
• Module « <i>ASSEMBLY</i> ».....	59
• Module « <i>STEP</i> ».....	59
• Module « <i>INTERACTION</i> »	59
• Module « <i>LOAD</i> »	59
• Module « <i>MESH</i> »	59
• Module « <i>JOB</i> ».....	60
• Module « <i>VISUALIZATION</i> »	60
• Module « <i>SKETCH</i> ».....	60
3. L'arbre du modèle	60
4. Méthodologie.....	60
5. Discussion.....	61
6. Limitations de l'approche numerique.....	61
7. Applications en implantation dentaire.....	62
Références.....	65

Chapitre IV : Analyse numérique tridimensionnelle des contraintes biomécanique dans les systèmes implantaires

1. Introduction	67
2. Modèle géométrique	67
2.1. Os mandibulaire.....	67
2.2. Le système d'implant	68
3. Propriétés mécanique des matériaux	69
4. Conditions aux limites	70
5. Etat de l'interface	70
6. Maillage de la structure osseuse et de la prothèse dentaire.....	71

7. Résultats et discussions	71
7.1. Distribution de la contrainte équivalente dans le système implantaire et la structure osseuse	71
7.1.1. Contour de la contrainte équivalente de von Mises.....	71
A. Os mandibulaire.....	72
B. Implant.....	72
C. Pilier.....	74
D. Couronne.....	74
E. Porte couronne.....	75
7.2. Contraintes équivalente dans les trois zones.....	75
7.3. Analyse des contraintes inter-faciales.....	77
A. Contrainte équivalente cervico-corticale.....	77
B. Contrainte équivalente apico-spongieuse.....	78
C. Contrainte équivalente à l'intérieure et à l'extérieure du filet de l'implant.....	78
Conclusion.....	80

Chapitre V : Effets des paramètres géométriques de l'implant sur les contraintes interfaciales

Introduction	82
2. Morphologie générale des implants	82
3. Modèle géométrie	83
4. Résultats et discussions	83
4.1. Effet de la longueur de l'implant sur les contraintes interfaciales	84
• Le système d'implant	84
4.2. Effet du diamètre de l'implant sur les contraintes interfaciales	87
• Le système d'implant	87
4.3. Effet de la nature du filetage sur les contraintes interfaciales	91
• Le système d'implant	91
4.4. Effet du nombre de filets sur les contraintes interfaciales.....	94
• Le système d'implant	94
Conclusion.....	99
Référence bibliographie.....	100
CONCLUSION GENERALE.....	102

Introduction générale

Introduction générale

Un implant dentaire est assimilable à une racine artificielle. Il se présente le plus souvent sous la forme d'une vis en titane placée dans l'os de la mâchoire. Il remplace la ou les racines d'une dent absente et sert de support pour réaliser une couronne dentaire, un bridge dentaire ou une prothèse dentaire amovible. L'implant se trouve placé dans un os vivant, la jonction os/implant s'étend en surface et elle se renforce ensuite avec le temps. Il ya un remodelage continu de l'os au niveau de l'interface de l'implant et de l'os avoisinant. Le matériau le plus utilisé pour la fabrication des implants dentaires est le titane, car ce métal inerte biologiquement n'est pas rejeté par le corps et procure une solidité nécessaire à leur fonction. Celui-ci est actuellement considéré comme le matériau le mieux adapté pour les implants, du fait qu'il ne déclenche aucune réaction allergique de l'organisme. À la différence d'autres matériaux, le titane se lie directement à l'os, donc nécessaire d'avoir une surface sur laquelle l'os puisse venir s'apposer de façon très intime et bloquer ainsi l'implant dans l'os. L'implant transfère des forces à la mâchoire et il est aussi en contact avec la gencive ; quant à la prothèse elle se situe directement dans le milieu buccal qui lui transfère des force de mastication, des chocs,etc. Cependant le succès de l'implantologie nécessite l'étude poussée des phénomènes biomécaniques rencontrés lors de la mise en charge des prothèses ainsi qu'en fonctionnement.

La stabilité dans le temps et la durée de fonction d'un implant dentaire dépendent de nombreux facteurs individuels, et notamment des conditions osseuses locales et générales. Afin de répondre à ces conditions osseuses variées, différents types d'implants dentaires ont été, et sont encore actuellement en cours de développement. Quelles que soient leur forme, leur taille, ou leur état de surface tous sont en titane, et font l'objet de contrôles rigoureux.

La technique qui permet la fixation de l'implant directement sur l'os mandibulaire, exige certaines conditions biologiques. Après extraction de la dent naturelle, l'os doit remplir en partie le vide laissé pendant trois à six mois ensuite, il faut procéder au forage d'un puits déjà taraudé dans lequel se vissera l'implant fileté. Une période de repos permettra à l'os de se reformer autour de l'implant avec l'emploi de matériaux biocompatibles favorisant la repousse osseuse pendant six mois. Après cette phase, le pilier et la couronne se fixent sur l'implant ainsi le système est constitué. La couronne transmet les forces de mastication par le pilier à l'implant qui transfère à son tour les efforts à l'os.

Le travail cette Thèse est organisé de comme suit :

- Le premier chapitre porte sur la biomécanique du système masticatoire et le comportement mécanique de l'os.
- Le deuxième chapitre est consacré à l'implantologie dentaire et les biomatériaux en implantation dentaire. D'une part, nous avons présenté l'implantologie dentaire avec ces protocoles chirurgicaux et les types d'implants dentaires utilisés et d'autre part, les différents biomatériaux et les matériaux biocompatibles validés dans ce domaine notamment le titane. Nous avons donné des rappels anatomiques sur la dent ; ainsi que les principes de biomécanique dentaires.
- Le troisième chapitre expose les différentes techniques de modélisation numérique dans l'étude du comportement biomécanique des systèmes implantaires en utilisant une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis. L'objectif étant de permettre d'avoir les applications numériques avancées sur l'évaluation des implants dentaires.
- Le quatrième chapitre a pour but d'expliquer le comportement biomécanique de l'interface os/implant. Nous avons choisi un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la première molaire. Nous avons modélisé la structure des différents composants de ce système afin de définir une configuration géométrique fidèlement correspondante, 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. Cette répartition a été faite dans les trois zones (proximale, médiane et distale) de ces composants. Ensuite nous avons analysé numériquement en 3D la distribution et l'intensité

de la contrainte équivalente en fonction des contours cervical et apicale près de l'implant dentaire. La contrainte équivalente de von Mises a été évaluée au voisinage proche de l'interface au fond et à l'extérieur du filetage hélicoïdale de l'implant lorsque ce dernier est soumis à l'une des trois charges masticatoires.

- Une étude numérique est élaborée en cinquième chapitre, faisant intervenir l'effet des paramètres géométriques de l'implant dentaire, ainsi que le nombre de filets et la nature du filetage sur la distribution de la contrainte interfaciale au fond et à l'extérieur du filetage de l'implant. Cette étude permettra de contribuer à l'optimisation des facteurs géométriques de l'implant dentaire afin de minimiser les contraintes au niveau de la jonction os/implant.

Chapitre I

Biomécanique du système masticatoire et comportement mécanique de l'os

Introduction

La biomécanique est la mécanique appliquée au vivant. Le monde du vivant est naturellement un sujet d'interrogations en mécanique. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle permet d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation des nouveaux systèmes. [1,2]

Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique, d'une endoprothèse ou d'un matériau dentaire, la quantification de la performance est une des principales préoccupations des intervenants en biomécanique. Les techniques de quantification des paramètres, de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont employées tant par l'ingénieur que par le chercheur spécialiste dans ce domaine. L'analyse quantitative de la performance apporte un éclairage sur la nature du problème du patient ou de ses difficultés. L'intervention est alors mieux ciblée lorsqu'elle est guidée par des données biomécaniques et les chances d'une meilleure performance sont accrues. [2]

L'analyse de la gestuelle sert à la réalisation de bancs d'essais pour tester le matériel orthopédique (prothèses, plaques, vis,...). De même, l'identification des limites physiques d'un individu en milieu ou d'un patient, sert à élaborer des normes ainsi que des cahiers de charge pour l'équipement. Ces exemples illustrent le nombre et la diversité des professionnels faisant appel à la biomécanique, de l'ingénieur à l'éducateur physique, en passant par l'orthopédiste, l'ergonome, le chirurgien cardiovasculaire et le dentiste. [2,3]

I.1- Domaines d'application de la biomécanique

La biomécanique ouvre un champ d'intérêt très large et fait intervenir plusieurs spécialités. Cependant les spécialistes cherchent tous à leur façon de mieux : [4]

- Comprendre le comportement mécanique du monde animal et végétal ;
- Améliorer la performance d'une personne ayant une incapacité physique ;
- Améliorer la performance d'un athlète de haut niveau ;
- Améliorer la performance par les aides orthopédiques ou le matériel sportif ;
- Établir des normes de sécurité.

Plus précisément, les principaux domaines d'applications actuels sont : [4]

Chirurgie	Résistance, blessures et tolérances des tissus biologiques et des organes ; nouvelles approches chirurgicales, ...
Matériaux	Propriétés mécaniques des ligaments, tendons, fascia, os et cartilages ; rhéologie des tissus biologiques ; biocompatibilité des matériaux, ...
Orthopédie et Orthodontie	Aspects biomécaniques de la croissance et génie tissulaire ; Vibrations des organes et des tissus biologiques ; modélisation du système musculo-squelettique, tissus biologiques, articulations ; techniques d'imagerie médicale, techniques d'éléments finis et d'optimisation, ...
Organes artificiels	Reins, cœur, poumons, ...

Aides techniques	Conception de membres artificiels ; fauteuil roulant, lits, aides à la vision, aides auditives, ...
Activité physique et sportive	Analyse du mouvement humain, ...
Ergonomie	Conception de voiture, train ; analyse des postes de travail, ...
Aérospatial	Ostéoporose ; mouvement en apesanteur, ...
Cardiovasculaire	Cœur artificiel, endoprothèse ; pompe ventriculaire, ballon aortique ; machine cœur-poumon ; analyse des turbulences sanguines, ...
Physiologie	Mécanique des fluides ; analyse de la diffusion à la membrane surfactant des poumons ; microcirculation sanguine du sang, ...
Robotique	Aide au geste chirurgical, ...

Tableau 1 – Travaux et applications actuelles en biomécanique

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant : la cellule (échanges, transformations, pathologie,...), le tissu (croissance, résistance, vieillissement, réparation,...), l'organe (fonctionnement, pathologie, remplacement, ...), le système ou l'appareil (relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis-à-vis des propriétés physiques du milieu extérieur, par exemple : l'adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité), et le corps dans son ensemble (déambulation, posture, ergonomie, ...). [5]. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle permet d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation de nouveaux systèmes.

I.2- Structure et comportement mécanique de l'os humain

Les os éléments durs et résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles. Ces os, au nombre de 206 remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique [2].

Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extra cellulaire. Cette matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie. En résumé, le squelette humain assure trois fonctions :

- **Fonction mécanique** : Le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme. Il est capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.
- **Fonction métabolique** : Le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

- **Fonction hématopoïétique** : Les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des trois lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structurel et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominant, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat).

A la coupe, l'os humain présent de la superficie vers la profondeur [2,6], il est constitué essentiellement de deux types distincts du matériau osseux : l'os cortical ou compact, et l'os spongieux ou trabéculaire, comme le montre la figure 1.

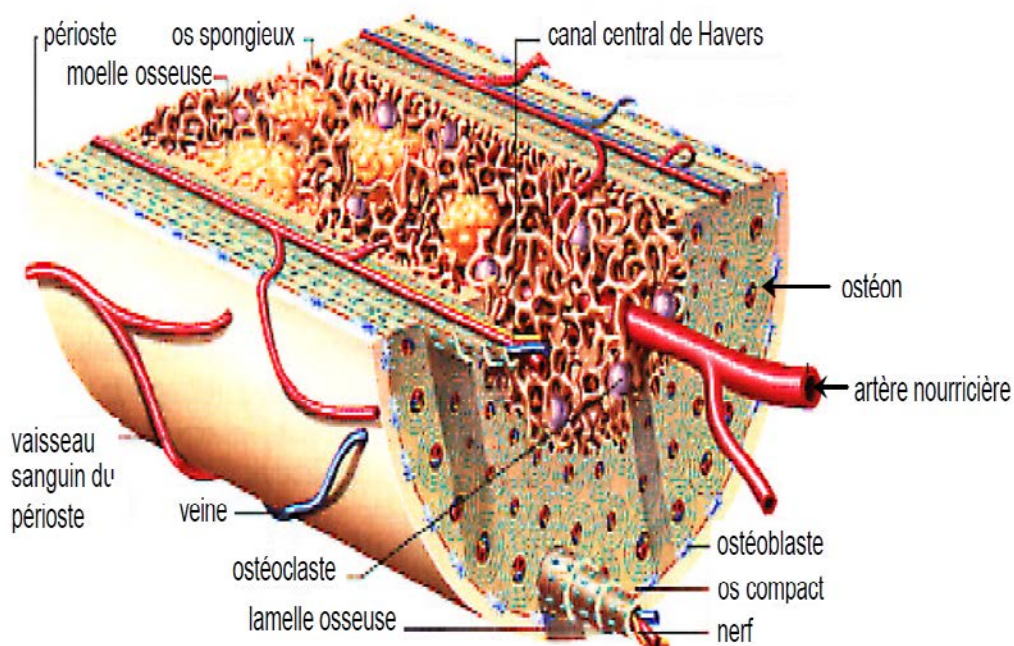


Figure 1 – Composition en couches du tissu osseux [2,7]

I.2.1- Os cortical ou compact

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette humain. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux. Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers (Figure 2). Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donne une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique [2].

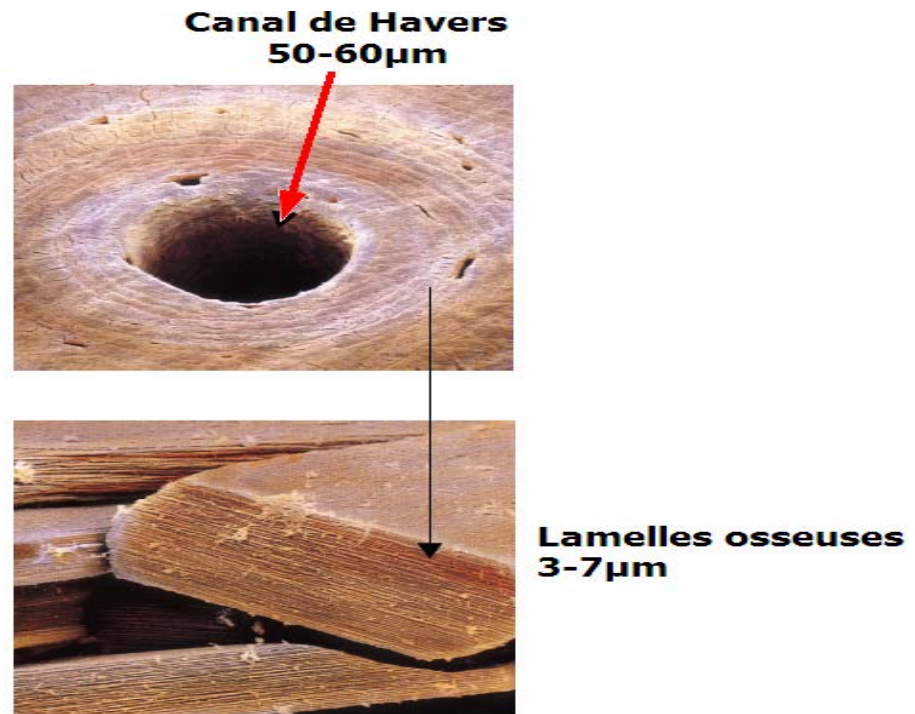


Figure 2 – Structure microscopique du tissu osseux cortical [2,8]

I.2.2 - Os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, située sous la couche de tissu osseux cortical. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur sur lesquelles s'exercent les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurelles élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée ou trabécule osseuse. Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire[2].

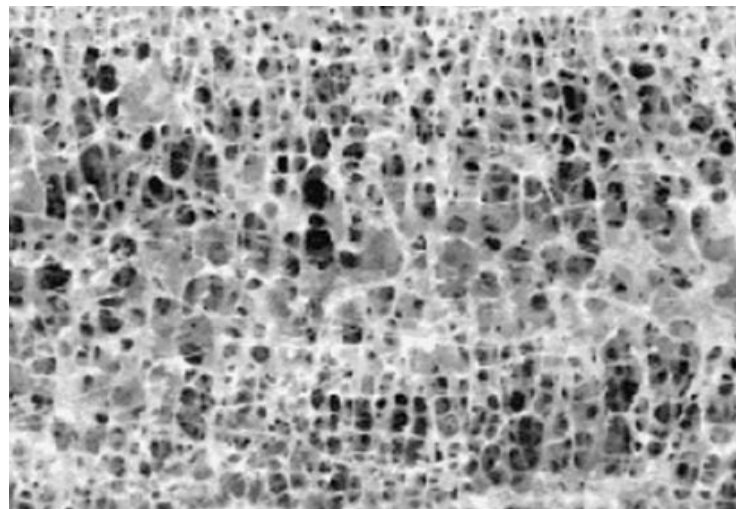


Figure 3 – Structure microscopique du tissu osseux spongieux [2,9]

L'os spongieux peut être donc considéré comme un matériau composite [2,10]. En effet, ses deux éléments constitutifs, comme le montre la figure I.3, sont les trabécules et le vide. Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire.

I.2.3 - 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 [11]. Les propriétés de l'os constituent un compromis entre la rigidité nécessaire à autoriser une cinématique efficace, 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.

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 [12] 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 [13,14] ont par la suite développé des relations associant les propriétés mécaniques à la densité apparente et au contenu minéral. Lotz et al. [15] puis Pietruszczak et al. [16] ont fait évoluer ces modèles en ajoutant la dépendance de la direction.

I.2.4 - Remodelage osseux

Dès la fin du 19^{ème} siècle, Wolff s'est rendu compte de la relation existant entre la charge appliquée à l'os et son architecture [17]. Par la suite, de nombreux auteurs ont cherché à comprendre et à modéliser ce phénomène par lequel l'os adapte en permanence ses propriétés aux contraintes qu'il subit, ce qui est appelé remodelage ou remaniement [18,19]. Ceci permet à l'os de tendre vers un équilibre parfait entre des propriétés mécaniques suffisantes à sa fonction et une masse minimale permettant une dépense d'énergie la plus faible possible.

Les os d'un adulte sain ont en effet la capacité de s'entretenir et de s'adapter continuellement par leurs propriétés (remodelage interne) et par leur forme (remodelage externe). Ce remodelage permet notamment l'adaptation des propriétés mécaniques et la réparation des endommagements. Tous ces changements interviennent en fonction des conditions hormonales, mécaniques et physiologiques. Le remodelage osseux n'intervient que par les cellules osseuses se trouvant sur les surfaces internes de l'os, trabéculaires pour le spongieux et haversiennes pour le cortical. Il s'agit donc d'un mécanisme d'apposition.

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration du calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir, s'il est nécessaire et à quel moment, de démarrer le remodelage.
- Un processus de régulation mécanique dépendant des sollicitations s'exerçant dans le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien, et pour cela, choisit l'endroit du remodelage.

Comme le montre la figure 4, le remodelage osseux se déroule de façon cyclique :

- **Phase d'activation** : Le long de la surface osseuse inactive recouverte de cellules bordantes ou ostéoblastes, surviennent les précurseurs mononuclés des ostéoclastes.
- **Phase de résorption** : L'os ancien est résorbé par des ostéoclastes.
- **Phase d'inversion** : Les ostéoclastes sont remplacés par des cellules mononuclées.
- **Phase de reconstruction (ostéof ormation)** : Les ostéoblastes comblent la lacune et en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors ostéocytes.

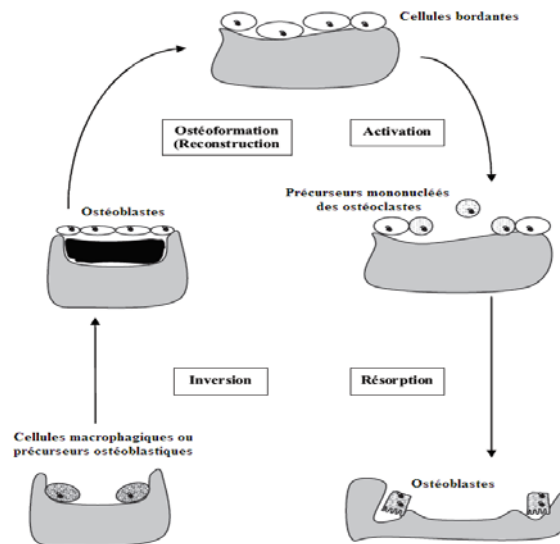


Figure 4 – Le remodelage osseux [2,20]

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement dont il est soumis, il doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer son remaniement. Plusieurs hypothèses sont faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives. En effet, d'après Cowin 1994, ces cellules capteraient les signaux mécaniques et seraient régulatrices de la masse osseuse en agissant sur les cellules ostéoclastes et ostéoblastes actrices du remodelage. [2,11]

I.3 - Structure et mécanique du système masticatoire

Dans cette section, nous proposons de mettre plus de lumière sur le fonctionnement du système masticatoire humain. Pour cet effet, nous abordons les éléments mécaniques principaux de ce système, en particulier les articulations, les types d'os opératoires ainsi que les différents muscles masticateurs [2].

I.3.1 - L'articulation Temporo-mandibulaire (ATM)

L'articulation temporo-mandibulaire est une articulation paire qui unit la mandibule à l'os temporal. C'est une articulation synoviale complexe de type ellipsoïde individuellement, et bicondylaire dans leur fonctionnement simultané, d'où la complexité des mouvements. Sur le crâne de profil représenté ci-dessous, on reconnaît les différents os aux alentours de cette articulation. [21]

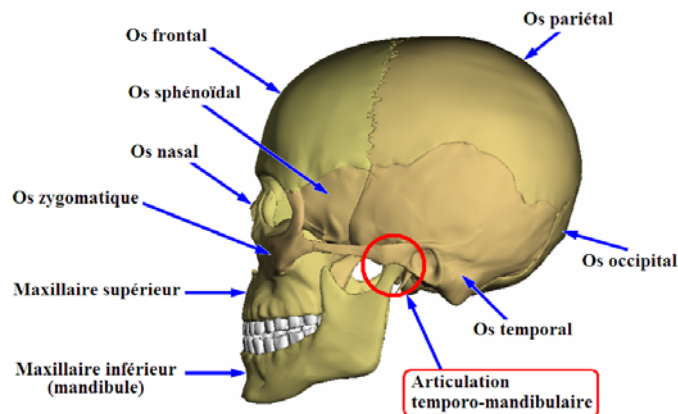


Figure 5 – Crâne, vue de profil [2]

I.3.2 - L'os temporal

L'os temporal forme le côté inférieur de la voûte crânienne et une partie du plancher crânien. Sur la face latérale, on remarque la partie squameuse, une région mince et aplatie de l'os temporal qui forme les parties antérieure et supérieure de la tempe (Figure 6). L'apophyse zygomatique se projette à partir de la région inférieure de la portion squameuse de l'os temporal et s'articule avec l'apophyse temporal de l'os zygomatique. Tout deux forment l'arcade zygomatique. La partie du plancher crânien se dénomme partie pétreuse ou rocher. Elle est triangulaire et se situe entre l'os sphénoïdal et l'os occipital. La partie pétreuse contient l'oreille interne et moyenne. Elle comprend également le canal carotidien et le trou jugulaire. Entre la partie squameuse et la partie pétreuse se trouvent la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire, éléments anatomiques de l'articulation temporo-mandibulaire. [22]

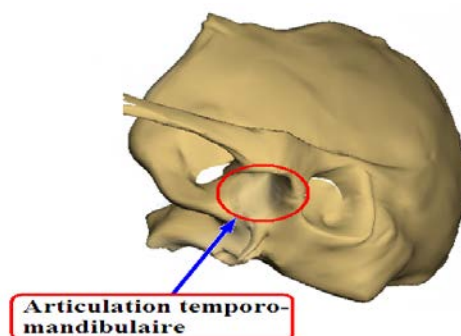


Figure 6 – Os temporal, vue latérale externe [2]

I.3.3 - Le maxillaire supérieur

Le maxillaire supérieur est intégré au massif facial. La pression qu'il reçoit est transmise à tous les os qui composent le massif cranio-facial par l'intermédiaire de poutres de résistance verticales et horizontales. Le maxillaire est formé par la réunion de deux os symétriques de forme pyramidale, participant au massif facial [21]. À son sommet, il forme le plancher des orbites. De chaque côté, il est creusé d'une cavité remplie d'air, le sinus maxillaire, en communication avec les fosses nasales. Il porte l'arcade dentaire supérieure.

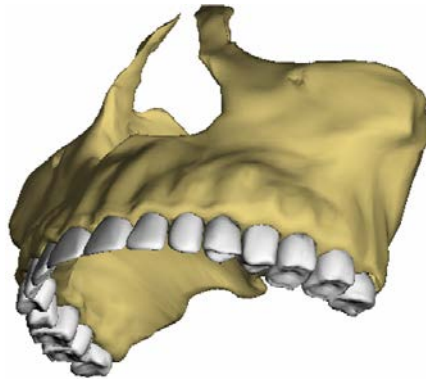


Figure 7 – Maxillaire supérieur, vue de face [2]

I.3.4 - Le maxillaire inférieur

Le maxillaire inférieur est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. Il porte l'arcade dentaire inférieure. Remarquons que la mandibule comprend une partie horizontale incurvée et deux segments perpendiculaires. L'angle de la mandibule est la région où les branches se joignent au corps.

Chaque branche est dotée d'un condyle qui s'articule avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire de l'os temporal afin de former l'articulation temporo-mandibulaire [23]. En somme, la mandibule peut être considérée comme le seul os mobile de la tête. Son rôle est majeur dans toutes les fonctions masticatoires.

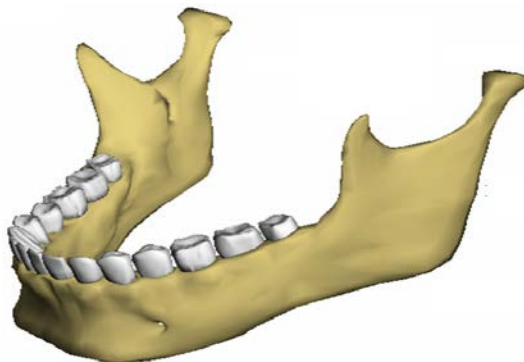


Figure 8 – Maxillaire inférieur, vue latérale [2]

I.3.5 - Les muscles masticateurs

Ils sont à l'origine de tous les mouvements et positions de la mandibule auxquels sont liés, d'une façon irrémédiable, les positions et mouvements de la langue et du plancher de la bouche. Ils s'insèrent sur les os du crâne et permettent la phonation mais aussi la déglutition, après avoir mastiqué les aliments. Parmi les différents muscles qui interviennent au cours de la mastication, il convient de distinguer. [24-25]

I.3.5.1 - Muscles élévateurs

- **Muscle masséter** : C'est un muscle rectangulaire, trapu, allongé de haut en bas, entre l'arcade zygomatique et la face externe de la branche montante de la mandibule. C'est un puissant obturateur de la bouche et élévateur de la mandibule.
- **Muscle temporal** : En forme d'éventail, ce muscle occupe la fosse temporale d'où ces trois faisceaux (ant, moy, post) convergeant vers l'apophyse coronéide. C'est le plus puissant élévateur de la mandibule.
- **Muscle ptérygoïdien médial** : Muscle épais, quadrangulaire, situé dans la région ptérygo-maxillaire et tendu de la fosse ptérygoïde à la face interne de l'angle mandibulaire. C'est un élévateur de la mandibule et ramène le condyle en haut et en arrière après ouverture de la bouche.

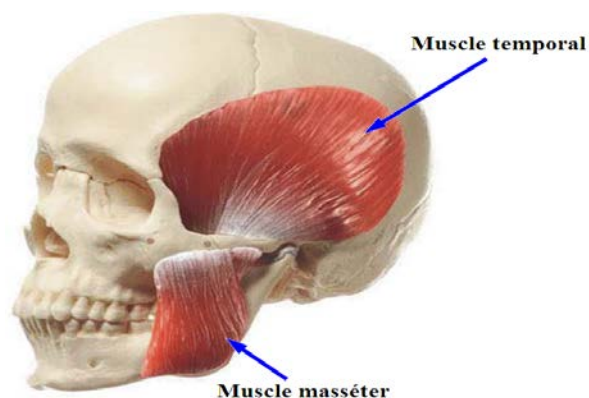


Figure 9 – Le muscle temporal et le muscle masséter [26]

I.3.5.2- Muscles abaisseurs

- **Muscle digastrique** : Il est situé à la partie supérieure et latérale du cou et formé d'un ventre antérieur et d'un ventre postérieur réunis par un tendon intermédiaire. Il s'étend de la rainure du digastrique sur le temporal à la mandibule en s'incurvant au dessus de l'os hyoïde par son tendon intermédiaire.
- **Muscle mylo-hyoïdien** : Il s'insère sur la longueur de la ligne oblique interne de la mandibule et s'étend à l'os hyoïde. Il abaisse la mandibule quand le point fixe est hyoïdien, et élève l'os hyoïde quand le point fixe est mandibulaire.

- **Muscle génio-hyoïdien** : Il s'étend de la partie médiane de la mandibule à l'os hyoïde et abaisse la mandibule quand l'os hyoïde est fixe, et élève l'os hyoïde quand la mandibule est fixe.
- **Muscle génio-glosse** : Il s'étend entre l'apophyse génie supérieure et la langue. Il abaisse la mandibule par pulsion.
- **Muscle ptérygoïdien latéral** : Muscle court, épais et tendu horizontalement de la base du crâne au col du condyle mandibulaire. Il traverse l'ATM et s'intègre dans l'appareil discal. Il est formé de deux faisceaux distincts et antagonistes :
 - Le faisceau supérieur : activé essentiellement au cours des mouvements de fermeture buccale et rétropulsion.
 - Le faisceau inférieur : se contracte des deux côtés lors de l'ouverture buccale et de la propulsion, et du côté non travaillant lors des mouvements de diduction.

I.3.6 - Mécanique de la mastication

Les 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 [27]. 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.

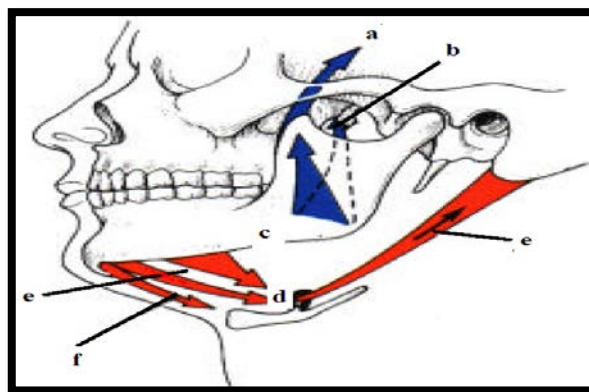


Figure 10 – Physiologie de mastication [28]

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

I.3.6.1- Abaissement et élévation

C'est le mouvement d'ouverture et de fermeture de la bouche. Lorsque la bouche est fermée ou légèrement ouverte, le disque et la tête mandibulaire solidaires glissent en avant et en bas. Pour une ouverture modérée, la tête mandibulaire se place sous le tubercule articulaire de l'os temporal. Pour l'ouverture maximale, la tête mandibulaire subit alors une rotation, c'est l'abaissement. Ce mouvement se décompose donc par une translation suivie d'une rotation. Les muscles moteurs contribuant à l'abaissement sont les muscles : digastriques, mylohyoïdiens et génio-hyoïdiens. Pour l'élévation, les mouvements sont à l'inverse de l'abaissement, la rotation et la translation. Les muscles sont : temporaux, masséters et ptérygoïdiens médiaux. L'amplitude d'ouverture buccale normale physiologique mesurée entre deux incisives est d'environ 45 mm [21].

I.3.6.2 - Propulsion et rétropulsion

Ces mouvements ont lieu dans chaque articulation ménisco-temporale. La propulsion consiste en un glissement vers l'avant et en bas de la mandibule. Dans ce mouvement, le ménisque et la tête mandibulaire tradent comme pour l'abaissement. Les muscles associés sont les ptérygoïdiens latéraux. La rétropulsion est le mouvement inverse. Les muscles sont les temporaux et les digastriques. [2]

I.3.6.3 - Diduction

Comme le montre la figure 11, la mandibule se porte latéralement. La diduction associe simultanément des mouvements différents des deux côtés. Pendant que l'une des articulations effectue une rotation, l'autre du côté opposé, effectue une translation antérieure.

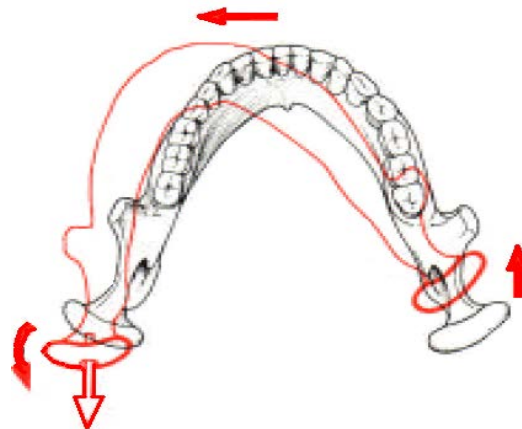


Figure 11 – Diduction de la mandibule [29]

I.4- Biomécanique dentaire

I.4.1- 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 ciment qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament parodontal. La figure 12 illustre la composition anatomique d'une dent naturelle [2].

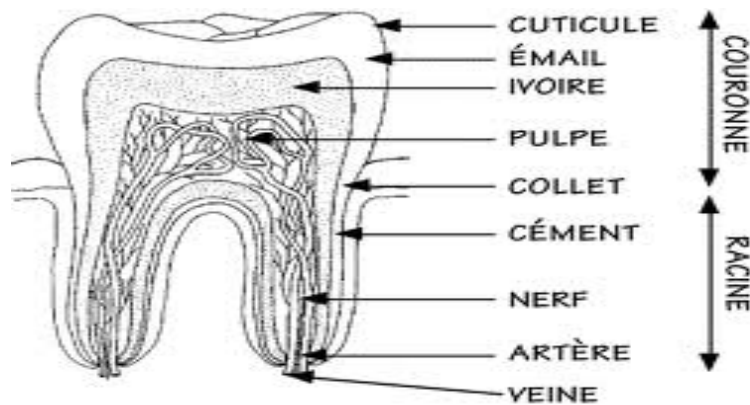


Figure 12 – La composition anatomique d'une dent naturelle [30]

Le schéma ci-dessous nous montre le parodonte et ses différents éléments qui seront détaillés par la suite :

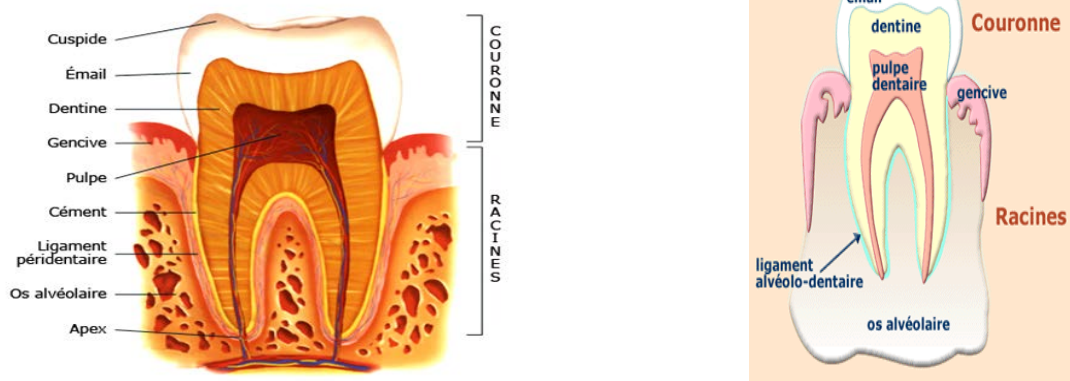


Figure 13 – Anatomie de la dent [30]

- **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 cuspides.
- **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 ciment 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.

➤ **Les dents :**

Comme la figure 14 montre les types de dents dans la mâchoire :

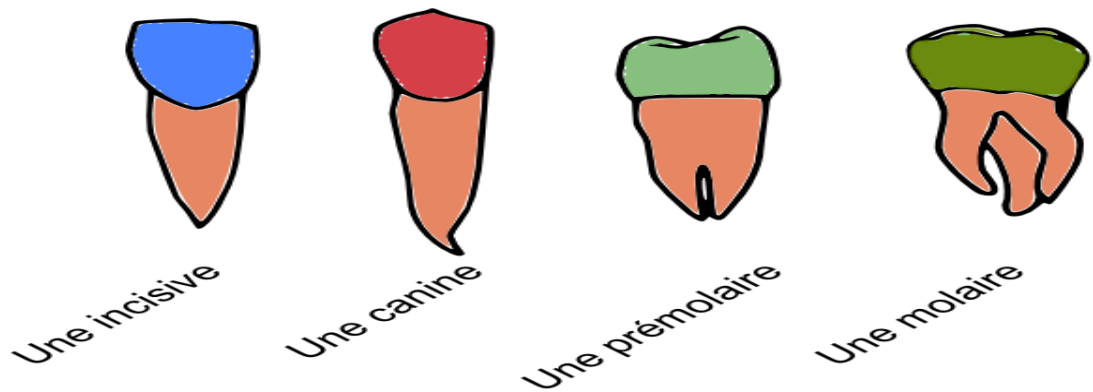
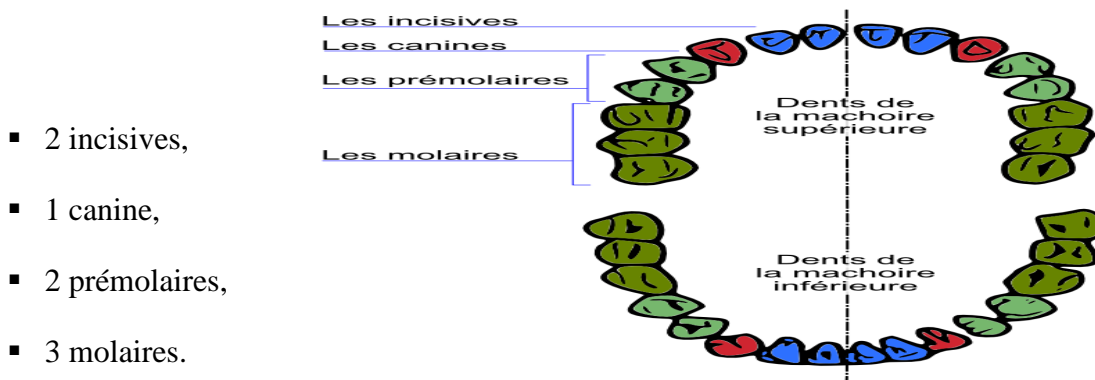


Figure 14 – Les types de dents [2]

La denture d'un adulte est composée de 8 dents par hémi-mâchoire comme illustré dans la figure 15.



- 2 incisives,
- 1 canine,
- 2 prémolaires,
- 3 molaires.

Figure 15 – Différents types de dents [2]

I.4.2-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 [29] et Mulligan [26]. 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), c'est le rapport entre intensité et durée d'application ;
- Qualité des tissus parodontaux.

I.4.3-Les 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.

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.

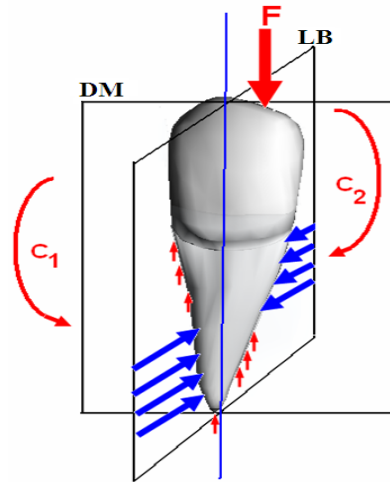


Figure 16 – Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale [30]

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 16 :

- 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 deux plans d'un couple dans le sens des aiguilles d'une montre ;
- des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, quatre groupes sont à considérer [32] :

I.4.4-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.

I.4.5-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 dentaire

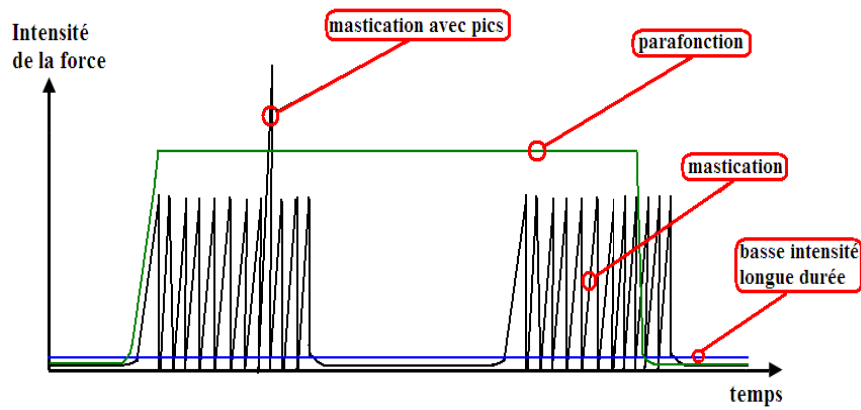


Figure 17 – Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [32]

I.5-Etude des forces sur le plan mastication

Comme expliqué précédemment, le système masticatoire est composé, des dents, de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire [2].

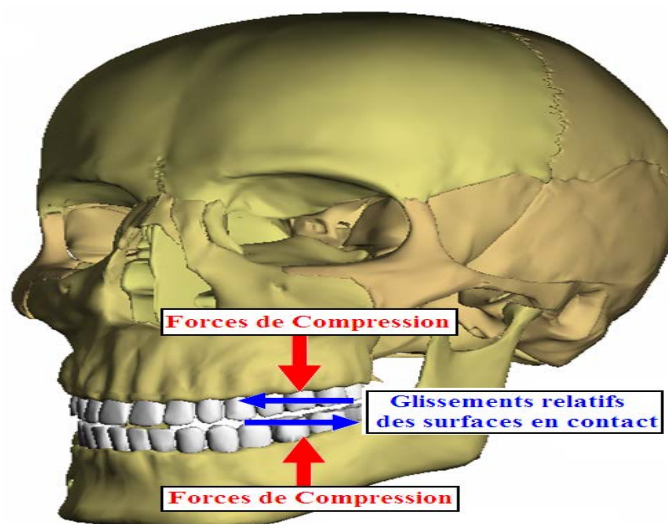


Figure 18 – Forces masticatoires [31]

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, selon Slagter et Van Der Bilt [33], les derniers millimètres avant l'occlusion intercuspide 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. [34]

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. [35]

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. [36]

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [38]. 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. [37]

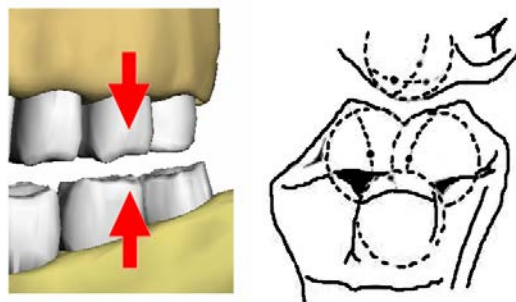


Figure 19 – Surfaces convexes des cuspides [37]

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. [38]

I.6-Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation

Plusieurs études ont montré que les échecs en implantation dentaire sont généralement dus à des problèmes péri-implantaires comme l'inflammation des tissus osseux, l'échec de l'ostéo-intégration, ou à une surcharge mécanique de l'implant et de la partie de l'os l'entourant [39].

Le facteur clé pour éviter la surcharge d'un implant ostéo-intégré, réside donc, dans la manière dont les contraintes mécaniques sont transférées de l'implant à l'os et les effets qu'ils ont sur les tissus environnants, en d'autres termes, la capacité biomécanique des tissus interfaciaux dans le soutien des forces de mastication pendant une longue période de temps. Par conséquent, la compréhension de l'interdépendance des forces qui agissent sur les implants, la transmission de la force à l'os environnant et les réponses de ces tissus est essentielle dans la survie du système ostéo-intégré.

I.6.1-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 d'environ $0,2 \text{ N}/\mu\text{m}$) est plus petite que celle dans la deuxième phase (d d'environ $3 \text{ N}/\mu\text{m}$). 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. [40]

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 [41]. 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.

I.6.2 - 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 [42] ainsi que des études cliniques [43]

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. [44]

I.6.3 - Maintient 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 [45]. Après la pose de l'implant, une série complexe d'étapes de cicatrisation conduisent à la formation initiale d'une interface stable [46,47]. 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. [48]

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 [49]. 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. [50]

I.6.4 - 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 [51]. Les individus ayant une dentition naturelle ont de 5 à 6 fois plus de forces de morsure que ceux porteurs de prothèses complètes [52]. Toutefois, les individus avec des prothèses fixées sur implants ont une fonction de mastication approchant celle de ceux ayant une dentition naturelle [53]. 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.

I.6.5-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 [54].

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 [55] ;
- Le type et la géométrie de la prothèse [56] ;
- 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 [57] ;
- 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. Il a été démontré que la force horizontale est d'environ un dixième de la force verticale [58]. Il est généralement admis que les forces verticales sont mieux tolérées que ces forces horizontales [59]. De plus, ces forces agissent dans une seule direction, tandis que les forces horizontales agissent dans les directions : linguo-buccale et disto-mésiale.

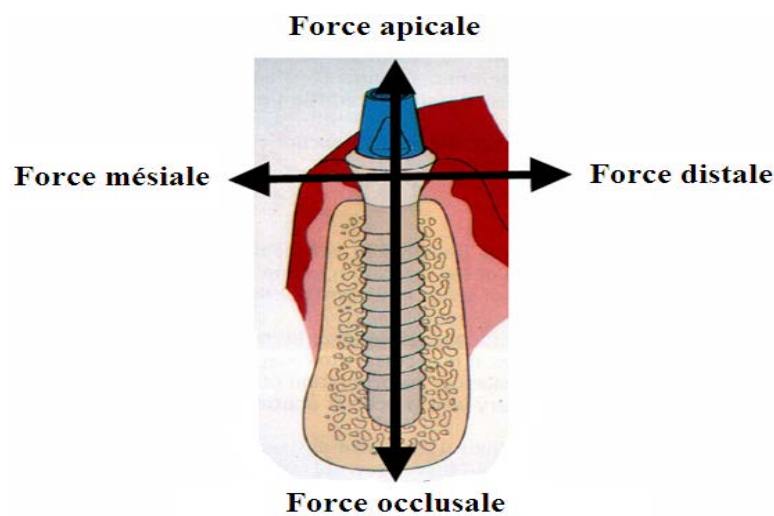


Figure 20 – Forces agissant sur un implant ostéo-intégré [59]

Comme illustré dans la figure 21, les différentes charges appliquées engendrent des forces de compression, de traction et de cisaillement à l'interface os-implant. Les charges interfaciales sur un implant dentaire doivent être de nature compressive afin de maintenir l'intégrité de cette interface [60]. 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% [61]. 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 [62].

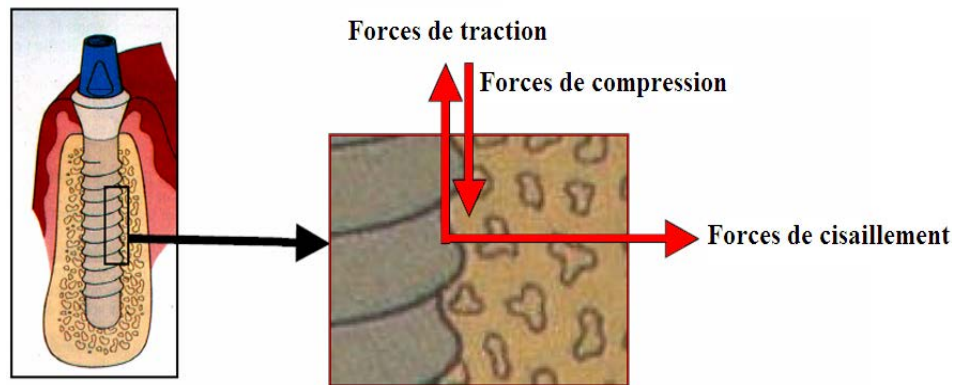


Figure 21 – Différents types de forces générées dans un système d'implant [61]

I.7 - Les principes de biomécanique

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

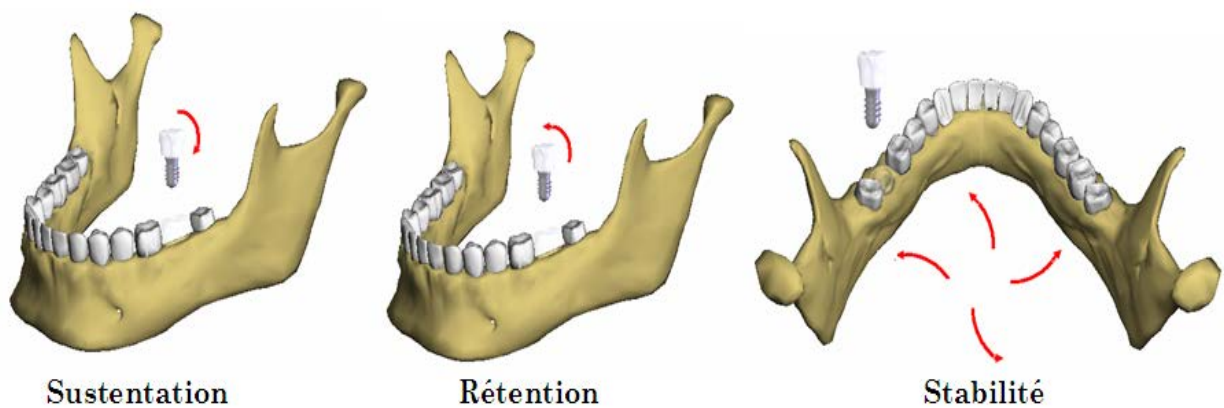


Figure 22 – Les trois principes biomécaniques [63]

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

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 tel 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.

Évacuant de cet objectif, nous avons étudié l'anatomie et le comportement mécanique de la composante fondamentale de tout système de ce type, à savoir les dents de la mâchoire comme les incisives, canine et les dents molaires, prémolaires. 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 les effets conséquents dans l'ensemble du système masticatoire.

Références

- [1] Fung YC. Biomechanics, 2nd Ed. Lieu: Springer, 1996, p.571
- [2] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [3] Allard P. La Biomécanique, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, p 127. (N°3456)
- [4] Wipikedia-Encyclopédie libre [en ligne]. Disponible sur : < <http://fr.wikipedia.org/wiki/Accueil>> (consulté le 01.02.2006)
- [5] Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002
- [6] Larousse médical. Larousse, 2002
- [7] Park JB. Biomaterials: An introduction, Plenum, NY 1979
- [8] Piekarski, dans SC Cowin, Mechanical properties of Bone, AMD 1981
- [9] Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : measurement by an ultrasonic technique. J Biomech 1987, 20:979-986
- [10] Ginebra MP, Planell JA, Ontañón M, Aparicio C. Structure and mechanical properties of cortical bone. Structural biological materials. Ed. Pergamon Press, 2000
- [11] Vose GP, Kubala AL. Bone strength - its relationship to X-ray-determined ash content. Human Biol 1959; 31:261-70
- [12] Carter DR, Spengler DR. Mechanical properties and composition of cortical bone. Clin Orthop Rel Res 1978; 135:192-217
- [13] Martin RB. Determinants of the mechanical properties of bones. J Biomech 1991; 24 (S1):79-88
- [14] Lotz JC, Gerhart TN, Hayes WC. Mechanical properties of metaphyseal bone in the proximal femur. J Biomech 1991; 24:317-29
- [15] Pietruszczak S, Inglis D, Pande GN. A fabric-dependent fracture criterion for bone. J Biomech 1999; 32(10):1071-9
- [16] Wolff J. Das gesetz der transformation der knochen. 1892; Berlin: Hirschwald;488
- [17] Beaupré GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependant bone modelling and remodelling-theoretical development. J Orthopaed Res 1990; 8:651-61
- [18] Cowin SC, Sadegh AM, Luo GM. An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture. Journal of Biomechanical Engineering 1992; 114:129-36

- [19] Cowin, S. Bone Mechanics Handbook. Boca Raton: FL: CRC Press; 2001
- [20] Atlas d'anatomie SOBOTTA, tome 1, Tête, cou, membre supérieur, 20^e édition – Editions Médicales Internationales; 1994
- [21] Principes d'anatomie et de physiologie 2^e édition - TORTORA & GRABOWSKI- Edition DeBoeck Université; 1994
- [22] Kamina & Renard. Tête osseuse, articulation temporo-mandibulaire, Edition Maloine, 2^e^{me} édition, 1996
- [23] 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; Rev. Orthop. Dento Faciale.1983; 17 (1):67-79; Rev. Orthop. Dento Faciale.1983; 17 (2):299-305
- [24] Andreasen GF., Zwanziger DA clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. Am. J. Orthod. 1980;78:25-40
- [25] Barat Y, Gandiol S. Déplacement dentaire provoqué. Orthod. Fr. 1996; 67: Tome1 chapitre.3
- [26] Pathologie maxillo-faciale et stomatologie, 2^{ième} édition - LEZY & PRINC - collection Abrégés, Edition Masson 199
- [27] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod. 1980; 77:396-409
- [28] <http://www.studiodentaire.com/fr/glossaire/dent>.
- [29] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am. J. Orthod. 1980; 77:396-409
- [30] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, p.1975 – 917
- [31] 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
- [32] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Comminution of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. J. Oral Rehab., 1992, 81-87
- [33] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129
- [34] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82
- [35] 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

- [36] 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
- [37] Romerowski J, Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. Paris : édition CdP, p. 88–50
- [38] 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
- [39] Rosenberg ES, Torosion JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin. Oral Implant Res* 1991; 2:135-144
- [40] Richter EJ. Ein Beitrag zur Erläuterung Begriffs Stoßdämpfung in der Implantologie. *Z. Zahnärztl Implant* 1986; 2:270-273
- [41] Richter E-J. (1992) The Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchung (thesis) Germany: University of Aachen
- [42] Isidor F. (1997) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin. Oral Implant Res* 7:143-152
- [43] Merickse-Stern R. "Overdentures Supported by ITI Implants" In; Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G. (2.eds). *Oral Implantology* Georg Thieme Verlag Stuttgart New York. 1996; 80-110
- [44] Ekfelt A, Johannsson LA, Christiansson U, Eriksson T, Linden U, Lundqvist S, Rundcrantz T, Nilner K, Billström C. A retrospective analysis of factors associated with multiple implant failures in maxillae. *Clin. Oral Implant Res*, 2001; 12(5): 462
- [45] Wolf J. The laws of bone remodelling Maquet P. Furlong R. translators. Berlin: Springer Verlag 1986
- [46] Stanford CM, Richard AB. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J Prosthet Dent* 1999; 81:553-6
- [47] Roux W. Der züchende Kampf der Theile, oder die Thielauslese im Organismus. Zugleich eine Theorie der funktionellen Anpassung. Verlag von Wilhelm Engelmann 1881
- [48] Frost H.M. The Mechanostat. A proposed pathogenic mechanism of osteoporoses and bone mass effects of mechanical and non-mechanical agents. *Bone and Mineral* 1987; 12:73-85
- [49] Stanford CM.& Richard AB. (1999) Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J prosthet Dent* 1999; 81:553-61
- [50] Buser D., Schenk RK., Steinemann S., Fiorellini JP., Fox CH. & Stich H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J Biomed Materials Res* 1991; 25:889-902

- [51] Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 153-201
- [52] Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. Bite forces and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979; 6:41-48
- [53] Haraldson T., Carlsson GE., Ingervall B. (1979 (a)) Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with Osseointegrated implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 37:195-206
- [54] Ney T, Schulte W. Implantatbelastung durch Knochendeformation im interforaminalen Bereich des Unterkiefers bei funktioneller Beanspruchung. *Z. Zahnärztl. Implant* 1988; 4:109
- [55] Hobkirk JA., Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers and loading position on detected forces in abutments supporting fixed implant superstructures. *Jprosthet Dent* 1998; 80:169
- [56] Jemt T. Failures and complications in 391 consecutively fixed prostheses supported by Brånemark implants in edentulous jaws: A study of treatment from the time of prosthesis placement to first annual check-up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6:270-276
- [57] Holmes DC & Loftus JT. (1997) Influence of bone quality of stress distribution for endosseous Implants. *J Oral Implantol* 23:104-111
- [58] Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97
- [59] Weinberg LA. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implantol* 2001; 6:291-301
- [60] Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth ,*Implant Dentistry* 1999; 8:376-85
- [61] Reilly DT. Burstein AH. The elastic and ultimate properties of compact bone tissues. *J Biomech* 1975; 8:393-405
- [62] Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 153-201
- [63] 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

Chapitre II

Implantologie dentaire et Biomatériaux

Implantation dentaire

Introduction

L'implantologie est la technique moderne aux applications aussi bien médicales qu'esthétiques, est devenue une discipline incontournable et reconnue comme un traitement fiable en chirurgie dentaire. Contrairement aux prothèses classiques dont les inconvénients (instabilité, ulcères, douleurs articulaires et gastriques, affaissement du visage) ont un impact non négligeable sur la vie sociale (peur de sourire ou de consommer certains aliments), l'implant garantit aux patients le maintien de leur hygiène et de leur mode de vie. Adapté à la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste, cet ouvrage reprend de manière didactique et concise la totalité des étapes liées à cette intervention. Les phases préliminaires (évaluation du patient, plan de traitement) fournissent les indications nécessaires au succès opératoire en tenant compte des complications éventuelles. En dernier lieu, une analyse des causes d'échec de cette technique permet de déterminer les conditions de réussite à long terme. Doté d'une abondante iconographie en couleurs illustrant chaque technique pas à pas, cet ouvrage est destiné aux praticiens désirant actualiser leurs connaissances dans ce domaine ainsi qu'aux étudiants en chirurgie dentaire. [1]

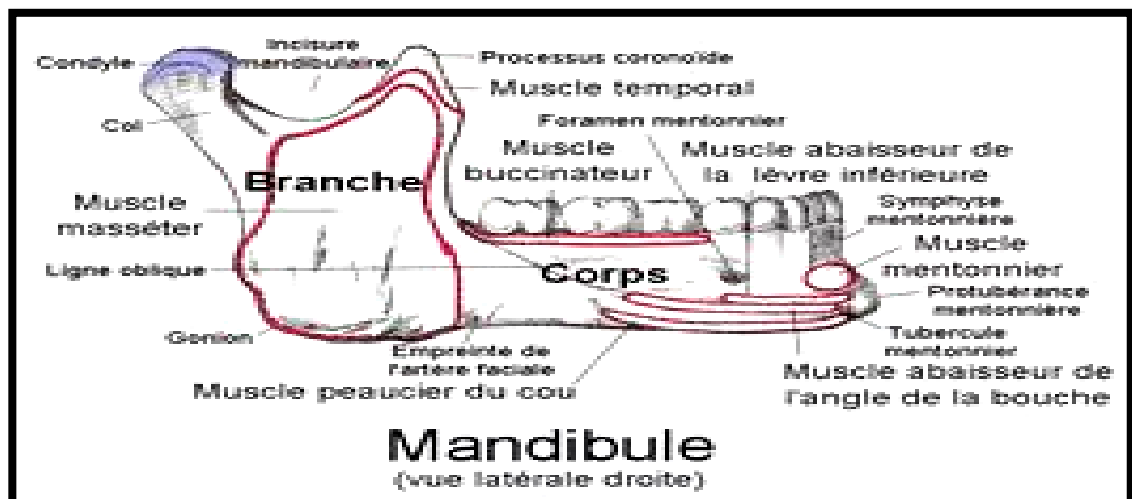


Figure 1 - Vue latérale droite de la Mandibule [1]

II.1- Implantologie

II.1.1-Définition :

L'implant dentaire est une racine artificielle implantée dans l'os des maxillaires afin de remplacer la racine dentaire perdue. Cet implant supportera quelques mois plus tard une couronne céramique restaurant ainsi la dent absente. L'implant peut également, avec d'autres implants ou dents, soutenir une prothèse fixe plus étendue dans le cas où plusieurs ou toutes les dents sont manquantes.

Les implants dentaires sont fabriqués en titanium, matériau seul compatible avec l'os humain, ils sont insérés dans l'os de la mâchoire pour remplacer la racine manquante et après quelques mois d'ostéointégration, c'est-à-dire le processus par lequel l'os va venir se déposer à la surface de l'implant et le fixer de manière rigide, une dent de remplacement sera posée sur l'implant [2].

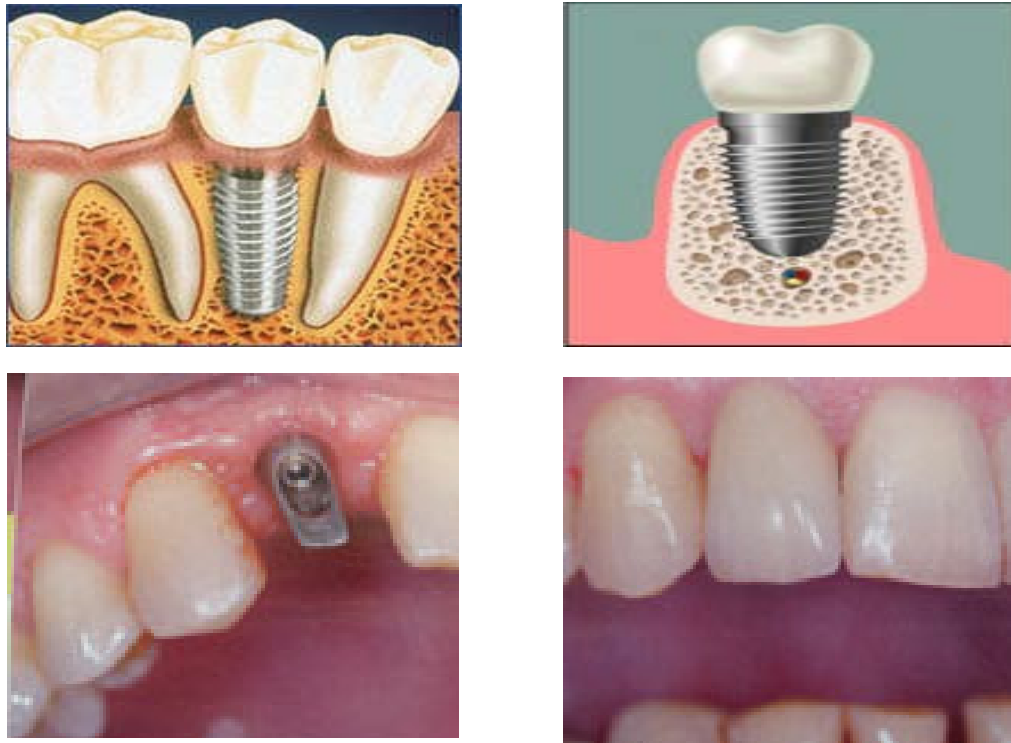


Figure 2 - Implant dentaire entre deux racines dentaires [2]

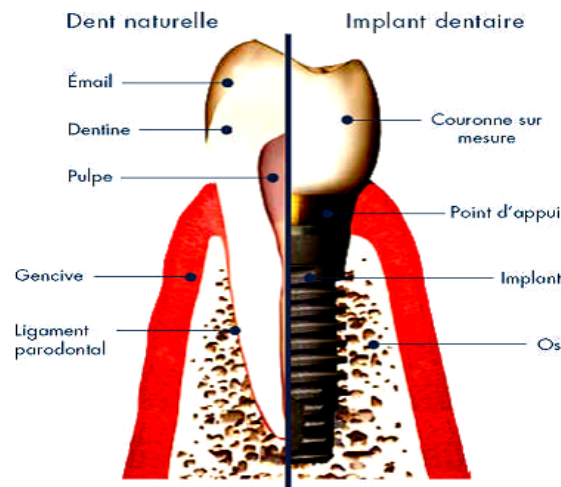


Figure 3 - prothèse dentaire en coupe [2]

Les traitements implantaires se substituent donc aux dents naturelles de façon plus solides car ils ne peuvent être affectés par les caries ou infection du nerf. De plus, ils participent à la stimulation osseuse empêchant ainsi la fonte physiologique osseuse et par conséquent le vieillissement du visage.

- Le taux de succès de l'intégration des implants est très satisfaisant. En effet, les statistiques donnent 95% pour la mâchoire supérieure et entre 97 % et 98% pour la mâchoire inférieure.

Le taux d'intégration des implants dépend essentiellement de la qualité et de la quantité osseuse au moment de l'implantation.

Il faut savoir que ce taux diminue à 70 % chez les fumeurs avérés.

II.1.2- Les implants dentaires

II.1.2.1- Principe des implants dentaires

Un implant se présente le plus souvent sous forme d'une vis, en général en titane, qu'une intervention chirurgicale permet d'insérer dans l'os maxillaire où elle remplace la racine de la dent manquante. Une prothèse dentaire est ensuite fixée sur ce pilier artificiel. La technique des implants permet :

- de remplacer une dent isolée;
- de combler un espace vide entre des dents (deux dents ou plus);
- de compléter une arcade dentaire raccourcie;
- de réaliser une prothèse dans une mâchoire complètement édentée.

Lorsqu'il s'agit de remplacer une seule dent, la solution de l'implant présente l'avantage de ne pas avoir à meuler les dents saines voisines, ce qui améliore considérablement le pronostic à long terme pour ces dents. Les bridges fixes ou prothèses partielles ancrées sur des implants garantissent en général une meilleure fonction masticatoire. Les patients se sentent en outre plus en sécurité car une prothèse dentaire de ce type leur confère en général une impression d'avoir des dents naturelles [2].

II.1.2.2-Types et formes des implants dentaires

Il existe pratiquement des solutions implantaires à tout type d'édentation et à tout type de mâchoire. En forme et en volume, les mâchoires peuvent être différentes d'un patient à l'autre, néanmoins un volume osseux minimal est nécessaire pour réaliser une implantologie de qualité. Sinon un « comblement osseux » ou une « greffe osseuse » est parfois nécessaire afin d'obtenir un volume osseux suffisant pour que l'implantologie soit possible [2].

a)-Différents types d'implants dentaires sont possibles :

Les implants dentaires sont le plus souvent en forme de «vis», cylindrique et/ou cylindro-conique, de 2,5mm ÷6mm de diamètre. La longueur est variable et les revêtements de surface peuvent être très différents. Les formes de spires de vis varient d'un fabricant à l'autre. Parfois elles peuvent être asymétriques ou reproduire la forme de vis à bois pour permettre une accroche de qualité sur l'os. De part leur forme cylindrique ou cylindro-conique, ces implants dentaires autorisent une instrumentation calibrée. Le chirurgien-dentiste appréciera cette disposition qui lui facilitera grandement l'acte chirurgical [2].

Les implants dentaires en forme de «lame». Ce sont des implants extrêmement fins de 1 ÷ 2 mm d'épaisseur, allongés, surmontés d'un moignon implantaire. Ils sont recommandés lorsque l'épaisseur de l'os est extrêmement faible. Ces implants sont peu utilisés actuellement, peu appréciés des chirurgiens dentistes car ils n'autorisent pas l'utilisation d'une instrumentation calibrée.



Figure 4 - Types de chirurgie dentaire [2]

✚ **Les implants dentaires juxta-osseux**, sont des implants qui ne sont pas disposés à l'intérieur de l'os mais positionnés sur la surface de l'os (comme une sorte de grille recouvrant de l'os).

Ils sont obtenus par une technique particulière de prise d'empreintes et seulement quelques laboratoires de prothèses au monde sont capables de les fabriquer. Cette technique présentant des difficultés techniques a été plus ou moins abandonnée par l'ensemble de la profession [2].

✚ **Les implants tri-dimensionnels** : ils existent lorsque le volume osseux est faible. Ces implants en forme de T sont insérés latéralement dans l'axe des mâchoires. Ce type d'implant dentaire a quelques adaptes en France et peut donner de bons résultats, bien que les techniques opératoires soient un peu compliquées.

✚ **Les implants Zircon** : c'est un matériau très stable, non métallique, très esthétique et aux qualités mécaniques remarquables. Ces implants dentaires jouissent d'une très bonne intégration osseuse et gingivale, cependant leur prix reste élevé.

Tous ces implants essayent de réduire le temps de mise en nourriture (temps au cours duquel l'implant est enfoui dans l'os et à l'abri des sollicitations extérieures) pour permettre la meilleure intégration osseuse possible, le plus rapidement possible.

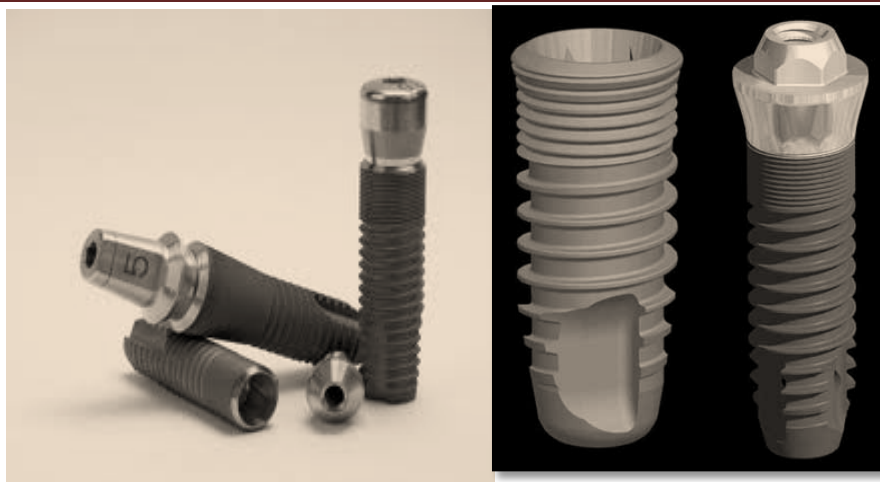


Figure 5 - Images illustre quelques types d'implants dentaires [2]

b)-Comparaison entre quelques différents implants dentaires

	Les implants « vis »	Les implants « lames »	Les implants « juxta-osseux »
Forme	Implants cylindrique de 3 à 4 millimètres de diamètre, de longueur variable, souvent recouverts d'un pas de vis	Implants très fins, de 1 à 2 millimètres d'épaisseur, mais d'une longueur de 2 à 3 centimètres.	Forme de « grille » présentant plusieurs circonvolutions : celles-ci entourent et entrelacent l'os, empêchant l'implant de bouger
Matière	Titane	Titane	Titane
Indications	Lorsque la hauteur et la largeur de l'os sont assez importantes	Lorsque la hauteur de l'os est suffisante mais la largeur est très faible, contre-indiquant l'emploi d'implants	Technique réalisée lorsque la hauteur et la largeur d'os sont insuffisantes. L'implant n'est alors pas placé à l'intérieur de l'os mais posé à la surface de l'os

Tableau 1 - Comparaison entre quelques différents implants dentaires

c)-Résistance des implants dentaires:

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35 Kg/cm² qui peuvent s'exercer dans des directions différentes, un implant dentaire ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Des métaux tels que le plomb, le mercure ou l'or utilisés pour d'autres soins dentaires peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire.

II.1.2.3-Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires

Dans le cas de problème de santé particuliers tel que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes, d'une insuffisance cardiaque..., des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale. Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible. Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non fumeurs. Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaires [2].

II.1.3-Déroulement du traitement

Le traitement par un ou plusieurs implants dentaires s'effectue en plusieurs étapes, le chirurgien dentiste est à l'écoute de la demande du patient. Il recueille ses antécédents médicaux et dentaires pour vérifier s'il n'y a pas de contre-indications à ce traitement, analyse l'anatomie des mâchoires en particulier le volume osseux disponible. Un examen radiographique est également nécessaire : une radiographie panoramique des mâchoires complétée éventuellement par des clichés plus détaillés permettra de se faire une idée de la quantité d'os disponible. Si ces examens ne suffisent pas, un CT-scan sera demandé au radiologue. Ce type d'examen donne une image claire du volume osseux disponible. Il détermine ainsi la solution la plus appropriée au cas.

II.1.3.1- Pose d'un ou plusieurs implants

Cet acte chirurgical se pratique sous anesthésie locale, idéalement dans un bloc opératoire, et sous une médication comportant classiquement antibiotique, anti-inflammatoire et antalgique.

Un seul geste chirurgical est habituellement nécessaire pour poser un ou plusieurs implants dentaires. Plus exceptionnellement une seconde intervention peut être utile pour améliorer l'environnement gingival autour des implants.

II.1.3.2- Temps de consolidation

Cette période correspond au temps biologique nécessaire à la consolidation osseuse et gingivale autour des implants. Cela permet également de vérifier la bonne acceptation de chaque implant dentaire par le corps humain avant de s'engager dans le traitement

prothétique. Ce temps de consolidation est variable suivant les cas, le type d'os, le type d'implant, la stratégie du praticien ...etc. Il est généralement compris entre 1 et 4 mois [2].

II.1.3.3-Pose de la prothèse

Son déroulement comprend les mêmes étapes que pour une prothèse sur dents naturelles (empreinte, prise d'occlusion, essayages, pose, réglages et suivi). Il suffit donc de quelques rendez-vous pour finaliser le traitement prothétique sur implant [3].

II.1.4 -Remplacement d'une dent unitaire

En cas de perte d'une seule dent, la solution est la meilleure est la pose d'un implant sur lequel une couronne est fixée. Elle a l'aspect et les fonctionnalités équivalentes à celles des dents naturelles. Il existe également d'autres solutions de traitements comme le bridge scellé sur dents naturelles ou l'appareil amovible mais ces solutions peuvent provoquer une aggravation de la perte osseuse et dentaire. Avec la couronne sur implants, les dents voisines ne sont pas touchées et l'os sera préservé.

II.1.4.1- Avantages d'une couronne sur implant

- ✓ Aspect, sensation et performance d'une dent naturelle
- ✓ Pas de délabrement des dents voisines
- ✓ Remplace la dent manquante en maintenant l'os existant
- ✓ Soins d'hygiène identiques à ceux d'une dent naturelle
- ✓ Redonne l'efficacité d'une mastication naturelle



Figure 6 - Remplacement d'une dent unitaire [3]

II.1.4.2- Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent

- **Avant l'intervention** : le dentiste fait un examen clinique et réalise une ou plusieurs radiographies. Il propose alors un plan de traitement.

- **Mise en place des implants** : le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Les piliers sont vissés sur les implants et la gencive est suturée autour du pilier pendant la phase de cicatrisation.

-**Fixation de la nouvelle prothèse définitive** : les empreintes des mâchoires sont prises pour fabriquer le modèle qui servira à construire les prothèses définitives. Le laboratoire fabrique de la couronne, qui sera adaptée à la forme et à la teinte des dents naturelles du patient.

Résultat : cette nouvelle dent est parfaitement adaptée. Elle permet de rétablir le sourire et la fonction.

II.1.5-Remplacement de plusieurs dents:

Lorsque plusieurs dents sont à remplacer, il n'est pas nécessaire de placer un implant pour chaque dent à remplacer. Dans ce type de cas, deux options sont possibles : soit ces dents peuvent être remplacées par un dentier (appareil amovible partiel) ou par un bridge sur implants (prothèse fixe). Aujourd'hui il s'agit de la seule solution fixe envisageable car le dentier n'offre pas la même stabilité et fonctionnalité que le bridge sur implants.

II.1.5.1- Avantages de bridge sur implant :

- Aspect, sensation et performance d'une dent naturelle.
- Pas de délabrement des dents voisines
- Remplace la dent manquante en maintenant l'os existant
- Le bridge est fixé solidement aux implants (collé ou vissé)



Avant



Après

Figure 7 : Remplacement de plusieurs dents [3]



Figure 8 : Remplacement de plusieurs dents manquantes par un bridge sur implants [3]

(Évite l'appareil amovible)

(Dessins Nobel Biocare)

Autrement dit ; les implants peuvent servir à stabiliser un appareil amovible au maxillaire supérieur comme au maxillaire inférieur.

II.1.6-Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur

Si la totalité de la mâchoire inférieure/supérieure est édentée, un bridge sur implants représente la solution idéale pour ce type de cas. A la différence des prothèses amovibles (type de traitement proposé traditionnellement) qui présentent de nombreux problèmes (mauvaise adaptation, irritation des gencives et douleurs), le bridge sur implants est une solution fixe qui permet de remplacer toutes les dents d'une mâchoire en évitant des désagréments.

II.1.6.1- Avantages de la prothèse complète sur implant

- Maintient l'intégralité du volume de la face et limite la résorption de l'os ;
- augmente le confort et la stabilité ;
- redonne l'efficacité d'une mastication naturelle ;
- une meilleure mastication améliore la digestion et la santé ;
- améliore l'esthétique pour un meilleur soutien des lèvres ;
- permet une mastication sûre et une élocution plus claire.



Avant



Après

Figure 9- Remplacement de la prothèse complète [3]

II.1.6.2-Etapes de traitement de la prothèse complète

Avant l'intervention : Dans ce cas, le patient est totalement édenté. Le dentiste propose la solution, type appareil sur la barre de stabilisation.

Mise en place des implants : Quatre implants dentaires vont être posés pour remplacer les racines des quatre dents manquantes sur lesquelles on construira une barre (pour la stabilisation sur attachement boule, deux implants seulement sont nécessaires).

Pose de la barre de stabilisation : La barre de stabilisation est fixée aux implants.

• **Résultat** : L'appareil complet est éclipse à cette barre. Il s'agit d'une méthode permettant de stabiliser l'appareil complet.

II.1.7-Modèles d'implants cylindriques en vis

Comme expliqué dans la section précédente, les implants dentaires sont des dispositifs de précision disponibles en plusieurs modèles pour répondre à des besoins spécifiques. Nous avons montré que le modèle le plus courant actuellement est le modèle d'implant cylindrique ou cylindro-conique qui consiste en une vis de titane ancrée dans la mâchoire où il sert de point d'appui à une couronne sur mesure.

Ces implants peuvent influencer sensiblement le taux de réussite de part leur composition, leurs caractéristiques de surface ou leur morphologie. C'est pour cette raison que toute implantation dentaire doit s'assurer en premier lieu de se fournir chez un fabricant muni de certifications internationales et qui réponde aux normes de fabrication, de traçabilité, d'étiquetage et de conditionnement. [3]



Figure 10 – Différents systèmes d'implants cylindriques ou cylindro-coniques [3]

II.1.7.1-Mise en place de l'implant

Cette phase consiste à ouvrir la gencive et à insérer l'implant dans l'os. La gencive est ensuite refermée autour de l'implant laissant dépasser une vis.

Une période d'attente permet **l'ostéointégration**, elle varie de 2 à 4 mois. L'os vient coloniser l'implant pour y adhérer fortement. Une prothèse provisoire peut être mise en place pendant cette période. L'implant peut ne pas s'ostéointégrer, il devient mobile et douloureux, il faut impérativement l'enlever. On attendra plusieurs semaines de cicatrisation et on pourra alors reposer un autre implant.

Plusieurs facteurs d'ordre général peuvent empêcher cette intégration dans l'os:

- un diabète trop important non équilibré ;
- une mauvaise hygiène dentaire ;
- une consommation importante de tabac: à partir de 15 cigarettes par jour, le risque d'échec est multiplié par 3.5.

1- Une dent naturelle

2- Un implant dentaire

3- Une couronne dentaire



Figure 11– La mise en place d'un implant [3]

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales : un **col**, un **corps** et un **apex**, comme le montre la figure 12.

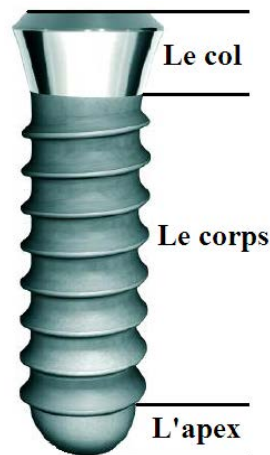


Figure 12– Structure d'un implant cylindrique en vis standard [3]

Mentionnons que ce modèle existe dans une grande gamme de morphologies, de diamètres et de tailles [4]. Toutefois, nous nous attacherons plus particulièrement au col et au corps puis étudierons les dimensions. Les spires, le pas de vis et l'apex ne seront pas traités.

II.1.7.2-Classification selon le col d'implant

- **Col droit** : Ayant une forme simple de référence, c'est celui des premiers implants en vis.
- **Col évasé**: Son diamètre est supérieur à celui du corps de l'implant, il a été créé dans le but d'améliorer la stabilité primaire dans l'os peu dense lors d'une mise en charge immédiate ou après un protocole d'extraction-implantation immédiate. [5]
- **Col large de type XP**: Permettant une augmentation de la base prothétique, ce modèle d'implants est notamment utilisé pour les dents larges (molaires).
- **Col intégrant le platform-switching** : Ce modèle présente la particularité que la base prothétique possède un diamètre inférieur à celui du col de l'implant.
- **Col à micro-spires**: Les implants de ce modèle semblent participer à la rétention de l'os en permettant une meilleure répartition des contraintes.
- **Col trans-gingival**: À la pose, se trouve en position juxta-gingivale. Ce modèle est surtout utilisé lors des protocoles en un temps chirurgical, comme nous le verrons. [6]

II.1.7.3-Classification selon le corps d'implant

- **Corps cylindrique** : Ou vis standard, ce modèle d'implants permet une bonne marge de manoeuvre lors du forage ou du positionnement par exemple dévissage possible si trop enfoui, son immobilisation se fait par ses spires.

- **Corps à gradins** : Avec une succession de parties coniques de diamètres décroissants, ce modèle est indiqué dans les protocoles d'extraction-implantation immédiate.
- **Corps conique** : Son diamètre décroît vers l'apex, ce qui lui permet de s'inscrire plus facilement dans des emplacements réduits (crêtes concaves, racines convergentes, ...etc.). Il permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, ce qui le rend très utilisé par les protocoles d'extraction-implantation immédiate. Cependant, dans un os très dense, ce modèle peut générer des complications liées aux compressions. De plus, il ne permet pas une marge de manœuvre notamment dans le sens corono-apical. [4]

II.1.7.4-Classification selon les dimensions [2]

- **Petit** : De 3,25 à 3,50 mm. Utilisé dans les cas où l'espace est réduit, que ce soit au niveau d'une crête mince, d'un espace inter-radulaire ou d'un espace cervical prothétique.
- **Standard** : De 3,75 à 4,5 mm, diamètre de référence. En général, le modèle d'implants *Standard* peut être utilisé dans la majorité des cas.
- **Gros** : De 5 à 7 mm. Indiqué pour les remplacements de molaires, en cas d'extraction-implantation immédiate ou en remplacement d'un implant non ostéo-intégré.

Il reste à mentionner que les spécifications et descriptions données tout au long de cette section ne sont pas uniques.

II.1.8-Espace prothétique et définition du diamètre de l'implant [2]

Au niveau cervical, le diamètre mésio-distal doit être impérativement inférieur à celui de la future dent prothétique en tenant compte de la dent controlatérale afin d'assurer un résultat symétrique et une anatomie la plus naturelle possible. [7]

Bien évidemment, lorsque l'espace mésio-distal est sous la dépendance de dents avoisinantes, le choix du nombre et le diamètre des implants est à gérer de manière plus stricte ayant toujours en objectif la préservation papillaire et la stabilité tissulaire directement sous la dépendance des distances inter-dentaires et inter-implantaires. Les travaux intéressants de [7] donnent des formules de calcul indicatives dont on pourra s'inspirer :

- **Cas d'un implant unitaire :**

$$\emptyset \text{ Implant} = \text{Distance (Mésio-Distale)} - \text{Distance (Dent, Implant)}$$

- **Cas de plusieurs implants :**

$$\Sigma \emptyset \text{ Implants} = \text{Distance (Mésio-Distale)} - \text{Distance (Dent, Implant)} - ((3 \times X) - 1)$$

Avec $(3 \times X) - 1 = \text{Nombre d'espaces entre 2 implants.}$

Dans le sens bucco-lingual, si le site à implanter est guéri, il faudra anticiper la lyse osseuse liée au phénomène de la cratérisation et rajouter 2 mm au diamètre de l'implant du côté buccal et au moins 1 mm du côté lingual, d'où la formule suivante :

$$\text{Distance (Bucco-Linguale) nécessaire} = \emptyset \text{ Implant} + 3 \text{ mm}$$

Tous ces diamètres permettent d'adapter le bon implant par rapport à la dent à remplacer tout en tenant compte du volume osseux théorique nécessaire et utile [8]. Cependant, lorsqu'un diamètre d'implant est choisi pour des raisons biomécaniques ou de profil d'émergence et que le volume osseux disponible est insuffisant, des techniques d'apposition ou d'expansion, telles qu'une greffe osseuse ou une régénération osseuse guidée, sont indiquées.

II.1.9-Critères de réussite d'une implantation dentaire [2]

II.1.9.1-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).

Les deux problèmes d'ordre mécanique cités, peuvent être à l'origine de récessions vestibulaires pouvant aller jusqu'à l'exposition des spires implantaires, 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. [9]

II.1.10-Avantage et inconvénient des implants dentaires

II.1.10-a- Les avantages :

Les prothèses sur implants sont plus confortables et discrètes que les prothèses amovibles, elles préservent par ailleurs l'os de la mâchoire et gardent saine la denture existante. La pose d'un bridge (sorte de "pont" entre deux dents), notamment, nécessite de tailler les dents adjacentes pour lui servir de support, donc une partie de l'émail. Autre inconvénient, l'os autour de la dent manquante va se résorber progressivement. Enfin, par rapport à une prothèse amovible, on note un meilleur confort, une meilleure fonctionnalité, voire, pour la prothèse complète amovible, une stabilité et une mastication normale, ainsi qu'une sensation d'appartenance.

- Préservation du capital osseux

La mastication stimulant l'os de la mâchoire, si une ou plusieurs dents viennent à manquer, l'os n'est plus régénéré et se résorbe progressivement, même si le patient possède une prothèse amovible partielle. Dans cette situation, la pose d'implants dentaires permet le maintien du niveau osseux.

- Sécurité

Le taux de succès de l'intervention est d'au moins 90% à 8 ans. En cas d'échec, la pose d'un autre implant se fera quelques mois plus tard avec le même taux de succès.

- Confort et esthétique

Les implants dentaires doivent être indolores, sinon le dentiste doit être rapidement consulté. Ces implants dentaires occupent une place comparable à la dentition naturelle et présentent la même apparence.

- Fonctionnalité

Les difficultés masticatoires consécutives à la perte des dents entraînent une détérioration de la digestion, qui se traduit par une diminution de l'absorption de vitamines, de minéraux, de fibres alimentaires et de protéines, et par une augmentation de gras et de cholestérol. L'implantologie dentaire peut apporter une solution à ce problème.

- Sensation d'appartenance

L'implant transmet les forces de mastication à l'os comme une racine naturelle. Cette sensation d'appartenance est encore mieux ressentie chez les patients équipés auparavant de prothèse amovible.

- Durée

Un implant dentaire a un taux de succès de 90% sur une période allant jusqu'à 16 ans selon diverses études.

II.1.10-b-Inconvénients des implants dentaires

Quels sont les inconvénients des implants dentaires?

- La durée du traitement peut être plus longue que pour un pont (bridge) traditionnel, en particulier lorsque des interventions préliminaires nécessaires à augmenter la masse osseuse ou à améliorer la qualité de la gencive sont nécessaires.
- La pose d'implants nécessite une intervention chirurgicale.
- En cas d'hygiène buccale insuffisante, les implants sont plus sujets à la parodontite que les dents naturelles.

En outre ; un implant dentaire représente un investissement de haute technologie sur le long terme. En France, la fourchette de prix est de 900 à 1500 euros (implant sans la couronne) mais peut dépasser ce palier, selon la notoriété ou l'expérience du praticien, le lieu (prix supérieurs en région parisienne par exemple), le choix du système implantaire, le protocole opératoire, parfois complexe, choisi. Les Caisses d'Assurance Maladie ne prennent pas en charge cette thérapeutique en France (dans certains pays comme en Belgique pour les personnes de plus de 70 ans il y a une prise en charge presque totale depuis mai 2009).

Certaines mutuelles prennent en partie en charge le coût d'un implant dentaire. Beaucoup d'éléments variables peuvent influencer ce budget, comme la préparation de cire de diagnostic, de guide radiologique, de guide de positionnement des implants mais également comme le type de protocole choisi, extraction et implantation immédiate, greffe de comblement associée, prothèse provisoire immédiate. La prothèse sur implant adopte trop de formes cliniques pour que l'on puisse en donner un budget moyen révélateur. Seul le praticien initié pourra remettre au patient un devis détaillé des phases chirurgicales et prothétique. En France, la prothèse dentaire fixe mise sur un implant n'est pas prise en charge par la sécurité sociale.

II.1.11-Critère de succès [2]

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 acceptable;

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.

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 essaient 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.

Cependant, le positionnement de l'implant doit être en fonction du contexte prothétique mais également à l'état anatomique de l'os et des tissus mous. A cet effet, nous concluons qu'un positionnement tridimensionnel optimal peut être la clé pour un meilleur résultat. Toutefois, cet implant doit répondre aux critères fonctionnels de son intégration sans induire de rejet par l'organisme. Le matériau utilisé doit donc satisfaire à un ensemble de critères régissant ses interactions avec les tissus vivants. La science des biomatériaux enrichit ce concept d'une série de notions destinées à mieux le formaliser. [2]

Biomatériaux en implantation dentaire

Introduction

Le terme biomatériau désigne les matériaux fabriqués par l'homme qui sont utilisés pour réaliser des prothèses ou autres dispositifs médicaux implantables dans le corps humain. Ils sont destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour traiter, modifier les formes ou remplacer ces tissus dans l'objectif de répondre aux critères fonctionnels de la partie qu'ils suppléent sans induire de réactions de rejet. Les matériaux utilisés comme biomatériaux doivent satisfaire à un ensemble de critères comme la biocompatibilité et l'ostéo-intégration.

L'intérêt croissant pour ces matériaux s'explique par l'effet régulier du vieillissement de la population et la fréquence des accidents ou du trafic dans une société où la qualité de vie est devenue un critère dominant, notamment dans les situations où l'utilisation de ces matériaux de remplacement dans des interventions chirurgicales s'avère nécessaire. C'est pour cette raison que la chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent la plus grande part des utilisations des biomatériaux dans diverses applications médicales et médico-chirurgicales, telles que :

- La chirurgie orthopédique : vis, plaques, clous, broches, orthèses, ligaments et tendons artificiels, prothèses articulaires, remplacement osseux, cartilage, ...etc.
- L'odontologie et la parodontologie : matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux, traitements prophylactiques, traitement du parodonte et de la pulpe, orthodontie, implantation dentaire, reconstruction maxillo-faciale, ...etc.
- L'urologie et la néphrologie : dialyseurs, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale.
- L'ophtalmologie : lentilles de contact, implants, coussinets de récupération, ...etc.
- La chirurgie esthétique : matériaux et implants pour chirurgie esthétique.

Toutefois, nous nous intéressons dans cette étude, précisément, à leur utilisation dans le domaine de l'implantation dentaire où ils sont employés dans la fabrication d'implants et de prothèses dentaires, utilisés dans le remplacement des dents perdues.

II.1-Critères de qualité et de sélection d'un biomatériau

Scales en 1953 définit les critères de qualité d'un biomatériau, qui sont toujours d'actualité.

En résumé, un biomatériau doit être : [10]

- Chimiquement et physiquement inerte ;
- le moins inflammatoire possible ;
- non allergisant, non cancérigène, et non toxique ;
- chimiquement et physiquement stable ;
- de caractéristiques mécaniques proches du site receveur ;
- aisément introduit ;

- rétablissant une fonction ;
- sa dépose aboutissant à une restitution « Ad Integrum ».

En effet, les biomatériaux doivent, satisfaire à des caractéristiques *physicochimiques* appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir d'une part, et être biocompatibles de l'autre. La biocompatibilité se définit non plus seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais plutôt comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et l'implant, de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre.

Les propriétés *physicochimiques*, *biocompatibilité* et *biofonctionnalité* vont donc permettre d'apprécier la potentialité de coopération finalisée organisme-implant. Le succès d'un biomatériau dépend essentiellement des facteurs suivants [11] :

- L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et biologiques de l'implant,
- L'adéquation biomécanique de sa conception,
- La qualité technique de sa mise en place chirurgicale,
- L'état du site receveur avant l'intervention,
- Son comportement après l'intervention,
- Le suivi post-opératoire à court et à long terme.

II.2-Les différentes classes de biomatériaux

Un biomatériau va interagir avec le système biologique de l'organisme et c'est la qualité de cette *ostéo-intégration* qui définira l'avenir du biomatériau en tant que moyen thérapeutique. Cette capacité du biomatériau à bien remplir son rôle est surtout résultante de :

→ *Son degré de biocompatibilité* : Les matériaux implantés sont considérés comme biocompatibles dans l'organisme à titre temporaire ou définitif n'engendrant pas des troubles physiologiques, cellulaires ou immunitaires. La biocompatibilité dépendrait donc essentiellement de l'interface.

→ *Son degré de biofonctionnalité* : Evaluant ses capacités à assurer la fonction qui lui est demandée, la biofonctionnalité est une preuve de l'efficacité du matériau implanté et de son intégration biologique dans l'organisme, ce qui dépendrait essentiellement des caractéristiques physico-chimiques de ce biomatériau.

II.2.1-Classification biologique

Les biomatériaux sont souvent classés suivant des critères biologiques plus que fonctionnels. Le classement proposé dans [12], suivant les différents phénomènes observés à est le suivant :

- **Les matériaux bio-tolérés** : Ils jouent essentiellement un rôle fonctionnel. C'est le degré minimal de la biocompatibilité. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires, et sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques : chrome, cobalt, ciments polyacryliques, carbone vitreux, zircone, alumine dense, ...etc.
- **Les matériaux bio-inertes** : Leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus vivants ne se développe. Ils sont osté-

ointégrés et se caractérisent par une interface fonctionnelle par fixation morphologique. On peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour les prothèses orthopédiques, ainsi que l'alumine comme matériau de cale. [13]

- **Les matériaux bio-actifs** : Ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire grâce à leurs interactions chimiques avec le tissu vivant. Leur contact avec l'organisme est intime, l'interface est fonctionnelle et la fixation est bio-active. [14]
- **Les biomatériaux résorbables** : Ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique en comblant le défaut osseux tout en permettant la croissance de la matrice osseuse. La fixation de l'implant à cette matrice est biologique. Les phosphates de calcium de type triphosphate de calcium β TCP, les ciments et les carbonates de calcium font partie de cette catégorie. [15]

II.2.2-Classification fonctionnelle

La plupart des biomatériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail de laboratoires biologiques, qui consiste à évaluer des matériaux existants, parfois modifiés, de façon à remplir de nouvelles fonctions. On distingue cinq grandes familles de biomatériaux :

- **Les matériaux d'origine naturelle** : Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Parmi ceux-ci, citons : la cellulose, la chitine, le corail naturel et le collagène. [16]
- **Les textiles** : Près de 10 % du volume mondial des textiles techniques est employé dans le domaine médical. Ils sont généralement désignés pour les bio-textiles. Ces produits représentent la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables grâce à leurs nouvelles utilisations orthopédiques et odontologiques. [17]
- **Les polymères** : Les polymères sont des substances constituées de *macromolécules* formées par la répétition d'un motif composé d'une ou de plusieurs unités de base ou *monomères*. Par exemple, les monomères *styrènes* et *propylènes* sont reliés ensemble pour faire respectivement le *polystyrène* et le *polypropylène*. Selon leur mise en oeuvre et leur comportement mécanique, on distingue les polymères thermoplastiques, les polymères thermodurcissables, les élastomères et les élastomères thermoplastiques. [18]
- **Les céramiques** : Les céramiques sont des matériaux non métalliques et non organiques qui nécessitent pour leur formation, un traitement en pression et en température (frittage). Ils se caractérisent par une résistance à la chaleur et à la corrosion, une rigidité, une légèreté, et une fragilité, déterminant leurs utilisations. On rencontre principalement les céramiques bio-inertes et les céramiques bio-actives. [19]



Figure 13 – Bridge dentaire en céramique [19]

- **Les métaux et les alliages métalliques** : Outre le fait qu'ils sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants, les métaux et les alliages métalliques constituent, avec les polymères, la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui. Les plus importants sont sans doute l'acier inoxydable et le titane, qui sont largement exploités en chirurgie orthopédique et en implantologie dentaire où ils sont utilisés dans la conception de prothèses et obtiennent de très bons résultats. L'intérêt de ces matériaux réside dans leurs bonnes propriétés mécaniques et de biocompatibilité. [20]



Figure 14 – Tige d'une PTH, implant dentaire et électrodes de pacemaker en titane, plaques d'ostéosynthèse en Inox-316L, et vis en Ti-6Al-4V [21]

- **Les mousses métalliques** : L'institut canadien des matériaux industriels *IMI* a récemment développé un procédé de fabrication de *mousses métalliques*, basé essentiellement sur le titane et ses alliages (Ti 6Al 4V, TiNi, ...), les aciers inoxydables et autres alliages comme le Co-Cr-Mo, et les céramiques biocompatibles (Al_2O_3 , ZrO_2 , HAP). Ces mousses outre le fait qu'elles présentent une porosité élevée (70 à 85 %), ce qui leur donne une structure similaire à celle de l'os spongieux humain, favorisent l'intégration des implants et servent de support à la croissance des cellules et tissus osseux. [22]

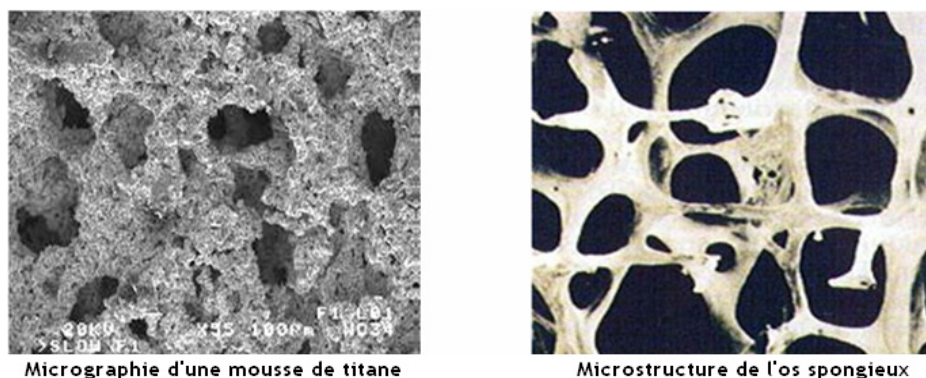


Figure 15 – Similarité des deux structures : os spongieux et mousse de titane [22]

La microstructure, la résistance à la corrosion, la biocompatibilité et les propriétés mécaniques très similaires à celles de l'os spongieux de ces mousses en font un matériau de choix pour la fabrication d'implants et de systèmes d'ancrage pour les applications de reconstruction osseuse, et en implantation dentaire, notamment lorsque nous savons que ces

caractéristiques mécaniques permettent un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant et favorisent une intégration efficace à long terme de l'implant dans l'os.

II.3-Le titane et ses alliages en implantation dentaire

Le titane est le quatrième élément métallique abondant sur la terre après le fer, l'aluminium et le magnésium. C'est l'un des matériaux les plus biocompatibles, avec l'or et le platine. Ses alliages, comme mentionné ci-dessus, représentent des matériaux de choix en applications biomédicales. Leurs originalités résident en fait, en plus de cette *grande biocompatibilité* et leur *résistance à la corrosion*, dans leur structure cristalline leur permettant une *haute résistance et compatibilité mécanique* avec les structures osseuses [23]. De ce fait, ils sont largement utilisés comme implants ou substituts osseux en chirurgie orthopédique et dentaire, et c'est l'alliage Ti-6Al-4V, initialement élaboré pour l'aéronautique, qui est actuellement le plus employé du fait de sa disponibilité et de sa métallurgie bien maîtrisée.

Le Ti-6Al-4V présente, cependant, outre l'inconvénient de contenir du *vanadium* (considéré comme élément toxique pour l'organisme), un module d'élasticité (110 GPa) trop élevé comparé à celui de l'os (30 GPa environ), ce qui provoque un effet *bouclier anti-contraintes*, limitant la durabilité de l'implant ou de la prothèse. Ainsi, on estime la durée de vie d'une PTH faite en Ti-6Al-4V à une vingtaine d'années. Compte tenu de l'augmentation des espérances de vie, une seconde implantation devient alors de plus en plus nécessaire, ce qui représente un enjeu de majeure importance. [24]

Le tableau suivant résume les trois caractéristiques mécaniques principales de ce biomatériau, tout en incluant celles de l'acier inoxydable 316 L et de l'alliage Co-Cr-Mo :

Alliage	Module d'élasticité (GPa)	Résistance en traction (MPa)	Densité (g/cm ³)
Titane	110	760	4,5
Ti-6Al-4V	116	960-1100	4,4
Acier inoxydable 316L	190	590-1350	8,8
Co-Cr-Mo	210-250	650-1900	7,8

Tableau 2 – Caractéristiques des matériaux et alliages les plus utilisés en biomédical [24]

II.3.1-Transformation allotropique

Le titane pur compte plus de 99% de titane, les 1% restants sont l'oxygène, le carbone, l'azote et l'hydrogène. Il présente une structure cristalline hexagonale compacte appelée phase α , jusque 882° C, dont les paramètres sont : $a_\alpha = 0.295$ nm et $c_\alpha = 0.468$ nm. Ces valeurs conduisent à un rapport $c_\alpha / a_\alpha = 1.587$, sensiblement inférieur au rapport de compacité idéale (soit $\sqrt{3/8} = 1.633$). Au-delà de 882° C, la phase β cristallise dans une structure cubique centrée stable, jusque 1720° C, température de fusion. Des éléments, comme l'aluminium, élèvent la température de la transition entre ces deux phases et

favorisent ainsi l'existence de l'alliage α (élément *alphagène*). D'autres, comme le vanadium, abaissent suffisamment cette température pour que l'alliage β (élément *bétagène*) puisse exister à température ambiante. , résumons ces deux états : [25]

→ La phase α est la phase stable à température ambiante : structure cristalline hexagonale compacte de paramètres de maille, $a_\alpha = 0.295$ nm, $c_\alpha = 0.4682$ nm, et $c_\alpha / a_\alpha = 1.587$.

→ La phase β est la phase stable à haute température : structure cubique centrée stable de paramètre de maille, $a_\beta = 0.332$ nm.

La figure 28 schématise les deux structures ainsi définies et montre la température de transition $\alpha \leftrightarrow \beta$ (882° C dans le cas du titane pur) appelée *Transus β* (T_β).

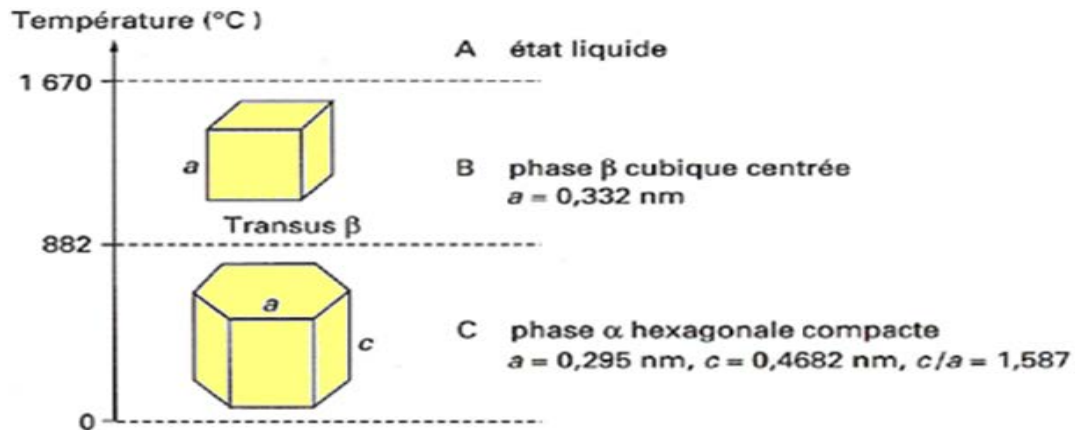
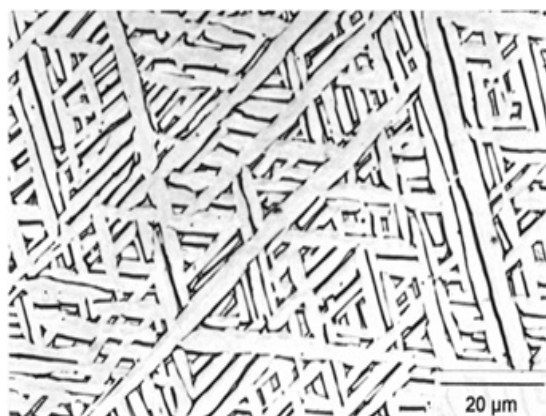


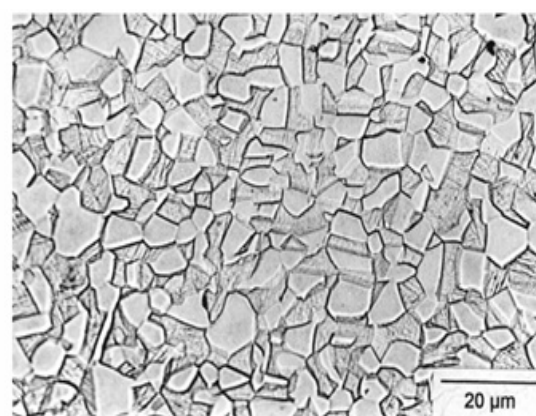
Figure 16 – Cristallographie du titane pur en fonction de la température [26]

II.3.2- Diverses morphologies pouvant être obtenues

La transformation $\beta \rightarrow \alpha$ est sans diffusion pour le titane à l'inverse de ses alliages. La rapidité du refroidissement agira donc directement sur la finesse des microstructures et leur morphologie. Pour un alliage de type α ou $\alpha + \beta$, un refroidissement rapide de la phase β conduit à une structure fine appelée *morphologie aiguillée*. Quand cette vitesse diminue, le diamètre des aiguilles augmente, jusqu'à ce qu'elles se transforment en lamelles ou *morphologie lamellaire*. Par traitement thermomécanique (déformation à chaud ou simple traitement thermique), on peut briser ces lamelles et les faire recristalliser en nodules sphériques.



Morphologie lamellaire



Morphologie équiaxe

Figure 17 – Deux microstructures (morphologies) distinctes du TA 6V

Constatons le quasi infinité de microstructures pouvant être obtenues dans les alliages de titane par l'addition d'éléments et de traitements thermomécaniques et en faisant varier à la fois : le taux, la morphologie et la taille des particules de la phase α [27].

II.3.3- Nouvelles propriétés mécaniques [2]

Il faut non seulement retenir la biocompatibilité comme la propriété clé d'un biomatériau, mais aussi les propriétés mécaniques qui permettent de concevoir des implants plus fiables. En effet, comme nous l'avons vu dans la section précédente, la multiplicité des combinaisons chimiques et/ou de traitements thermiques, et par conséquent, les différentes morphologies de microstructures pouvant être obtenues du titane et de ses alliages, permettent d'obtenir une variété extrêmement importante de ces propriétés. Donnons quelques principes généraux qui pourront servir de guide dans la sélection d'un biomatériau à base de titane.

La finesse et la morphologie des microstructures influencent les propriétés mécaniques. Par traitement thermique ou thermomécanique, on peut agir sur la taille et la forme des particules de phase α . Dans une structure équiaxe, quand la taille des grains augmentent [28]

- La résistance diminue : Relation de Hall-Petch qui peut être établie.
- La ductilité décroît : En effet, il y a une très grande concentration de contraintes en tête d'empilement de dislocations sur une interface α/β relativement fragile (où il est fréquent de rencontrer des micro-trous).
- La ténacité est réduite : Cela est non seulement lié à la baisse de résistance et de ductilité, mais aussi, au fait que la fissure sera moins perturbée par le passage d'un nombre plus faible d'interfaces α/α ou α/β , sites de réamorçage, et même, de déviation de fissure.
- La tenue à la fatigue décroît : Cela peut s'expliquer en appliquant à la propagation des fissures en fatigue les mêmes considérations que pour la ténacité.
- La résistance au fluage augmente : Elle est régie par le fluage dans la phase α , et les vitesses de fluage, notamment dans le régime stationnaire qui sont inversement proportionnelles à la taille des grains.

II.3.4- Tendances et perspectives [2]

De nombreux travaux ont concerné le développement de nouveaux alliages à base de titane pour une implantation durable dans le corps humain. Les alliages biocompatibles les plus remarquables sont ceux de types β ou β métastables qui contiennent des éléments bétagènes comme le molybdène, le niobium ou le tantale et qui possèdent des propriétés mécaniques proches de celles de l'os humain. A titre d'exemple, l'alliage β de composition Ti – 29 Nb -13 Ta - 4.6 Zr, fait preuve d'une excellente biocompatibilité testée *in vitro* et *in vivo* et présente des propriétés mécaniques remarquables, notamment en fatigue, ce qui en fait un alliage parfaitement adapté aux applications biomédicales.

L'intérêt des alliages de type β métastables réside dans le fait que ces alliages présentent différentes phases de trempe qu'il est possible de moduler en proportion et en taille suivant la composition chimique et les traitements thermomécaniques appliqués. De plus, sous certaines conditions de transformations à l'état solide, ils peuvent être mis à profit pour obtenir des alliages biphasés ($\alpha+\beta$) stables présentant des propriétés mécaniques très prometteuses. Ainsi, via le contrôle de ces conditions, il est possible de moduler leurs

propriétés mécaniques pour les *ajuster* aux conditions d'utilisation. De ce fait, les applications potentielles toucheront pratiquement tous les secteurs d'utilisation du titane.

Conclusion

Dans l'objectif d'allonger la durée de vie du corps humain, le biomatériau est la plus sérieusement envisagée par les médecins. Ce domaine de la science des matériaux étant en évolution constante, il nécessite la formation continue de spécialistes ayant à la fois une grande connaissance du corps humain et de ses exigences mais aussi une très bonne connaissance des matériaux. Le domaine de la science biomédicale est donc un domaine pour lequel les exigences vont être de plus en plus importantes dans la course à l'augmentation de la durée de vie des êtres humains. La science des biomatériaux enrichit ce concept d'une série de notions destinées à mieux le formaliser [2].

Références

- [1] GAUTHIER R. Histoire de l'implantologie [en ligne]. Disponible sur : <http://pages.perso-orange.fr/robert.gauthier/histoire.htm> (consulté le 16.09.2009)
- [2] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [3] Chaiy Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, Vol. 32, p.189-192, 2008
- [4] Mattout P, Mattout C. Les thérapeutiques parodontales et implantaires. Ed Quintessence International, 2003
- [5] Davarpanah M, Jakubowicz-Kohen B, Caraman M, Kebir-Quelin M. Les implants en odontologie. Collection memento, Editions CdP 2004
- [6] Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique. Ed Quintessence International, 2003
- [7] Zhur O, Schenk G, Schoberer U. La préservation du profil d'émergence. *Titane*, Vol 2 N° 3- Sept 2005
- [8] Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Khoury PM, Jakubowicz-Kohen B. Manuel d'implantologie Clinique et innovations récentes 2ème Edition. Collection JPIO, éditions CdP 2008
- [9] Renouard F, Rangert B. Prise de décision en pratique implantaire. Ed Quintessence International 2005
- [10] Buser D, Martin W, Belser UC. Implants maxillaires antérieurs : considérations anatomiques et chirurgicales *Titane*, Vol 3 N°2-Juin 2006

-
- [11] Barbotteau Y. Recherche des modifications de caractéristiques dans des biomatériaux en verres bioactif par des méthodes nucléaire et physico-chimiques. Combinaison de la cartographie PIXE et de l'histopathologie. Essai de modélisation par la théorie de percolation de la résorption de biomatériaux. Thèse, Université Blaise Pascal - Clermont- Ferrand II, 2002
- [12] Yokohama A, Watari F, Miyao R, Matsuno H, Uo M, Kawasaki T, Kohgo T, Omori M, Hirai T. Key engineering materials 2001:192-195 p 445
- [13] Cao W, Hench LL. Bioactive Materials, Ceramics International 22, 1996; p 493
- [14] Mainard D, Gouin F, Chauveaux D, Loty B. Les substitues osseuse en 2001, Ed. Romillat, 2001
- [15] Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenee TK, J. Biomed. Res, 1972; p 117
- [16] Hench LL. Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons Annals of NY academy of Science, 1988; page 54
- [17] Sedel L, Janot C. Biomateriaux, Rapport CNRS. URL: <http://www.cnrs.fr>
- [18] Passuti N. Les biomateriaux. Fondation pour la recherche médicale. URL : <http://www.frm.org>
- [19] Holy N, Paquot M, Dubois P. Les polymères issus du végétal : matériaux à propriétés spécifiques pour des applications ciblées en industrie plastique. Biotechnol. Agron. Soc. Environ 2006; 10 :185 – 19
- [20] Biomateriaux, URL : <http://www.Cite-sciences.fr>
- [21] Étude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires. Thèse présentée par Marie Haïdopoulos, 2005
- [22] URL : <http://www.suffix.com>
- [23] www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation
- [24] Fu L, Fuping W, Tadao S, Kaoru I, Liancheng Z, Formation of hydroxyapatite on Ti-6Al-4V alloy by microarc oxidation and hydrothermal treatment. Surface and Coatings Technology, 2005
- [25] Les Journées Technologiques Titane 2008 se tiendront les 20 et 21 Mai, à Nantes
- [26] Ankem S, Seagle R, Boyer R R. Beta titanium alloys in the 80's, AIMS, Warrendale, PA, 1984; page 107
- [27] Champin B, Gelas B. Traitements thermiques des alliages de titane. Techniques de l'ingénieur, volume M 1335, 1984
- [28] Combres Y. Métallurgie et recyclage du titane et ses alliages. Matériaux métalliques, Volume M8, 1997

Chapitre III

Les applications numériques avancées sur l'évaluation des implants dentaires

Introduction

Le marché mondial des implants dentaires compte un nombre très important de modèles différents de ces implants. Tous ces modèles, bien que distincts, sont très semblables tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leurs revêtements de surface. Cependant, il a été montré que de faibles différences ou des modifications même apparemment discrètes des caractéristiques d'un implant pouvaient conduire à des différences significatives du comportement clinique à court ou à long terme. [1]

L'évaluation d'un implant, en termes de contrôle de qualité et de performance ne peut se faire en définitive que par une investigation clinique prospective. Ceci reste, cependant, une démarche lourde, contraignante et longue. En effet, elle n'est entreprise actuellement que pour de nouveaux implants ou lorsqu'une modification majeure est apportée à un implant existant. Durant cette dernière décennie, pratiquement aucune innovation décisive dans le domaine de l'implantation dentaire n'a été réalisée de telle sorte que les nombreuses nouvelles prothèses dentaires ont rarement fait l'objet d'investigations cliniques complètes et rigoureuses. Cette *politique de consommation* où un modèle succède à l'autre au gré des modes et des contraintes économiques explique que certaines prothèses modernes insuffisamment étudiées puissent donner des résultats bien inférieurs à ceux de modèles plus anciens. [1]

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. [1]

Ce chapitre a pour but d'expliquer les différences techniques de la modélisation numériques dans l'étude du comportement biomécanique des systèmes d'implants dentaires.

III.1-Modélisation numérique en implantation dentaire

III.1-1-Modélisation numérique

Avec le développement des ordinateurs, les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles [2-3] pour l'analyse du mouvement 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, en particulier aux prothèses dentaires est indispensable puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que 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-implant et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son comportement en tant que solide déformable soumis à un ensemble de forces. Comme ce 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 des éléments finis. La figure 1 représente le maillage, c'est-à-dire, la discrétisation en petits éléments de volume des deux solides considérés que sont l'os et l'implant.

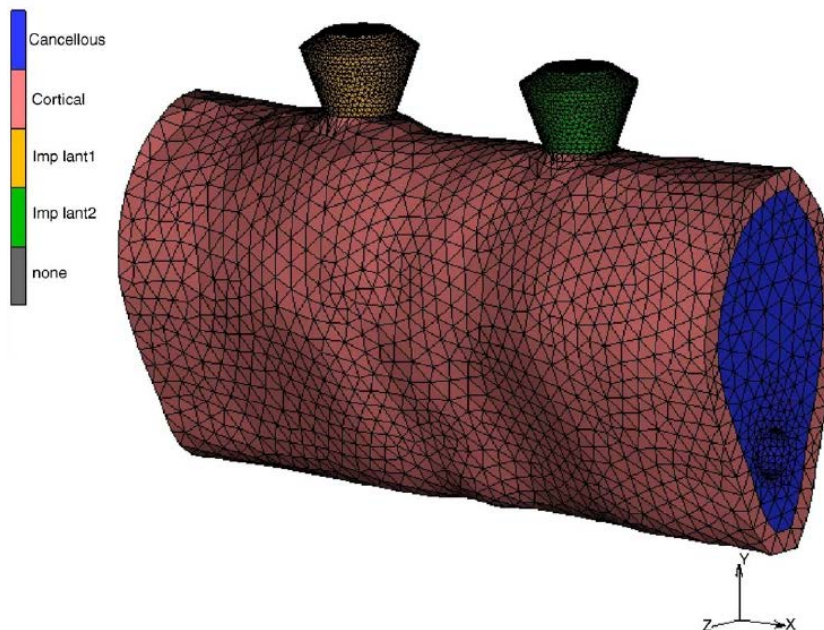


Figure 1 – Maillage par éléments finis d'un système os-implant [2,4]

La modélisation par méthodes numériques requiert donc une description précise :

- De la prothèse (géométrie tridimensionnelle, propriétés mécaniques, caractérisation de l'interface os-implant),
- De la structure osseuse (géométrie tridimensionnelle, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement),
- Des conditions de charge du système (forces de contact, forces musculaires).

Cette description permet ensuite après simulation par la méthode des éléments finis de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques comme la répartition des contraintes dans les solides, la répartition des contraintes et micromouvements à l'interface os-implant à un instant donné ainsi que l'évolution en fonction du temps des densités de la structure osseuse. [5]

La modélisation par éléments finis s'avère donc être un outil particulièrement intéressant pour ce genre d'analyses, à condition de réaliser des modèles numériques fiables et calibrés soit par des mesures directes (ce qui impose une multiplication des examens scanner pour un patient) ou bien par des données issues de la littérature (en conservant que chaque expérimentation reste unique). De nombreuses études numériques ont été réalisées dans ce sens. [6-7]

Pour réaliser des modèles numériques reproduisant les phénomènes réels avec un maximum de précision, il est très important de posséder une bonne connaissance de conditions telles que l'anatomie, les conditions de chargement, les propriétés des matériaux, ...etc.

III.1-2-Modélisation par éléments finis [1]

La méthode des éléments finis (*F.E.M*), utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ.

En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images en 2D (*Histomorphométrie*) ou en 3D (par tomographie, micro tomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation *in vitro* de l'os, la modélisation par éléments finis permet d'analyser les comportements mécaniques de tissu osseux sous des charges induites par des implants. Cette méthode permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses.

Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes, ...etc) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé. L'échantillon d'étude devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés « *nœuds* ». Les éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches constituant les éléments, comme le montre la figure 4, formant ainsi le *maillage* de la structure initiale. Il existe plusieurs types d'éléments pour les systèmes de modélisation en 3D : l'élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds et l'élément tétraédrique à 4 nœuds par exemple.

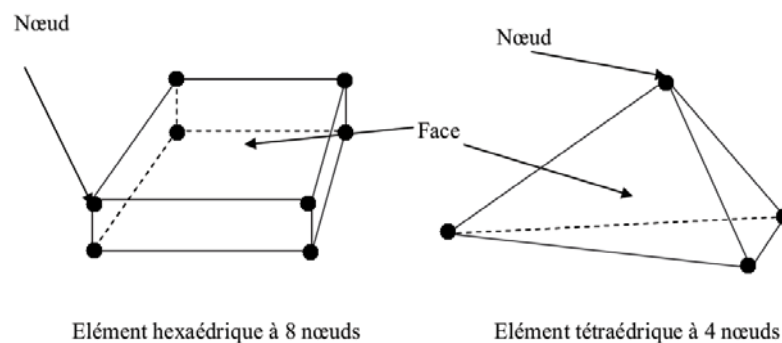


Figure 2 – Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis [1]

Les calculs mathématiques sont effectués uniquement aux nœuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites qui lui sont imposées.

Dans le domaine médical, pour l'étude par éléments finis de biomatériaux, la géométrie de la structure de l'os est réalisée à partir d'images radiologiques (Scanner, IRM) à l'aide d'un logiciel de segmentation manuelle ou automatique en 3D, puis exportée vers le logiciel d'éléments finis où sera effectué le maillage. Le maillage peut être constitué d'une grande quantité d'éléments, ce qui augmente la précision de la simulation mais allonge considérablement la durée de calcul (Figures 3, 4, et 5).

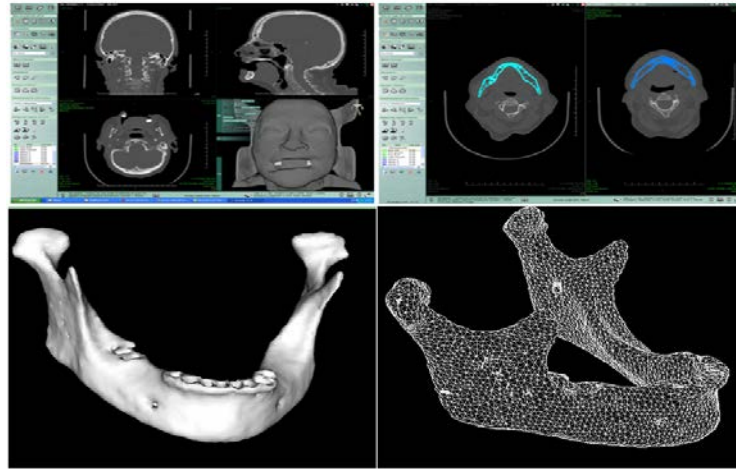


Figure 3 – Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire [8]

- a) Imagerie : coupe tomodensitométrique de l'échantillon,
 b) Segmentation de la mâchoire inférieure, c) Echantillon,
 d) Modèle en éléments finis hexaédriques

Les principaux logiciels d'analyse par éléments finis de biomatériaux sont ABAQUS, ANSYS, COSMOS, MSC PATRAN, ...etc. Ce sont des logiciels éléments finis généralistes qui traitent d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs auteurs pour la modélisation biomécanique.

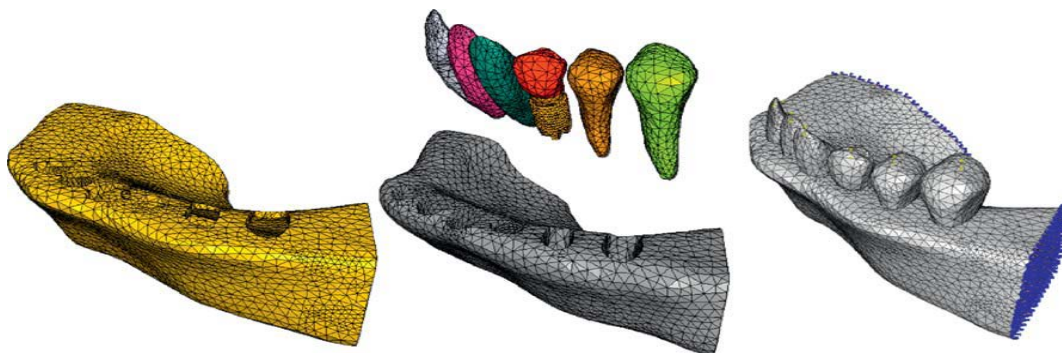


Figure 4 – Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire, des dents et d'un implant dentaire (logiciel MSC PATRAN 2005) [1]

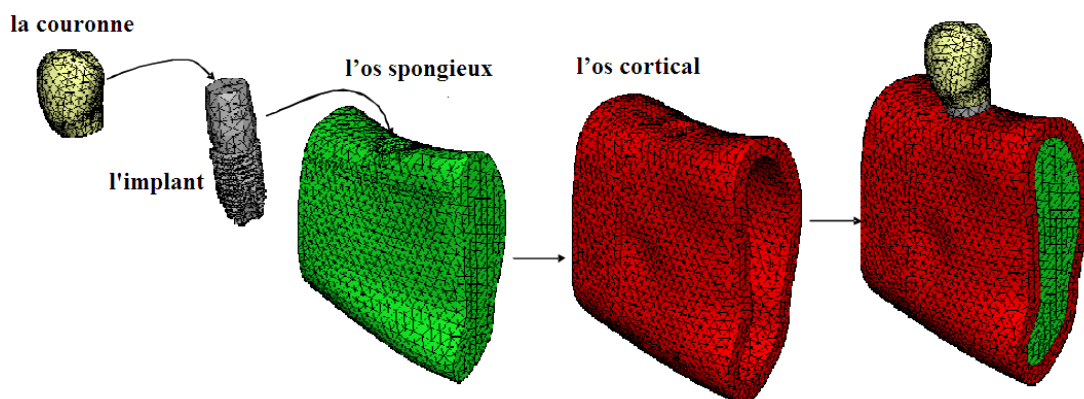


Figure 5 – Exemple de maillage de mandibule permettant l'étude d'un modèle par éléments finis avec le logiciel ABAQUS [1]

La simulation 3D par éléments finis d'un matériau nécessite notamment de connaître la loi de comportement biomécanique propre au matériau que l'on cherche à modéliser. Ainsi pour une analyse numérique de l'os, le module d'Young et le coefficient de Poisson sont des paramètres à définir pour chaque simulation.

Après la résolution numérique effectuée par le solveur du logiciel, les résultats sont exploités de façon qualitative et quantitative sous forme d'iso-valeurs (champs de couleurs) variant en fonction de la variable observée (contraintes, déformations, vecteurs de déplacement, ... etc.). Comme le montre la figure 8, les résultats sont exploités également de façon quantitative à partir de données chiffrées (par exemple l'évolution des contraintes en fonction du diamètre de l'implant), elles mêmes exploitables sous forme de courbes.

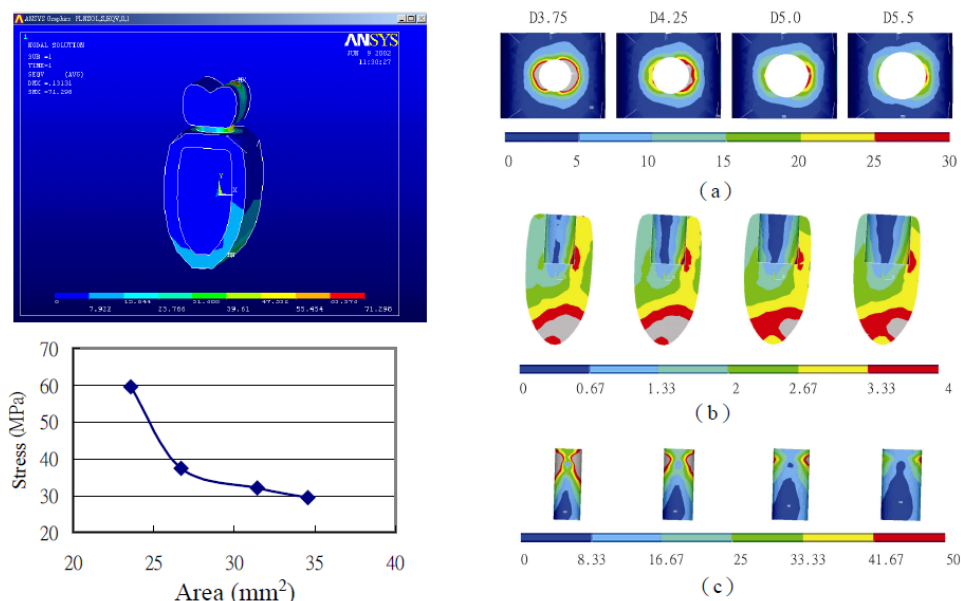


Figure 6 – Simulation numérique de la mise en charge d'un implant dentaire par un logiciel élément finis (ANSYS) [9]

III.1-3-Outils de modélisation par éléments finis [1]

Il faut savoir que les outils de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont *Abaqus*, *Nastran*, *Catia*, *SolidWorks*, ... etc. Tous ces outils effectuent les mêmes tâches, c'est à dire qu'ils génèrent des structures, leurs caractéristiques et celles du problème étudié, ensuite ils calculent le comportement de cette structure (déformations, ruptures, plastification, ...etc.) et enfin ils permettent de traiter ces résultats afin d'en sortir des données utilisables et exploitables.

La plupart des entreprises utilisent un assortiment de logiciels qui sont plus ou moins performants dans l'une ou l'autre de ces tâches, par exemple, dessiner avec *SolidWorks*, calculer avec *Abaqus* et faire du post traitement avec *Nastran*. Il sera donc certainement demandé dans le monde de l'entreprise une maîtrise de plusieurs de ces outils.

Dans notre étude, pour l'analyse de la structure os-implant, nous utilisons les performances du logiciel *Abaqus* version 6.9. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'*Abaqus* est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage.

Le programme *Abaqus* a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire. Les guides d'analyse de la sa documentation décrivent les procédures à suivre pour effectuer des analyses pour différentes disciplines de l'ingénierie.

Le but ultime d'une analyse par éléments finis est de recréer mathématiquement le comportement d'un véritable système d'ingénierie. En d'autres termes, l'analyse doit être basée sur un modèle mathématique précis d'un prototype physique. Au sens le plus large, ce modèle se compose de tous les nœuds, les éléments, les propriétés des matériaux, de véritables constantes, des conditions aux limites, et d'autres caractéristiques qui sont utilisées pour représenter le système physique.

III.1-4-Logiciel de modélisation/simulation *Abaqus* [1]

Abaqus est considéré parmi les logiciels de simulation les plus puissants actuellement. C'est un outil basé sur la méthode des éléments finis, qui peut résoudre des problèmes allant des analyses linéaires relativement simples aux simulations non linéaires très complexes. Il possède une librairie riche d'éléments permettant de modéliser virtuellement n'importe quelle géométrie. Il possède également un nombre très important de modèles de matériaux permettant de simuler les comportements de la plupart des matériaux typiques de technologie comprenant les métaux, le caoutchouc, le polymère, les composés, ...etc.

Le logiciel *Abaqus* a été développé par Hibbit, Karlsson et Sorensen (HKS), devenue *Abaqus Incorporation* depuis 30 ans et le début de la théorie des éléments finis. Il a été amélioré au fur et à mesure pour intégrer toutes les nouveautés de cette théorie et les besoins de cette entreprise, jusqu'à ce que l'entreprise soit rachetée par *Dassault industries* en Octobre 2005.

Le cœur du logiciel est appelé *moteur de calcul*. À partir d'un fichier de données caractérisé par le suffixe *.inp*, qui décrit l'ensemble du problème mécanique, le logiciel analyse les données, effectue les simulations demandées et fournit les résultats dans un fichier *.odb*.

Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (pré-traitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier *.odb* (post-traitement). La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, ...etc., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré-traitement et le post-traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. *Abaqus* propose le module *Abaqus CAE*, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation :

- La génération du fichier de données ;
- le lancement du calcul proprement dit ;
- l'exploitation des résultats.

III.2- Structure et tâches

Abaqus est divisé en unités fonctionnelles appelées modules. Chaque module contient les outils qui sont propres à une partie de la tâche de modélisation.

Module « *PART* »

Le module *Part* permet de créer tous les objets géométriques nécessaires à un problème donné, soit en les dessinant dans *Abaqus*, soit en les important d'un logiciel de dessin tiers.

Module « *PROPERTY* »

Le module *Property* permet, comme son nom l'indique, de définir toutes les propriétés d'un objet géométrique ou d'une partie d'un objet.

Module « *ASSEMBLY* »

Ce module permet d'assembler les différents objets géométriques créés dans un même repère de coordonnées globales. Un modèle *Abaqus* contient un seul assemblage.

Module « *STEP* »

Ce module permet de définir toutes les étapes et les requêtes pour le post traitement, autrement dit, le moment à partir duquel une force est appliquée et jusqu'à quand (temps). *Step* est permet également de créer des forces ou des conditions limites qui s'activent à des moments donnés.

Module « *INTERACTION* »

Grâce à ce module, il est possible de spécifier toutes les interactions entre les différentes parties et régions du modèle, qu'elles soient mécaniques, thermiques ou autres. Il faut savoir qu'*Abaqus* ne prend en compte que les interactions explicitement définies, la proximité géométrique n'étant pas prise en compte automatiquement.

Module « *LOAD* »

Le module *Load* permet de spécifier tous les chargements mécaniques et thermiques, et les conditions limites. Il faut savoir que les chargements et les conditions limites sont dépendants des *Steps*. Par exemple, une force est appliquée au *Step* 1 mais inactive au *Step* 2.

Module « *MESH* »

Ce module contient tous les outils nécessaires permettant de générer un maillage par éléments finis sur un assemblage. *Abaqus* permet un nombre important de types de maillages :

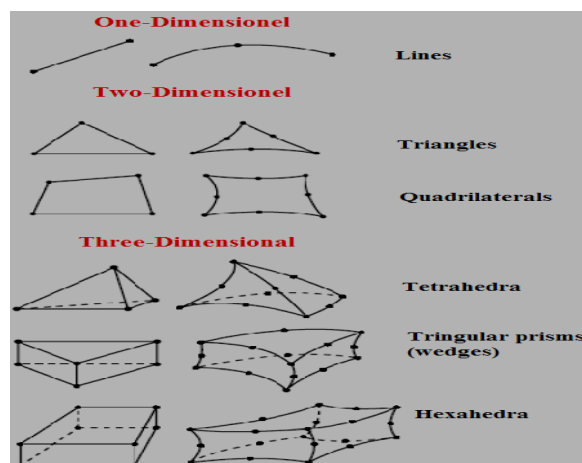


Figure 7 – Types de maillages possibles dans Abaqus [1]

Lorsque l'utilisateur appelle le module *Mesh*, l'outil *Abaqus* colorie les régions suivant un code relatif aux méthodes qu'il va utiliser pour mailler les instances :

- **VERT** : Cette région peut être maillée par une méthode structurée ;
- **JAUNE** : La région peut être maillée par des méthodes de balayage ;
- **ORANGE** : Cette région ne peut pas être maillée en utilisant le type d'éléments par défaut (hexaédriques), et devra soit être partitionnée, soit être maillée avec des éléments tétraédriques et des techniques de maillage libre.

A noter que plusieurs instances peuvent être créées à partir d'une même pièce. De plus, en gardant l'option *Dépendant*, la partition d'une instance se transmet automatiquement à une autre. En se basant sur ce principe, *Abaqus* permet également de mailler des instances d'une même pièce de façon indépendante.

Module « *JOB* »

Une fois que toutes les tâches de définition du modèle réalisées, le module *Job* est appelé pour analyser ce modèle. *Abaqus* effectue alors les calculs nécessaires pour en tirer les résultats.

Module « *VISUALIZATION* »

Ce module permet de visualiser le modèle et les résultats, comme, les courbes des contraintes et déformations,etc.

Module « *SKETCH* »

Ce module permet de créer des formes bidimensionnelles qui ne sont pas associées à un objet. Il peut être utilisé pour des extrusions par exemple.

III.3-L'arbre du modèle

L'arbre donne une description visuelle de la hiérarchie des objets du modèle. Tous les objets sont indiqués par de petites icônes, avec en parenthèses, le nombre de ces objets. L'ordre de l'arbre reflète l'ordre classique d'élaboration du modèle. A partir de cet arbre il est possible de retrouver la plupart des fonctionnalités de la barre de menu principale. Par exemple, double cliquer sur *Part* permet de créer un nouvel objet géométrique

III.4-Méthodologie

Résumons dans cette section les actions principales permettant de créer un modèle *Abaqus* :

- 1– *Création du modèle* : Dessiner le profil 2D de la forme voulue, le développer en 3D et rajouter les détails qui peuvent être manquants.
- 2– *Affectation des propriétés aux objets* : Créer le matériau, créer les sections sur lesquelles appliquer les matériaux, et affecter les matériaux aux sections correspondantes.
- 3– *Assemblage du modèle* : Créer les instances et les positionner dans le repère général.
- 4– *Définition des pas d'analyse*.
- 5– *Création des interactions entre les instances* : Créer les surfaces, définir les types de contacts, et associer des surfaces avec des types de contact.

6– *Application des conditions aux limites et des chargements* : Définir les pas d'application et définir les types des conditions aux limites ou des chargements.

7– *Maillage du modèle* : Partitionner le modèle, choisir les techniques de maillage et choisir les types de maillage.

III.5-Discussion

Abaqus est un logiciel simple d'utilisation offrant un large éventail de possibilités. En effet, dans la plupart des simulations, notamment les non linéaires, l'utilisateur fournit seulement les données sur la géométrie de la structure, son comportement matériel, les conditions aux limites, et les charges appliquées. Dans une analyse non linéaire, *Abaqus* choisit automatiquement les valeurs des charges appropriées et les tolérances de convergence, non seulement il permet de choisir les valeurs de ces paramètres, mais il les ajuste continuellement pendant l'analyse afin d'obtenir une meilleure solution efficacement. Rarement que l'utilisateur définit les paramètres de contrôle de la solution numérique au problème. [1]

Grâce à cet outil, la plupart des problèmes complexes peuvent être modélisés facilement. Par exemple, les problèmes avec des composantes multiples sont modélisés par l'association de géométries et la définition de chaque composant à l'aide de modèles appropriés. Toutefois, *Abaqus* s'adapte plus particulièrement aux problèmes qui n'ont pu aboutir à des solutions analytiques ou expérimentales par les méthodes classiques, comme les diverses applications actuellement très intéressantes dans le domaine de l'analyse biomécanique. Citons dans ce domaine l'utilisation relative aux travaux de cette thèse, il s'agit de l'analyse des contraintes mécaniques dans un système d'implant dentaire. Cette analyse peut être en effet réalisée de trois manières différentes :

- Analyse statique linéaire/non linéaire ;
- analyse dynamique linéaire/non linéaire et analyse d'impact ;
- analyse non linéaire des contacts dans les interfaces des implants.

III.6-Limitations de l'approche numérique

- Malheureusement, la principale limitation de l'approche numérique est le manque de validation clinique, particulièrement lors de l'intégration du processus de remodelage osseux. Plusieurs recherches ont déjà réalisé quelques études notamment sur les implants cylindriques filetés où certains résultats en matière de remodelage osseux ont été vérifiés cliniquement.
- Plusieurs travaux sur ces implants sont actuellement en cours, ayant pour objectif la prédiction du comportement de la structure osseuse à long terme. Ce type d'étude requiert pour l'analyse clinique la mise en place d'un protocole précis nécessitant en plus du bilan radiologique habituel un examen scanner et une densitométrie en préopératoire et aux différentes périodes de revue.
- Une seconde limite de la modélisation numérique peut être dans le cas d'utilisation de conditions de charge prises dans la littérature, qui ne sont donc pas parfaitement adaptées à des cas individuels étudiés. Malgré ces deux limitations, l'approche numérique fournit des résultats qualitatifs suffisamment précis pour juger le comportement biomécanique à long terme d'un implant dentaire.

III.7- Applications en implantation dentaire

Nous présentons dans cette partie un état de l'art résumant quelques applications intéressants dans le domaine, où nous montrons notamment l'intérêt de la modélisation numérique et l'utilisation de la méthode des éléments finis dans les diverses applications proposées même aussi à l'état de interface os-implant. [1]

- **Himmlova et al. (2004)** ont comparé l'influence du diamètre et la longueur de l'implant sur la distribution des contraintes à l'aide d'une analyse tridimensionnelle par éléments finis. Les différents modèles d'implants ont été placés dans une position verticale dans la région molaire de la mandibule. Un modèle de simulation d'un implant de 3,6 mm de diamètre et d'une longueur de 8 mm, 10 mm, 12 mm, 14 mm, 16 mm, 17 mm et 18 mm ont été développés pour étudier l'influence de la longueur. L'influence de différents diamètres a été modélisée en utilisant des implants de 12 mm de longueur et d'un diamètre de 2,9 mm, 3,6 mm, 4,2 mm, 5 mm, 5,5 mm, 6 mm et 6,5 mm. La charge masticatoire a été simulée à l'aide d'une force moyenne de mastication dans une direction oblique au plan occlusal. Les valeurs des contraintes à l'interface os-implant ont été calculées en utilisant la méthode des éléments finis. Les contraintes maximales ont été enregistrées autour du col d'implant. Leur ampleur a été minimale pour les implants d'un diamètre allant de 3,6 mm à 4,2 mm. L'augmentation de la longueur de l'implant a également conduit à une diminution des contraintes. Ils ont conclu que l'influence de la longueur de l'implant, cependant, n'était pas aussi prononcée que celle de son diamètre. [10]
- **Miejer et al. (1993)** ont étudié la distribution des contraintes autour des implants dentaires dans une mandibule édentée en se basant sur une analyse par éléments finis. Le modèle a été construit à partir des données obtenues des sections d'une mandibule humaine et a reçu deux implants endo-osseux dans la région interforaminale. Les implants ont été chargés d'une force horizontale de 10 N, une force verticale de 35 N, ou une force oblique de 70 N. Dans tous les cas, les contraintes maximales ont été trouvées autour du cou de l'implant et les plus grandes valeurs ont été enregistrées dans le cas de la force oblique. De plus, la répartition des contraintes dans l'os a également montré des valeurs maximales autour des implants. [11]
- **Benzing et al. (1995)** ont étudié les aspects biomécaniques de deux implants prothétiques en se basant sur des mesures cliniques à l'aide de jauges de contraintes et théoriques en utilisant la méthode des éléments finis. Les résultats ont révélé que la résistance à la flexion d'une prothèse a une influence sur la concentration des contraintes dans l'os. Ces contraintes sont contrôlées non seulement par rapport au nombre ou la distribution des implants, mais aussi par rapport au matériau et la conception de la prothèse. [12]
- **Canay et al. (1996)** ont analysé la distribution des contraintes autour des implants placés dans la région de la première molaire à l'aide d'une analyse bidimensionnelle par éléments finis. Deux types d'implants, un implant à angle de 23 degrés et l'autre vertical, ont été soumis à une charge verticale de 100 N et une charge horizontale de 50 N. L'ampleur et les contours des contraintes de compression et de traction dans l'os environnant ont été déterminés. Il n'y avait pas de différences mesurables des valeurs de contraintes pour une charge horizontale appliquée aux implants. Toutefois, avec le chargement vertical, les valeurs des contraintes de compression étaient cinq fois plus élevées dans la région du col de l'implant à angle que dans la même région de l'implant vertical. [13]
- **Teixeira et al. (1998)** ont développé un modèle 3D d'un implant ostéo-intégré afin de simuler la répartition des contraintes dans l'os péri-implant. La construction du modèle a

été évaluée en se basant sur une section de la mandibule, tout en analysant l'effet du nombre d'éléments diminué par l'unification des éléments loin des implants sur la répartition des contraintes afin de minimiser les temps de calcul. Cette étude a montré que cette unification n'a pas d'effet sur la répartition des contraintes. Ces résultats suggèrent qu'il pourrait être possible de développer un modèle éléments finis réplique de l'implant avec moins d'éléments sans altérer la répartition des contraintes. [14]

- **Vollmer et al. (2000)** ont étudié les déformations de l'os mandibulaire sous des conditions normalisées de chargement *in vitro* et comparé les résultats obtenus à partir d'une analyse par éléments finis, basée sur un CT-scan réalisé sur la même mandibule. Une bonne corrélation a été trouvée entre les données numériques et expérimentales. Par conséquent, le modèle par éléments finis a été utilisé pour évaluer la biomécanique mandibulaire par rapport à certains aspects du transfert de charge, et la répartition des contraintes et des déplacements. Ils ont conclu que cette procédure de génération du modèle par éléments finis est une méthode valide et précise, permettant de mieux prédire le comportement biomécanique de la mandibule humaine. [15]
- **Akca et al. (2001)** ont évalué l'effet du placement des implants de grands diamètres et de diamètres standard suivant une ligne droite par rapport à la mise en place échelonnée des implants de diamètre standard en se basant sur une analyse tridimensionnelle par éléments finis des contraintes. Les critères de von Mises ont été utilisés pour l'interprétation des résultats. Les implants de plus grands diamètres placés dans une ligne droite ont généré des contraintes plus faibles. [16]
- **Geng et al. (2001)** ont dressé un état de l'art sur les applications de la méthode des éléments finis en dentisterie implantaire et discuté les résultats d'études antérieures sur l'interface os-implant, la connexion implant-prothèse et les prothèses multi-implants. La compréhension de la théorie de base, de la méthode, de ces applications et de ces limites en dentisterie implantaire a permis aux cliniciens de mieux interpréter les résultats et les extrapoler à des situations cliniques. [17]
- **Rees et al. (2001)** ont examiné l'importance de la structure de support d'une dent naturelle par une modélisation numérique permettant l'analyse de la distribution des contraintes dans cette dent. Une analyse bidimensionnelle en déformation plane par éléments finis d'une deuxième prémolaire inférieure soutenue par le ligament parodontal et l'os alvéolaire a été développée. Deux charges (verticale et horizontale) de 50 N ont été appliquées et des contraintes ont été enregistrées. On l'a conclu que le ligament parodontal et l'os alvéolaire sont très importants dans ce type d'analyses. [18]
- **Cruz et al. (2003)** ont analysé la distribution des contraintes autour d'un implant en utilisant une géométrie exacte basée sur un modèle tridimensionnel ayant un maillage plus fin que l'on ne le trouve dans la littérature. Un modèle mécanique d'une mandibule édentée a été généré par tomographie, avec l'implant placé dans la région de la première prémolaire gauche. Une charge axiale de 100 N a été appliquée au pilier de l'implant et les conditions aux limites ont été définies en fonction de la géométrie réelle des muscles du système. Ils ont enregistré une concentration de contraintes dans la région corticale. Toutefois, aucune concentration considérable dans région apicale n'a été trouvée. Comme conclusion, ils ont expliqué que la méthodologie de modélisation, les conditions aux limites, le type de chargement, et les variations anatomiques et fonctionnelles jouent un rôle important dans les résultats. [19]
- **Mauro et al. (2006)** ont étudié la distribution des contraintes autour des géométries d'implants cunéiformes et cylindriques filetés en se basant sur une analyse

tridimensionnelle par la méthode des éléments finis. Un modèle a été généré à partir d'une tomographie automatisée d'une mâchoire inférieure avec les implants placés dans la première région prémolaire gauche. Une charge verticale de 100 N a été appliquée au dessus de chaque implant dans la direction axiale. Les conditions aux limites ont été définies en fonction de la géométrie réelle des muscles masticatoires du système. Différentes intensités et directions des forces musculaires ainsi que des équations de moment ont été utilisées afin d'assurer l'équilibre du système. Les résultats ont montré pour les deux géométries, une concentration des contraintes dans un seul côté du cou de l'implant et une lisse distribution de ces contraintes le long du corps de l'implant. Cependant, aucune concentration considérable n'a été constatée à la région apicale. Ces résultats ont permis de conclure que la distribution des contraintes est similaire pour les deux géométries (cunéiforme et cylindrique). [20]

- **Djebbar et al. (2010)** ont appliqué la méthode des éléments finis pour analyser la distribution des contraintes dans une prothèse dentaire. L'analyse a été focalisée à l'interface os-implant. Les effets de l'intensité et de la direction du chargement sur ces contraintes ont été étudiés. Ils ont conclu que leur distribution dépend essentiellement de la nature du chargement appliqué et que leur niveau est plus important dans le cas d'un chargement orienté sur l'axe de l'implant. L'effort induit, sous l'effet d'un tel chargement, dans les éléments de la prothèse, en particulier dans l'os, est élevé et peut être fatal pour la structure. En somme, le facteur principal du succès ou de l'échec d'un implant dentaire est la manière par laquelle les efforts sont transférés à l'os environnant. [21]

- **Ali Benaïssa et al. (2015)** ont appliquée la méthode des éléments finis en trois dimensions pour analyser la distribution des contraintes. 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 os-implant. 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. Ils ont conclu que le niveau 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 [22].

Références

- [1] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [2] Akca, K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2001; 16: 722-730.
- [3] Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 9:31-36.
- [4] Baris S, Erkan E, Dervis Y, Atilim E. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, *Medical Engineering & Physics* 2006; 28:199–213
- [5] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 2:192-203.
- [6] Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT. Trabecular bone density and loading history: regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 1987; 20:785–794.
- [7] Ruimerman R, Huiskes GH, van Lenthe GH, Janssen JD. A computer simulation model relating bone-cell metabolism to mechanical adaptation of trabecular architecture. *Computer Methode Biom and Bio Engineering* 2001; 4:433–448.
- [8] Delaval C, Maerten L, Subsol G, Micallef JP, Goudot P, Yachoub J, Maerten F, Chemouny S. A 3D computer-assisted method for strategy and assessment of therapy of the weakened mandible. 12th Computed Maxillofacial Imaging Congress, Japon 2006.
- [9] Shyh CH, Chang FT. Finite Element analysis of a dental implant. *Biomed Eng Appl Basis Comm*, 2003; 15: 82-85.
- [10] Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A and Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A Finite Element Analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91:20-5.
- [11] Miejer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three dimensional Finite Element Analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archives Oral Bio* 1993; 6:491-6.
- [12] Benzing UR, Gall IH and Weber IH. Biomechanical aspects of two different implant prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillfac Implants* 1995; 10:188-198.
- [13] Canay S, Hersek N, Akpinar I and Zulfu A. Comparison of stress distribution around vertical and angled implants with Finite Element Analysis. *QI* 1996; 27:59-8.
- [14] Teixeira ER, Sato Y, Akagawa Y and Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehab* 1998; 25:299-303.

- [15] Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. *European association for Cranio-Maxillofacial surgery* 2000; 28:91-6.
- [16] Akca K and Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillfac Implants* 2001; 16:722-730.
- [17] Geng JP, Tan KBC, and Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85:585-98.
- [18] Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in Finite Element studies. *J Oral Rehab* 2001; 28:425-32.
- [19] Cruz M, Wassall T, Taledo EM, Barra LPS and Lemonge ACC. Three dimensional Finite Element Stress Analysis of Cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillfac Implants* 2003; 18:675-684.
- [20] Mauro C, Adelino FL, Elson M, Luis PSB, Afonso CCL, Thomaz W. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries, *Technology and Health Care* 2006; 13:1-18
- [21] 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.
- [22] Benaïssa A., Thèse de doctorat (2015) « Etude des effets du chargement mécanique sur la durabilité des implants dentaires ».

Chapitre IV

Analyse numérique tridimensionnelle des contraintes biomécanique dans le système implantaire

1. Introduction

Le marché mondial des implants dentaires compte un nombre très important de modèles différents de ces implants. Tous ces modèles, bien que distincts, sont très semblables tant au niveau de leurs formes, des matériaux utilisés ou de leurs revêtements de surface. Les implants dentaires sont des racines artificielles qui permettent de remplacer les racines dentaires perdues est solidement ancrés dans l'os, souvent servent de support pour les couronnes. Plusieurs alternatives ont été étudiées comprenant notamment la position d'implant, et de la géométrie de prothèse. Cependant, l'implant transfère des forces à la mâchoire et il est aussi en contact avec la gencive du patient. La méthode des éléments finis peut être employée comme un outil idéal pour étudier les réponses fonctionnelles des implants dentaires à l'interface os/implant et dans les prothèses dentaires pour différentes géométries d'implants.

Ce chapitre a pour but d'expliquer le comportement biomécanique de l'interface os/implant. Nous avons choisi un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la première molaire. L'objectif de ce travail est divisée en deux volets : le premier est de modéliser la structure des différents composants de ce système 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. Cette répartition a été faite dans les trois zones (proximale, médiane et distale) de ces composants. Le second consiste à analyse numériquement en 3D la distribution et le niveau de la contrainte équivalente en fonction des contours cervical et apicale près de l'implant dentaire et des contraintes inter-faciales au fond et à l'extérieur du filetage hélicoïdale de l'implant lorsque ce dernier est soumis à l'une des trois charges masticatoires.

Tous les problèmes statiques en biomécanique résolus numériquement nécessitent d'une manière générale trois données fondamentales suivantes :

1. La formulation mathématique du problème ;
2. La géométrie du modèle et son comportement mécanique ;
3. Les conditions aux limites imposées sur la frontière de la prothèse dentaire.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os/prothèse pour établir l'interface os/implant.

2. Modèle géométrique

Le modèle géométrique est composé de deux composants principaux :

2.1. Os mandibulaire

Le but du taraudage dans l'os est de créer de la place aux spires de l'implant avant son insertion dans la logette. Le taraudage est diminué la friction et facilite l'insertion de l'implant, surtout dans de l'os dense. La géométrie de la structure de l'os est réalisée à partir d'images radiologiques à l'aide d'un logiciel de segmentation automatique en 3D. Ce modèle a été construit en utilisant le logiciel de balayage tomographique (CT). Ensuite, les logiciels Rhinoceros 4.0 et Solidworks, ont été utilisés a fin de générer le modèle final de l'os mandubulaire.L'os a été modelé de telle sorte qu'il a comme noyau l'os spongieux (trabculaire) entouré par une couche de l'os compact d'épaisseur 2.00 mm, la largeur et la longueur du modèle de l'os cortical sont de 12,43 mm et de 36,00 mm respectivement, cette taille est représentative de la mâchoire inférieure (Figure 1).

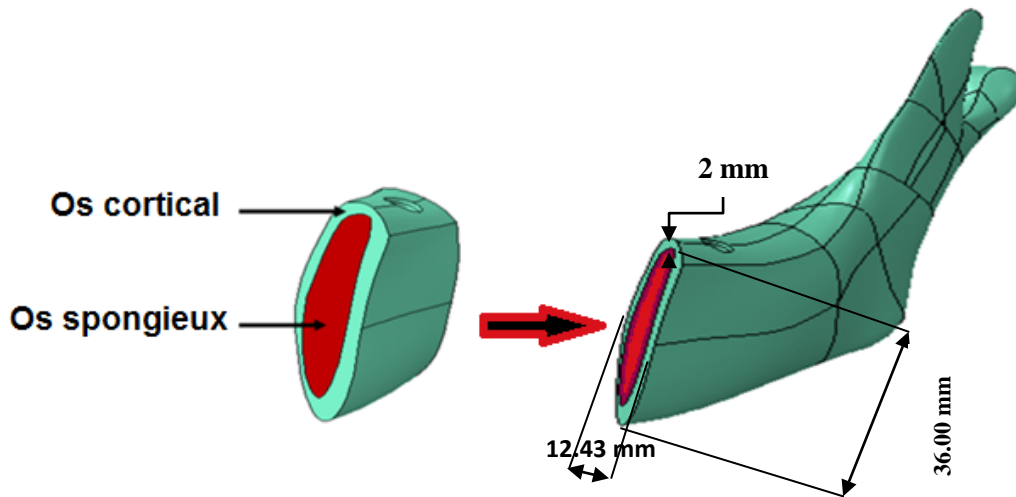


Figure 1 - Composants de l'os mandibulaire [1]

2.2. Le système d'implant

Le modèle d'implant principale le plus couramment utilisé est le modèle cylindrique ou cylindro-conique en forme de vis de titane ancrée dans la mâchoire inférieure, en particulier l'implant a été basé sur le système de Branmark, de plateforme régulière d'une longueur de 10,43 mm et d'un diamètre de 5,4 mm. Un modèle de pilier de longueur $L=08,88$ mm a été engagé. Le modèle de la dent a été choisi parmi plusieurs dents extraites telle que ses dimensions correspondent autant que possible à celles mentionnées dans le manuel d'anatomie dentaire [2]. Les modèles de la couronne et de la porte couronne ont été conçus sur Rhinoceros 4.0 et SolidWorks 3D avec 5 degrés d'inclinaison dans la direction bucco-linguale [3,4]. Il a été converti en modèle plein comme la figure 2.

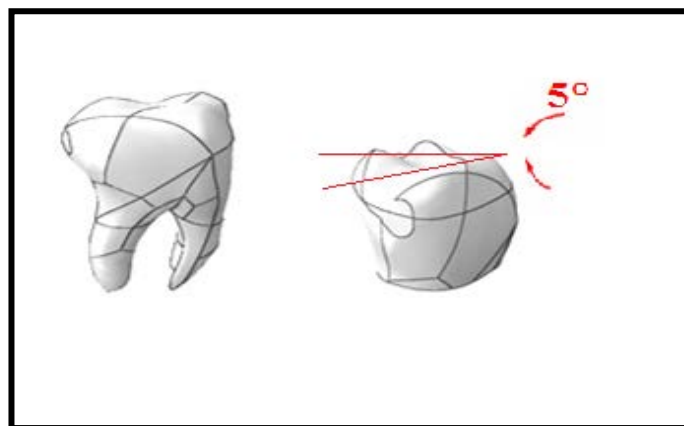


Figure 2 - Modèle géométrique en 3D de la première dent molaire [1]

- Dans cette étude, Le système d'implant conventionnel qui est principalement constitué de quatre composants: (a) Couronne, (b) Porte couronne, (c) Pilier et (d) Implant. (Figure 3).

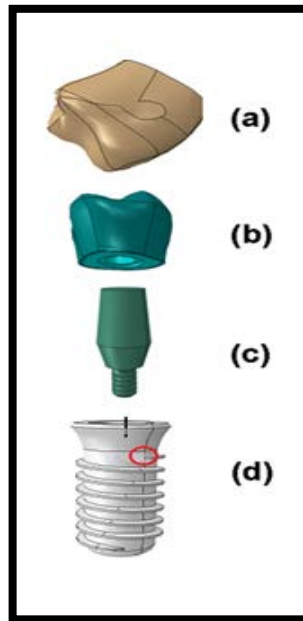


Figure 3 - Composants du système d'implant conventionnel [1]

3. Propriétés mécanique des matériaux

Les propriétés mécaniques des matériaux de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire de la présente étude, sont résumées dans le tableau 1. La loi de Hooke-Lamé décrit le comportement élastique avec deux paramètres nécessaires:

- Le module d'élasticité et le coefficient de poisson. Rees et al. [5] donnent un aperçu des modules d'élasticité et le coefficient de poisson rapportés dans la littérature. Dans cette étude, on a pris comme hypothèse que les matériaux de cette structure dentaire ont un comportement purement élastique (Tableau 1).

Composantes	matériaux	Propriétés mécaniques	Module de Young [E] (GPa)	Coefficient de poisson	Contrainte de rupture limite
Couronne (1^{ère} molaire)	Porcelaine feldspathique (céramique)	Elastique, isotrope	61.2	0.19	500
Porte couronne	Alliage Cr - Co		220	0.30	720
Pilier	Alliage de titane Ti-6Al-4V		110	0.32	800
Implant					
L'os mandibulaire	Os compact		11.5	0.31	130
	Os spongieux	2.13	0.30	----	

Tableau 1 - Caractéristiques mécaniques de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire [6]

4. Conditions aux limites

➤ Nous savons que l'opération de mâcher est une combinaison de charges verticales élevées et de charges horizontales grinçantes et de broyage. Pour cette raison, une charge verticale de 6 MPa et deux charges horizontales de 1 MPa ont été appliquées à la surface occlusale de la couronne de 25 mm² approximativement (Figure 4). Les conditions aux limites ont été imposées pour éviter toute forme de mouvement de translation dans notre modèle.

Les intensités des forces, ainsi que le point de leur d'application, ont été choisies de la façon suivante :

La surface occlusale de la couronne est soumise simultanément à trois efforts statiques : Un effort normale et deux efforts latéraux suivant les trois directions respectives : corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal définissent un système 3D et elles ont été appliquées comme suit :

➤ La surface supérieure de la couronne de la première molaire est soumise à une contrainte appliquée de **6 MPa** dans la direction corono-apical (charge normale), de **1 MPa** dans la direction linguo-buccal et de **1 MPa** dans la direction disto-mésial et les autres surfaces sont traités en tant que surfaces libres.

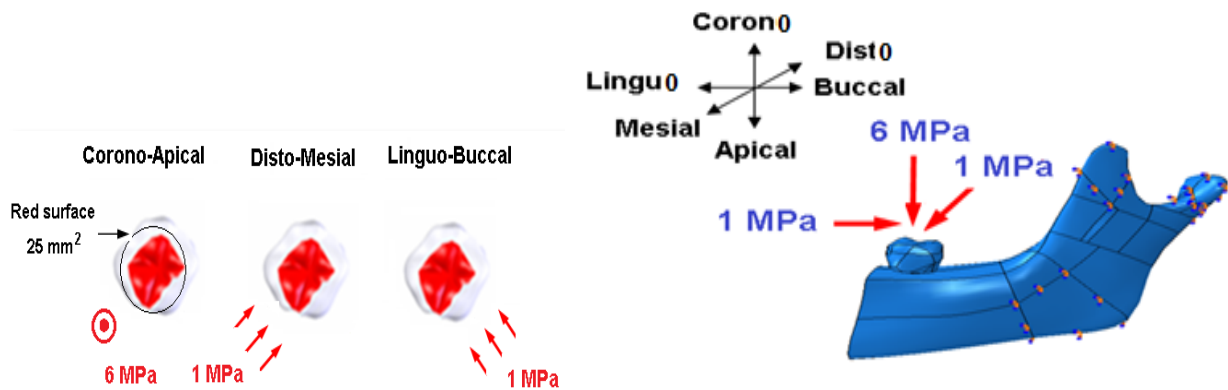


Figure 4 - Conditions aux limites et types de chargement statique

5. Etat de l'interface

L'interface entre tout les composants sont traités comme une interface parfaitement collé [7,8]. Pour simplifier l'analyse par éléments finis, il a été supposé élastique et homogène [7, 8,9, 10,11].

➤ Les cas étudiés sont décrits dans le tableau suivant :

Modèle	Charge corono-apical	Charge disto-mésial	Charge linguo-buccal
Système d'implant simple	×	×	×

6. Maillage de la structure osseuse et de la prothèse dentaire

Les différents composants ont été maillés par des éléments linéaires tétraédriques à quatre nœuds (Figure 5 a), il est donc nécessaire de raffiner le maillage au niveau de la zone interfaciale (Figure 5 b). Par conséquent, le système d'implants et l'os devront être maillés avec des éléments de grande taille lorsqu'on s'éloigne de l'interface.

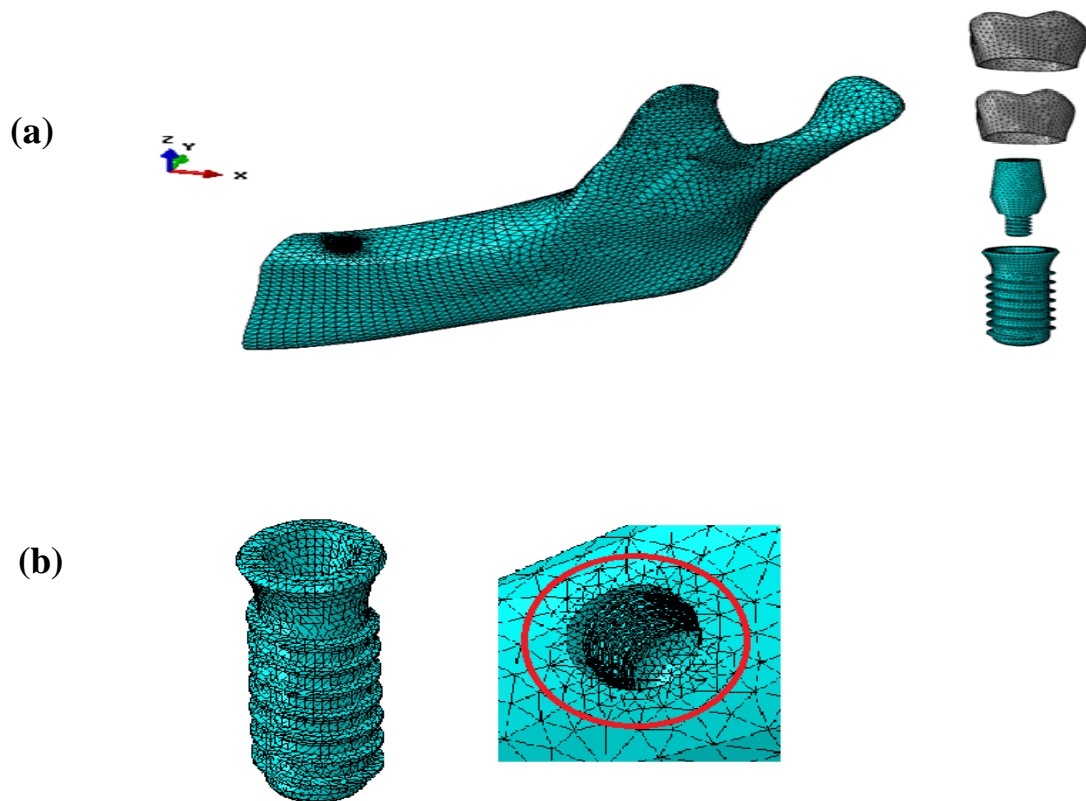


Figure 5 - (a) Maillage des éléments de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire
(b) Maillage de l'implant et l'interface os alvéolaire/implant

7. Résultats et discussions

7.1. Distribution de la contrainte équivalente dans le système implantaire et la structure osseuse

D'une part, cette étude a pour objectif la détermination par la méthode des éléments finis du contour de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os mandibulaire et les quatre composants de la prothèse dentaire. Une analyse qualitative et quantitative a été effectuée, basée sur une échelle de couleur visuelle progressive, prédéfinie par le logiciel utilisé (Abaqus 6.10), allant du bleu foncé au rouge. D'autre part, l'intensité et la répartition de la contrainte équivalente ont été évaluées dans la zone cervicale et apicale entourant l'implant dentaire et au niveau de la zone interfaciale os/implant. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles.

7.1.1. Contour de la contrainte équivalente de von Mises

Les figures 6-10 illustrent les contours de la contrainte équivalente des composants de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire. Chaque contour de la contrainte de von Mises est déterminé numériquement par la méthode des éléments finis sous l'effet de l'une des trois :

- charge axiale (1) corono-apical
- charges horizontales disto-mésial (2) et linguo-buccal (3).

A. Os mandibulaire

La figure 6 montre le contour de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os alvéolaire pour les trois types de chargement. On constate que les contraintes les plus intenses sont localisées au niveau de l'os cortical et ceci quel que soit le type de chargement. On note également que le niveau de contraintes est presque identique pour les deux chargements (disto-mésial et linguo-buccal). Cependant, le niveau de contraintes engendrées sous l'effet de l'effort corono-apical est égale presque le double de celui des autres chargements (2) et (3). On remarque une forte concentration de contraintes dans la partie supérieure de l'os cortical ce qui montre que la charge verticale appliquée à la couronne est directement transmise à l'os compact.

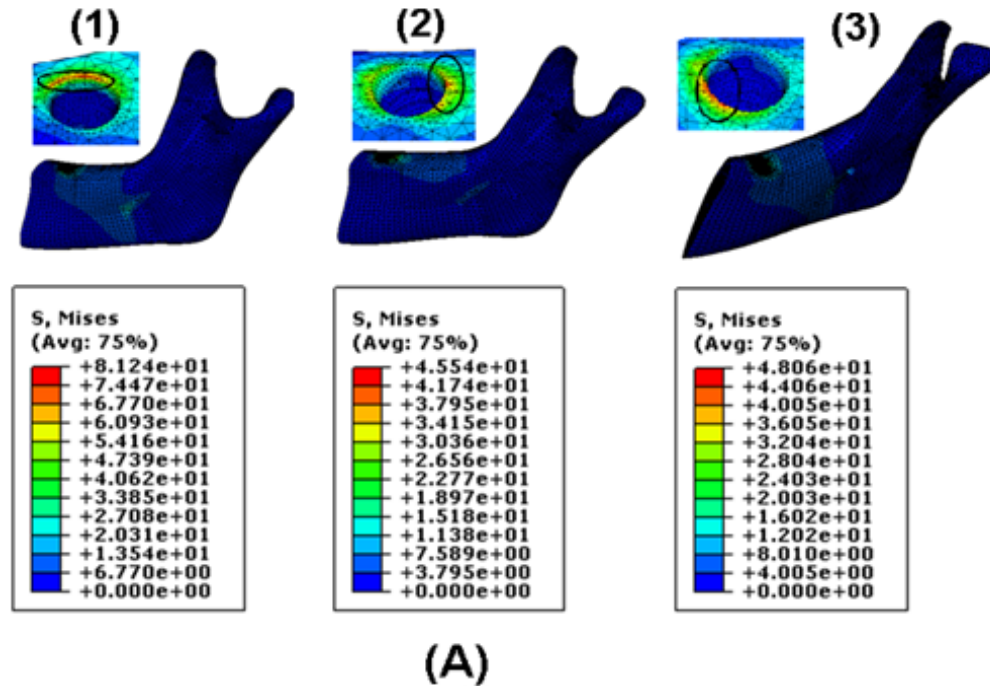


Figure 6 - Distribution des contraintes dans l'os
 (1) charge corono-apical, (2) charge disto-mésial et (3) charge linguo-buccal

B. Implant

Les implants dentaires sont des racines artificielles qui permettent de remplacer les racines dentaires perdues. Ces implants, solidement ancrés à l'os, servent de support à des couronnes, des bridges ou à un appareil dentaire (dentier). Les implants permettent de répartir les forces masticatoires également entre les implants et les structures adjacentes (gencive, os et dents restantes) de la bouche, ce qui aide à diminuer le stress sur ces structures. Dans le cas où des dents saines sont encore en bouche, le patient peut espérer pouvoir garder ces dents restantes plus longtemps que si aucun implant n'était installé et que l'espace créé par les dents manquantes restait vacant. Les implants contribuent au maintien du volume de l'os alvéolaire (l'os autour des dents) en prévenant sa résorption là où les dents sont manquantes. Effectivement, lorsqu'une dent n'est plus en bouche, la partie de l'os alvéolaire qui la retenait n'est plus stimulée lorsque le patient mange et elle se détériore peu à peu.

La figure 7 montre clairement le contour de la contrainte équivalente de von Mises dans l'implant pour les trois types de chargement. La partie supérieure de l'implant est le siège de concentration de contrainte. Autrement dit, l'amplitude de la contrainte équivalente la plus

élevée est observée sur les parties latérales de cet organe dans sa zone proximale. Cependant, les autres zones sont soumises à des contraintes de faibles intensités et ceci quel que soit le type de chargement. On observe que les contraintes créées dans l'implant sont presque du même niveau pour les deux chargements (disto-mésial et linguo-buccal). On note que le niveau de contraintes du au chargement corono-apical (1) est presque le double de celui des autres chargements (2) et (3) appliqués sur la couronne.

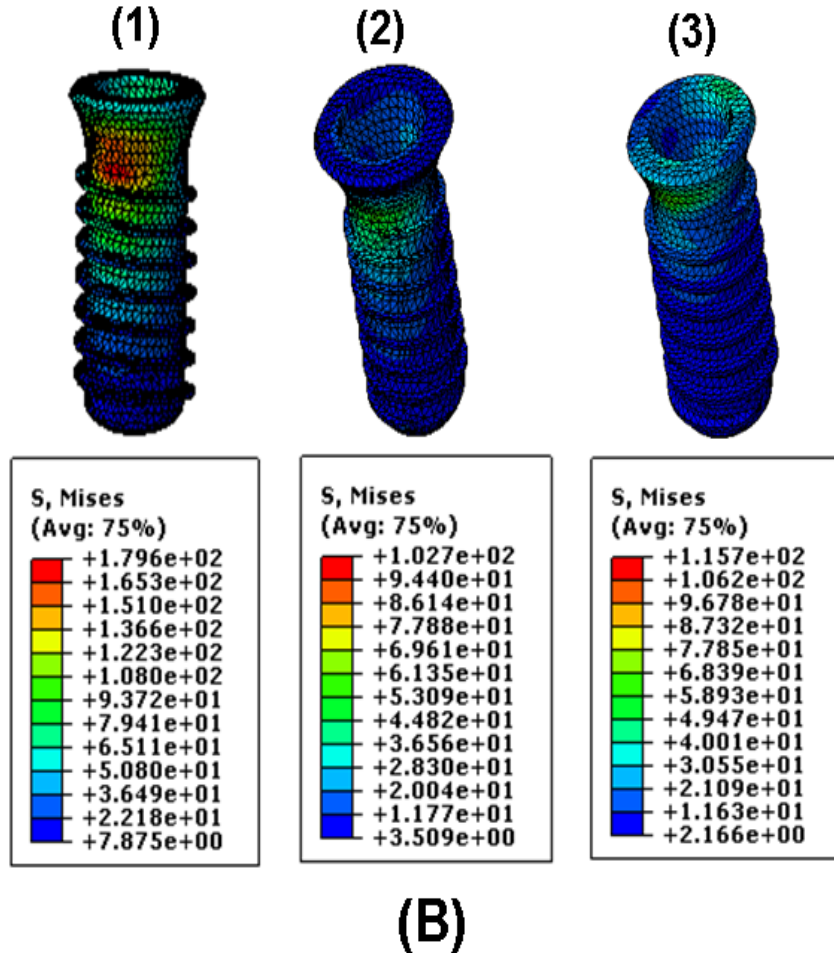


Figure 7- Distribution des contraintes dans l'implant
 (1) charge corono-apical, (2) charge disto-mésial, (3) charge linguo-buccal

C. Pilier

La figure 8 illustre le contour de la contrainte équivalente de von Mises dans le pilier pour les trois types de chargement. La contrainte équivalente est fortement concentrée sur les parties vives du pilier dans la zone de fixation pilier-implant et la partie supérieure du pilier est soumise à une contrainte équivalente de très faible intensité comme le montre la figure 2. Les contraintes intenses se trouvent dans la région de contact implant- pilier et ceci quel que soit le type de chargement. On remarque que les contraintes générées dans le pilier sont presque du même niveau pour les deux chargements (disto-mésial et linguo-buccal). Le niveau de contraintes du au chargement corono-apical est presque le double de celui des autres chargements appliqués sur la couronne.

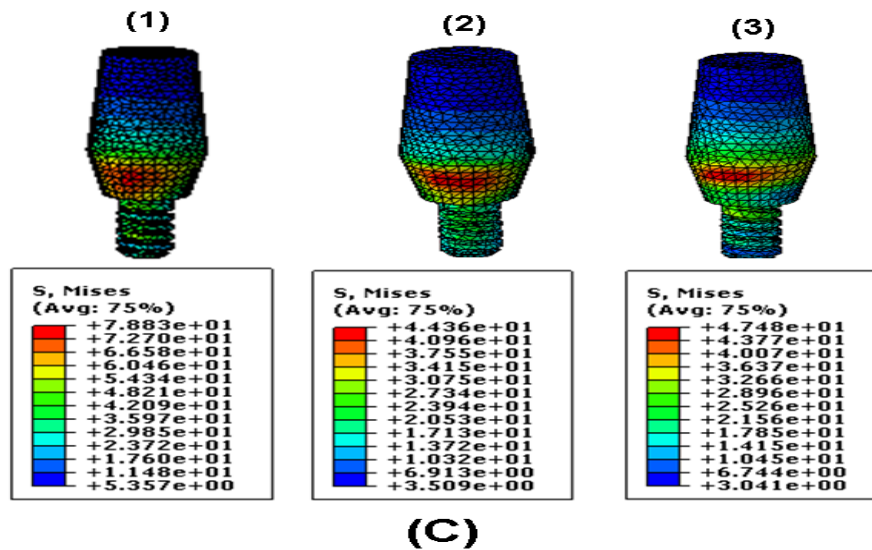


Figure 8 - Distribution des contraintes dans le plier
 (1) charge corono-apical, (2) charge disto-mésial, (3) charge linguo-buccal

D. Couronne

La figure 9 montre le contour de la contrainte équivalente de von Mises induite dans la couronne pour les trois types de chargement. On remarque que l'amplitude des contraintes maximales sont situées dans les régions de la couronne et ceci quel que soit le type de chargement. Le niveau de contraintes du au chargement corono-apical est presque cinq fois plus grand que celui des autres chargements. Les contraintes diminuent progressivement en s'éloignant de cette région.

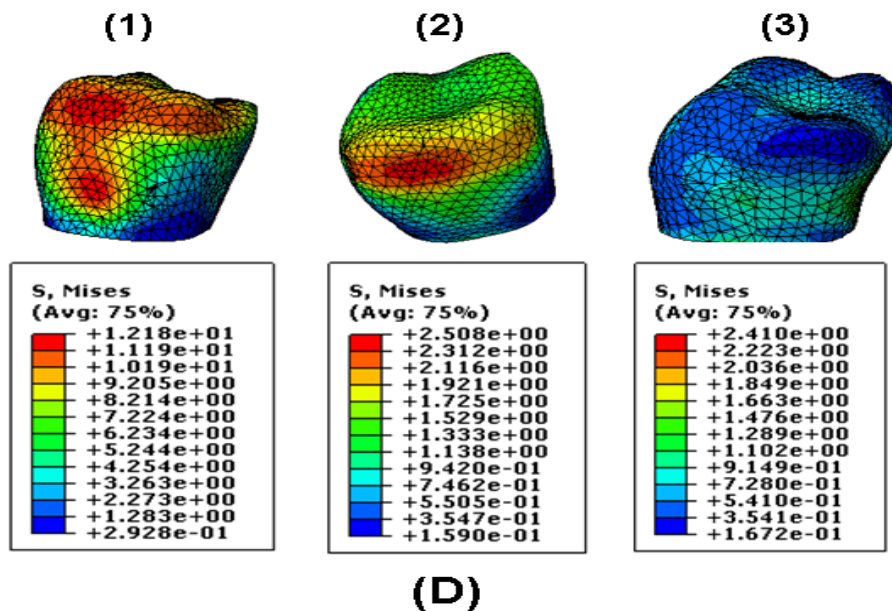


Figure 9 - Distribution des contraintes dans la couronne
 (1) charge corono-apical, (2) charge disto-mésial, (3) charge linguo-buccal

E. Porte couronne

La figure 10 illustre le contour de la contrainte équivalente de von Mises dans la porte couronne pour les trois types de chargement. On constate que les contraintes maximales sont situées sur la surface de contact porte couronne-couronne et ceci quel que soit le type de chargement et les autres régions sont soumises à des contraintes de faibles amplitudes. Le chargement vertical conduit à des contraintes de forte intensité dont le niveau vaut presque 1,6 fois plus grand que celui des chargements horizontales.

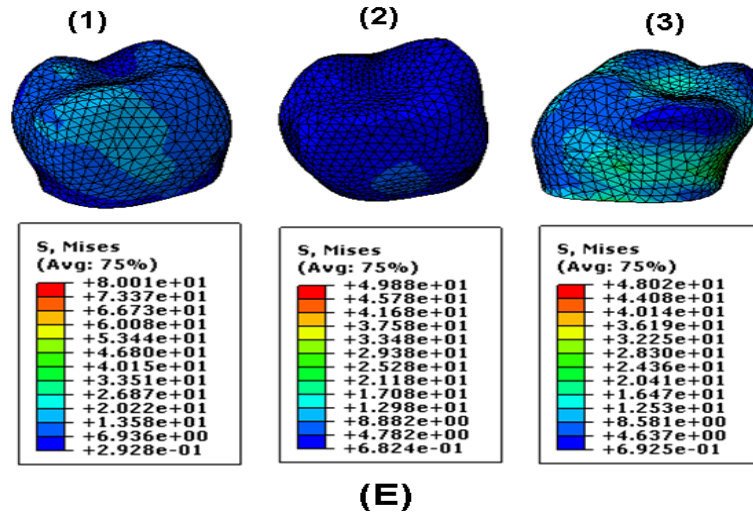


Figure 10 - Distribution des contraintes dans la porte couronne
 (1) charge corono-apical, (2) charge disto-mésial et (3) charge linguo-buccal

7.2. Distribution de la contrainte équivalente dans les trois zones

Cette étude nous a permis d'analyser numériquement l'intensité de la contrainte de von Mises dans les trois zones (proximale, médiane et distale) de ces constituants, ces contraintes sont déterminées au voisinage proche de l'interface os/implant.

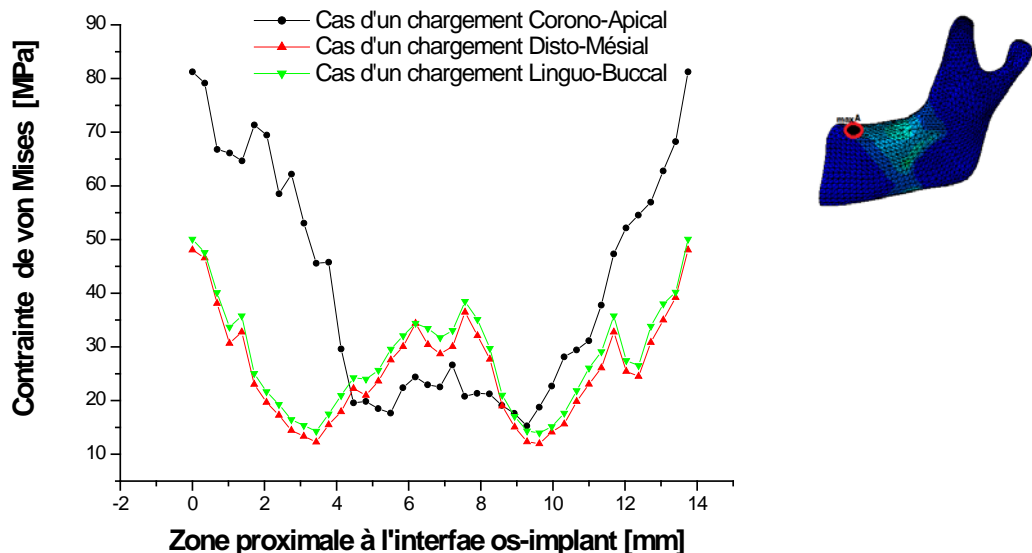


Figure 11 - Variation de la contrainte équivalente dans la zone proximale à l'interface os/implant en fonction des trois charges

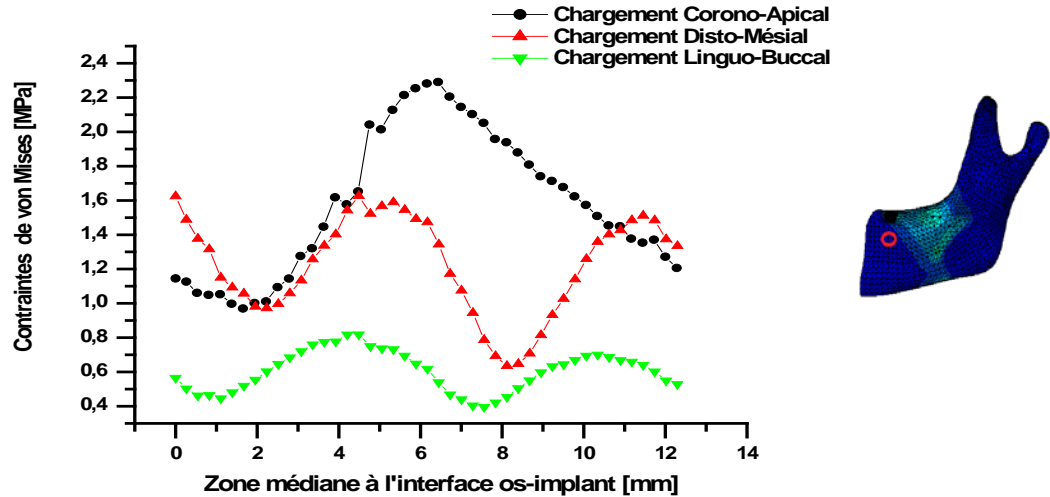


Figure 12 - Variation de la contrainte équivalente dans la zone médiane à l'interface os/implant en fonction des trois charges

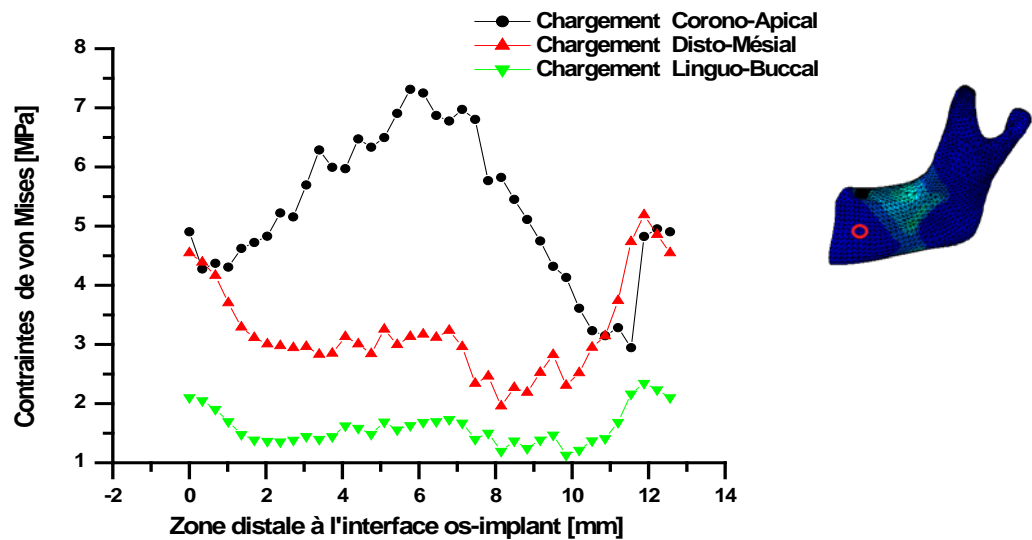


Figure 13 -Variation de la contrainte équivalente dans la zone distale à l'interface os/implant en fonction des trois charges

Les figures 11, 12,13 illustrent la variation de la contrainte équivalente dans les trois zones (proximale, médiane et distale) pour les trois chargements (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal). La figure 11 montre que quelque soit le type de chargement les contraintes intenses sont localisées dans la zone proximale. On remarque que le niveau de contrainte est presque le même aux deux extrémités du filet et ceci pour les deux charges (1) et (2) mais le

chargement (3) conduit à des contraintes dont la valeur est égale à la moitié des autres chargements. Cependant, au milieu du filet on constate que le chargement (2) mène à des contraintes de fortes intensités mais les autres chargements (1) et (3) donnent naissance à des

contraintes qui sont presque identique dont la valeur est relativement faible. Les figures 12 et 13 montrent que les contraintes engendrées dans les deux zones médiane et distale sont relativement faibles et ceci quelque soit le type de chargement.

7.3. Analyse des contraintes interfaciales

Dans la deuxième phase de cette étude, on a déterminé la distribution et l'amplitude de l'état global de contraintes au niveau des deux partie de l'implant dentaire (cervico- cortical et apico-spongieuse) influence à des charges axiales et horizontales selon les directions respectives corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal. Ces contraintes sont évaluées numériquement par la méthode des éléments finis au voisinage proche de l'interface os/implant suivant les quatre côtés (lingual, mésial, buccal et distal).

A. Contrainte équivalente cervico-corticale

La figure 14 montre la variation de la contrainte de von Mises en fonction du contour cervical dans l'os cortical pour les trois types de chargements (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal). On remarque que la contrainte équivalente due au chargement corono-apical est presque constante du côté lingual et elle augmente progressivement du côté mésial pour atteindre une valeur maximale dans la partie buccal puis elle commence à diminuer jusqu'à une valeur minimale dans la partie distale. La concentration de contrainte est localisée du côté buccal. Le chargement disto-mésial conduit à des contraintes maximales du côté mésial et distal et dont le niveau est relativement faible à celui du chargement corono-apical. Cependant, l'amplitude de la contrainte équivalente reste faible sur les deux côtés lingual et buccal. Pour le chargement linguo-buccal on constate que le phénomène s'inverse c'est-à-dire les contraintes de forte intensité se trouvent du côté linguo-buccal et les contraintes de faible intensités se situent dans la partie mésio-distal, les contraintes sont comparable à celle du chargement mésio-distal. La concentration de contraintes se produit uniquement sur le côté buccal et non pas sur toute la partie cervicale comme il a été cité dans les études antérieures [12].

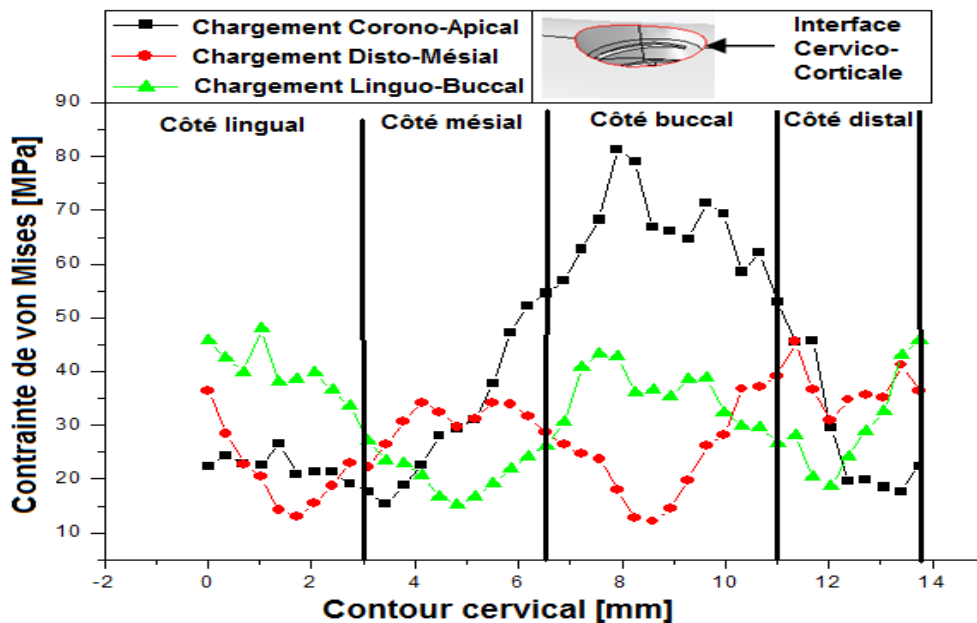


Figure 14 -Variation de la contrainte équivalente dans l'interface cervico-corticale

B. Contrainte équivalente apico-spongieuse

La figure 15 illustre la variation de la contrainte de von Mises en fonction du contour apicale dans l'os spongieux et pour différent type chargement (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal). Quelle que soit le type de chargement, on constate que le niveau de la contrainte équivalente reste relativement faible par rapport à celui des contraintes développées dans l'os cortical. La région de l'os spongieux a connu un niveau de contrainte de faible intensité. Le chargement corono-apical conduit à des contraintes intenses et presque constantes sur les deux côtés distal et buccal. Les chargements disto-mésial et linguo-buccal engendrent des contraintes faibles comparativement à celles du chargement corono-apical. Les résultats obtenus précédemment (Fig.14) montrent que l'intensité de la contrainte équivalente à l'interface os spongieux /implant est inférieure à celle créée dans la partie corticale.

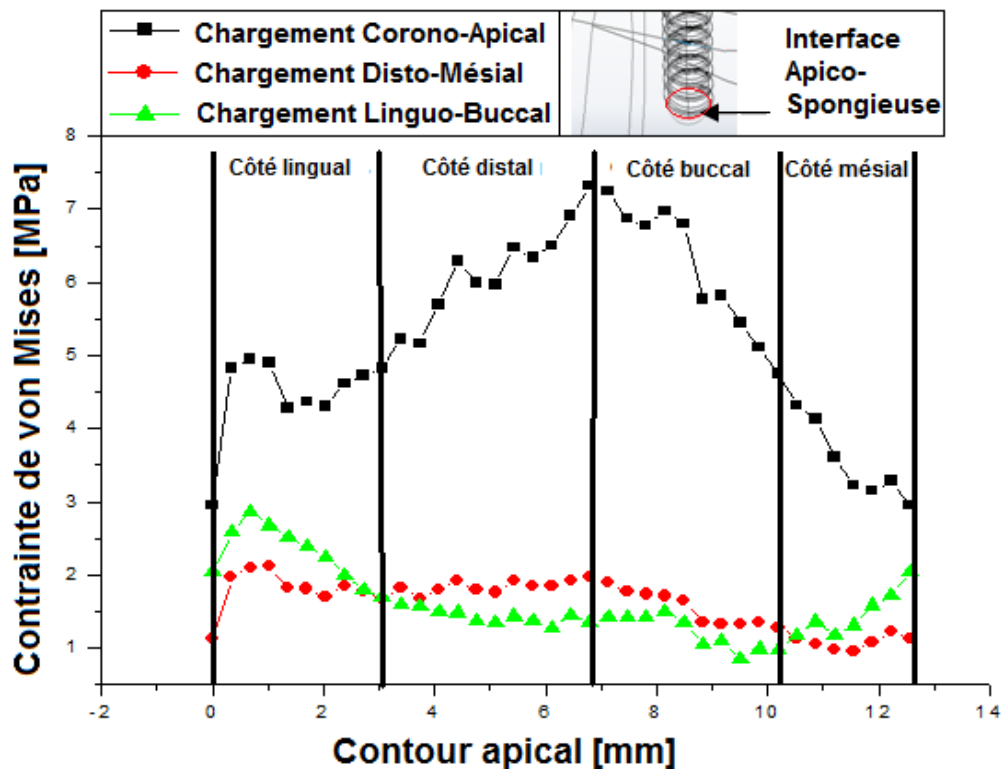


Figure 15 - Variation de la contrainte équivalente dans l'interface apico-spongieuse

C. Contrainte équivalente au fond et à l'extérieur du filet de l'implant

Les figures 16 et 17 illustrent la distribution de la contrainte interfaciale au voisinage proche de l'os respectivement au fond et à l'extérieur du filetage hélicoïdale de l'implant sous l'effet de divers sollicitations statiques (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal). Le chargement corono apical conduit à des contraintes de compression et les chargements disto-mésial et linguo-buccal provoquent la flexion de l'implant. Les courbes des figures 16 et 17 montrent une répartition harmonieuse dans le corps de l'os au voisinage proche de l'interface. Les contraintes sont déterminées aux nœuds géométriques de la structure osseuse qui se situent sur au fond et à l'extérieur du filetage hélicoïdale de l'implant. Ces nœuds géométriques sont respectivement équidistants et certains correspondent à des pics de contrainte comme le montre les figures 16 et 17. D'après la figure 16, on constate que la contrainte maximale est due au chargement disto-mésial elle est localisées au début de la zone médiane. Cependant, les chargements corono-apical, linguo-buccal donnent naissance à

des contraintes de faible intensité. Dans la zone médiane on note que les deux chargements corono-apical et disto-mésial conduisent à des contraintes significatives dont l'intensité est supérieure à celle du chargement linguo-buccal. Au delà de cette zone les contraintes tendent vers une valeur asymptotique nulle. En effet, les filets réalisés pour la fixation de l'implant sont le siège de concentration de contraintes au niveau de la zone médiane. Ces surfaces constituent alors des zones de concentration de contraintes ce qui nous pousse à entamer des études supplémentaires pour montrer l'effet du nombre de filets sur la répartition des contraintes dans l'interface os/implant.

D'après la figure 17, on note que les deux chargements corono-apical et disto-mésial engendrent des contraintes significatives au début de la zone médiane, plus loin de celle-ci le niveau de contrainte tend vers une valeur nulle et ceci quelque soit le type de chargement. Cependant, le chargement linguo-buccal conduit à des contraintes de faibles intensités.

Le niveau de la contrainte équivalente est faible dans l'os spongieux par rapport à celui de l'os cortical et ceci pour les deux zone du filet (fond et à l'extérieur).

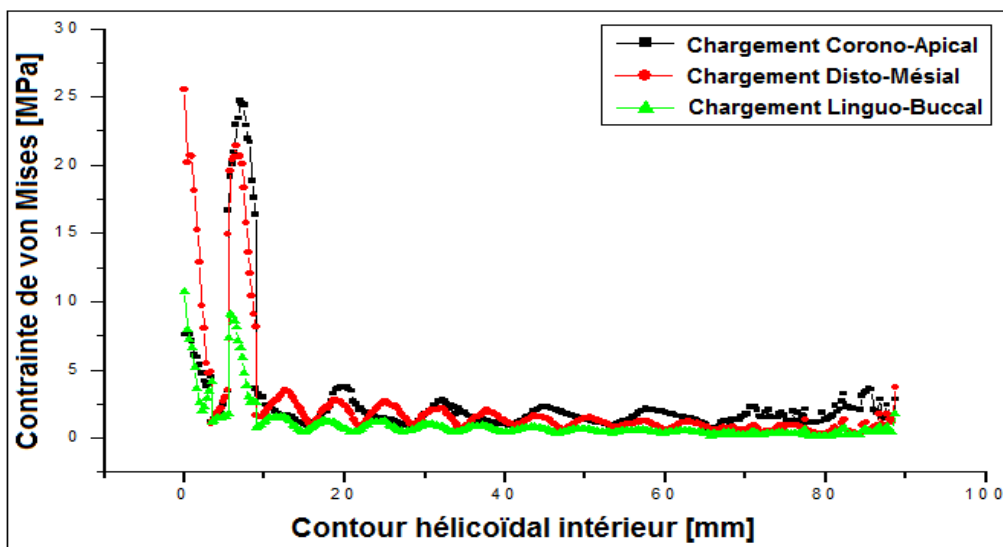


Figure 16 - Variation de la contrainte osseuse équivalente au fond du filet de l'implant

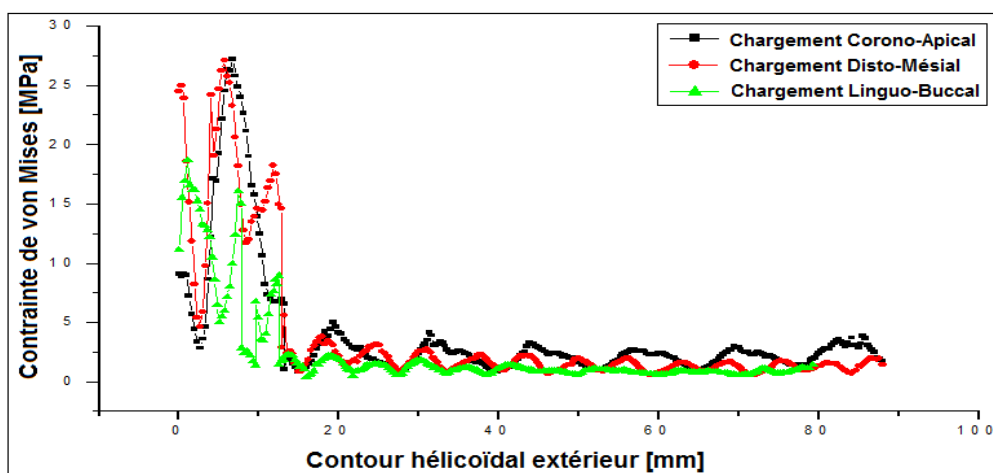


Figure 17- Variation de la contrainte osseuse équivalente à l'extérieur du filet de l'implant

Conclusion

Cette analyse faite par une simulation numérique avec la méthode des éléments finis nous permet de tirer les conclusions suivantes :

- Le contour de la contrainte équivalente est déterminé pour les trois chargements (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal). Les résultats obtenus montrent que le chargement corono-apical conduit à des contraintes significatives dans l'os cortical et les différents composants de la prothèse dentaire. Sous l'effet de chargement l'implant se trouve en compression et il est transmis directement à l'os cortical ;
- les deux chargements (disto-mésial et linguo-buccal) donnent naissance à des contraintes de même intensité dans l'os mandibulaire et les autres éléments de la prothèse dentaire. Ces deux sollicitations provoquent la flexion de l'implant ;
- les contraintes intenses dans l'os cortical est due au chargement corono-apical, elles sont localisées du côté buccal ;
- le chargement disto-mésial conduit à des contraintes maximales du côté mésial et distal. Elles restent faibles sur les deux côtés lingual et buccal. En effet, le phénomène s'inverse pour le chargement linguo-buccal. Le niveau de contraintes est comparable à celui du chargement mésio-distal ;
- quelle que soit le type de chargement, on constate que le niveau de la contrainte équivalente reste relativement faible par rapport à celui des contraintes développées dans l'os cortical ;
- les filets réalisés pour la fixation de l'implant sont le siège de concentration de contraintes au niveau de la zone médiane ;
- l'intensité maximale induite dans la zone proximale qui est le siège de concentration de contrainte due au chargement disto-mésial. Ce pendant, les chargements corono-apical, linguo-buccal donnent naissance à des contraintes de faible intensité au milieu du filet.
- dans la zone médiane on note que les deux chargements corono-apical et disto-mésial conduisent à des contraintes interfaciales significatives au fond et à l'extérieure du filet de l'implant, dont l'intensité est supérieure à celle du chargement linguo-buccal. Au delà de cette zone les contraintes tendent vers une valeur asymptotique nulle et ceci quel que soit l'effort appliqué sur la couronne.

Chapitre V

Effets des paramètres géométriques de l'implant sur les contraintes interfaciales

Introduction

Les implants dentaires font partie des dispositifs médicaux. La plupart des implants dentaires utilisés aujourd'hui sont fabriqués en titane ou en alliage de titane avec une surface modifiée, et sont insérés dans l'os des maxillaires pour faire office de « racine artificielle » [13] et qui émergent de la gencive et supporteront une dent ou un élément prothétique. Les auteurs d'une revue de littérature concluent que le titane est le seul matériau qui présente une biocompatibilité avec les tissus mous et les autres matériaux sont moins biocompatibles [14]. Ils servent à soutenir et/ou stabiliser différents types de prothèses dentaires fixes ou amovibles destinées à remplacer des dents manquantes, allant de la prothèse unitaire au bridge complet. La liaison implant-prothèse demeure un facteur déterminant de la durée de vie des traitements prothétiques sur l'implant [15].

La plupart des implants dentaires utilisés aujourd'hui et les plus retrouvés sont des implants vis cylindriques, coniques et vis cylindro - coniques [16,17] se sont des dispositifs endo-osseux filetés en forme de cylindre ou de cône, mis en place chirurgicalement dans l'os du maxillaire ou de la mandibule. Pendant plusieurs dizaines d'années, toutes formes d'implants, de matériaux et de procédés opératoires différents furent essayés. Mais ces techniques, relevant plus de techniques empiriques que de protocoles scientifiques rigoureux, se soldaient presque toujours par des résultats peu satisfaisants avec, dans la majorité des cas, une perte de l'implant. Les premières tentatives de pose d'implants dentaires ont eu lieu vers les années 50 par GOLBERT et DAHL [18]. A partir des années soixante, le Suédois PER INGVAR BRANEMARK [19,20], chirurgien orthopédiste, et biologiste, lors de ses travaux sur la microcirculation dans l'os a décrit l'ostéointégration. Le choix des implants est intimement lié au volume osseux disponible, à la qualité osseuse et à quelques impératifs esthétique et prothétique. Cette forme assure la stabilisation des différentes pièces prothétiques dont la fixation est réalisée par vissage grâce à un filetage interne présent sur l'implant. Cependant, les caractéristiques de surface des implants ont un effet crucial sur la gestion de l'ostéointégration. Toutefois, l'implant de petits diamètres ont une surface d'ancrage et une résistance à la fracture inférieure à celles d'un implant standard. La recherche a conçu des implants de gros diamètre, et courts, lesquels possèdent une surface d'ancrage implantaire, et une stabilisation primaire de l'implant accru et les implants larges ont des diamètres de 5 mm à 6 mm, et généralement des assises prothétiques importantes. Par ailleurs, l'assise prothétique augmentée permet la diminution des forces de tension sur la vis de pilier.

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 principales :

-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 inflammations des tissus mous. Cette plaque devant donc être parfaitement éliminée quotidiennement par un brossage attentif des dents naturelles, il 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 meilleur accroche des tissus durs et des tissus mous (la gencive) et créer ainsi un manchon protecteur et étanche au contact du col de l'implant [21,22].

2 – Modèle géométrique

Comme précédemment au chapitre 4, on a utilisé un modèle tridimensionnel composé d'une prothèse dentaire constituée de quatre éléments (la couronne, la porte couronne, le pilier (abutment), l'implant enveloppé dans l'os spongieux) (Fig.3) et de l'os cortical. Le modèle est soumis à des forces axiales et latérales. Un maillage approprié du système os/implant avec des conditions aux limites de fixation. L'étude est basée sur la détermination de la contrainte de von Mises sous l'effet de plusieurs facteurs géométriques de l'implant (longueurs et diamètres), le nombre de filets et la nature du filetage en vue d'obtenir une comparaison et de tirer des conclusions substantielles quant au choix optimal d'un implant. La contrainte équivalente a été évaluée au voisinage proche de l'interface os/implant au niveau du fond et à l'extérieur du filetage de l'implant sous l'effet de sollicitations mécaniques.

La figure ci-dessous représente l'interface os / implant au fond et à l'extérieur du filetage.

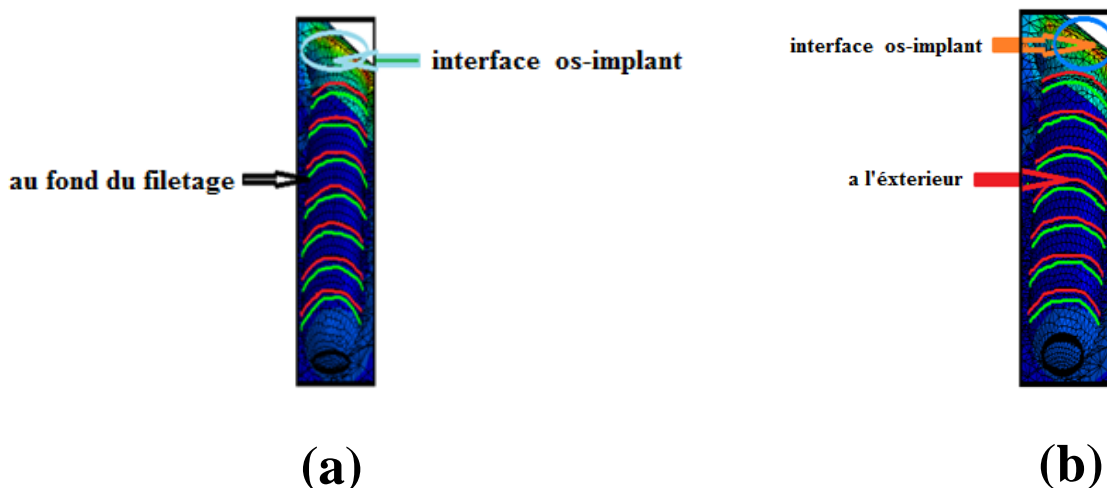


Figure 18 – Implant dentaire
(a) fond du filetage, (b) extérieur du filetage

3- Résultats Et Discussions

3-1 Effet de la longueur de l'implant sur les contraintes interfaciales

Les implants endo-osseux comprennent des types de vis (filetées) de diamètre $D=5,4$ mm, de nombre filets $n=7$ et de différentes longueurs : $L=10,43$ mm, $L=12,00$ mm et $L=14,00$ mm.

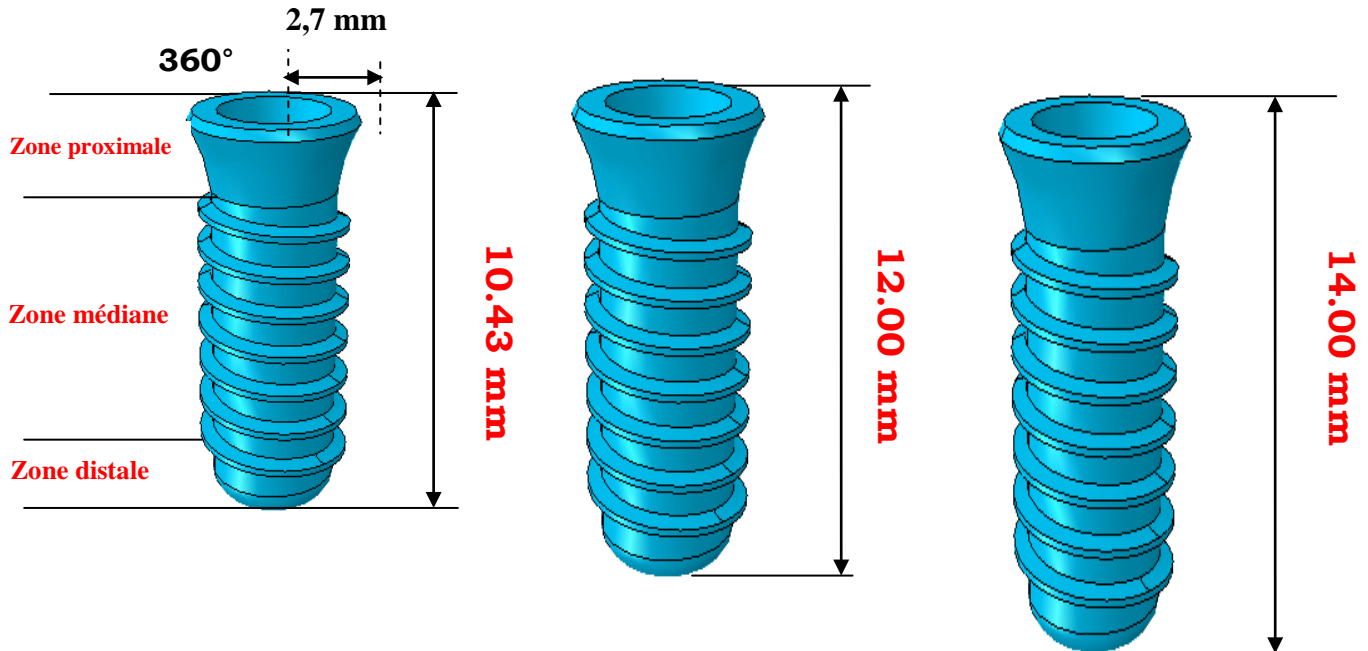


Figure 19 - Différentes géométries de l'implant dentaire

Les figures 20-25 montrent la variation de la contraintes interfaciale en fonction de la longueur de l'implant dentaire à l'extérieur et au fond du filetage sous l'effet de divers chargements (corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal).

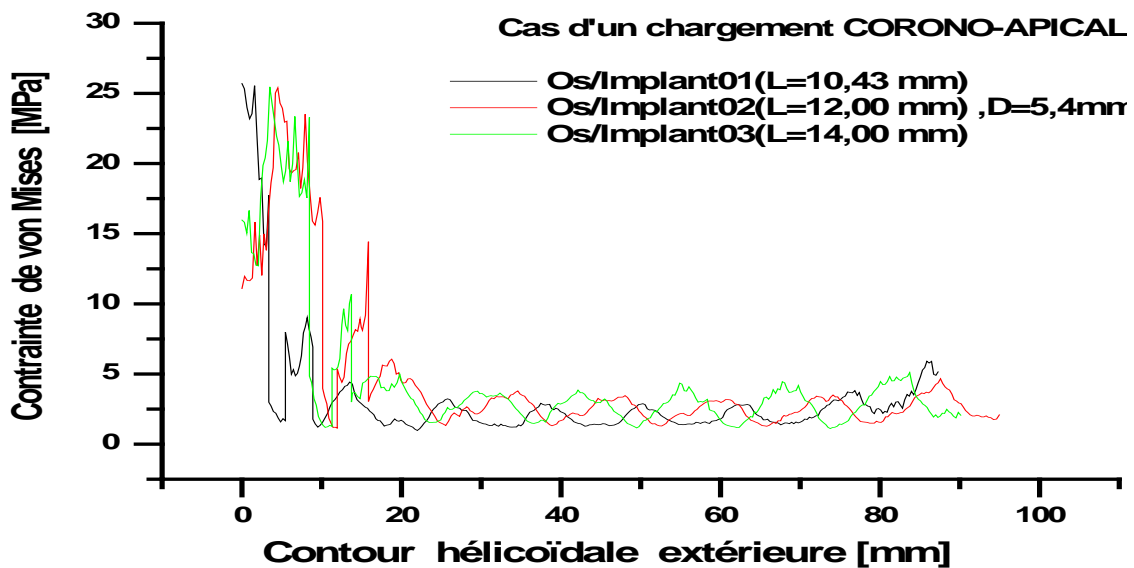


Figure 20 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet en fonction de la longueur de l'implant

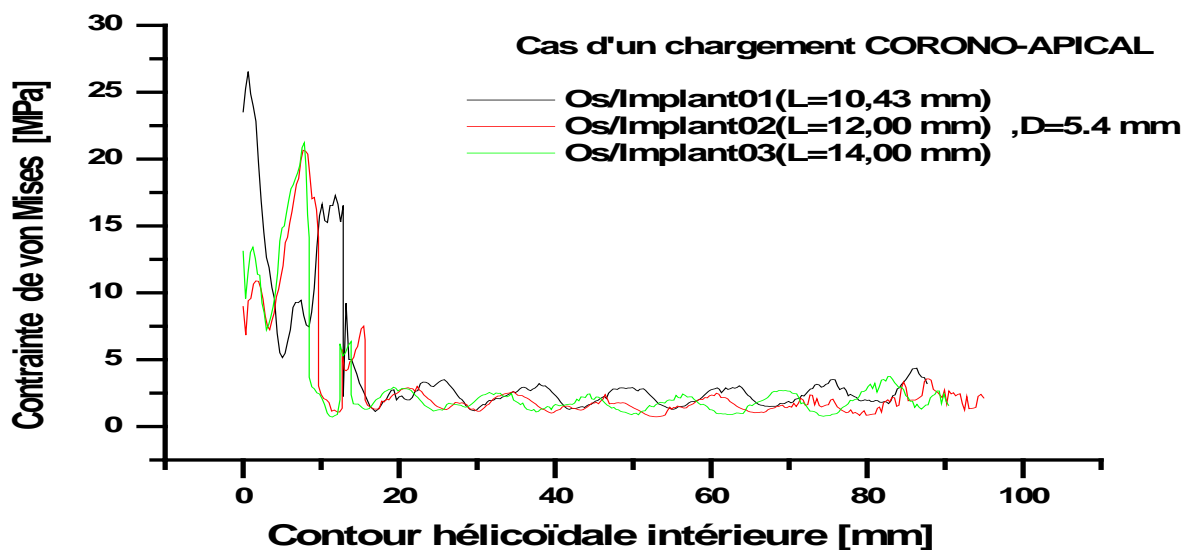


Figure 21 - Variation de la contrainte interfaciale à l'intérieur du filet en fonction de la longueur de l'implant

D'après les figures 20 et 21, on constate une répartition hétérogène de la contrainte sur la surface de la jonction os/implant. On note également que les contraintes les plus intenses sont localisées dans l'implant dentaire (01) au fond du filet. Cependant, à l'extérieur du filet la longueur de l'implant n'a aucune influence sur l'intensité de contrainte sous l'effet du chargement corono-apical. On constate qu'une augmentation de la longueur de l'implant induit une diminution de concentration des contraintes.

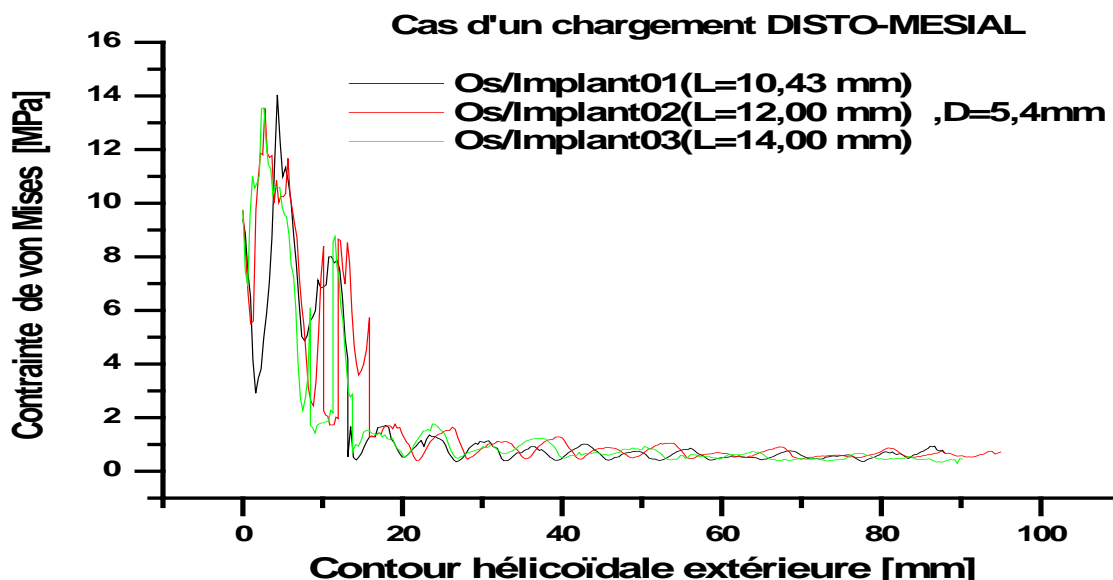
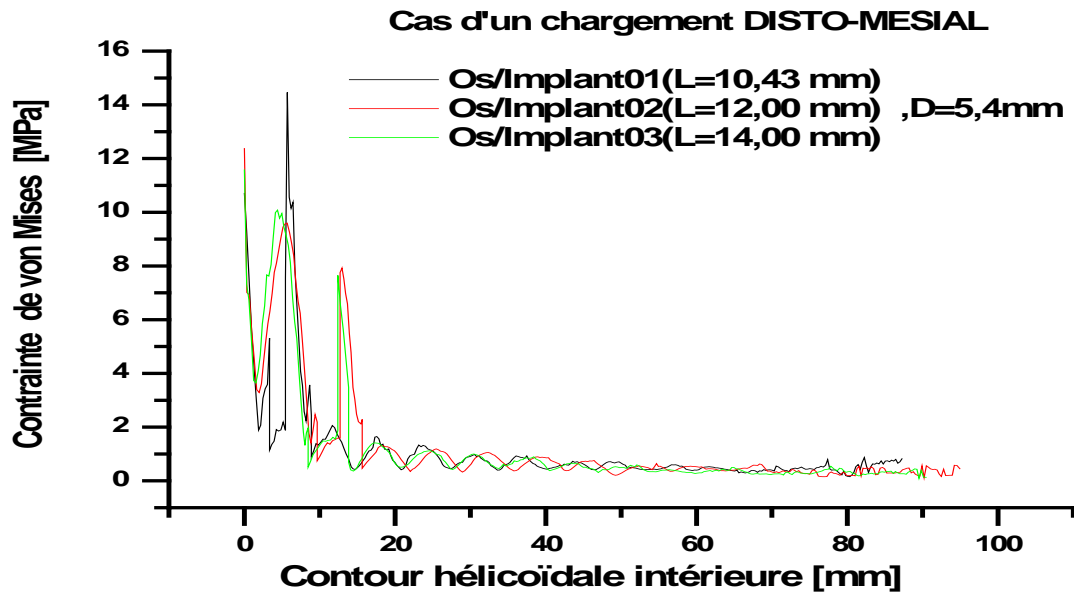
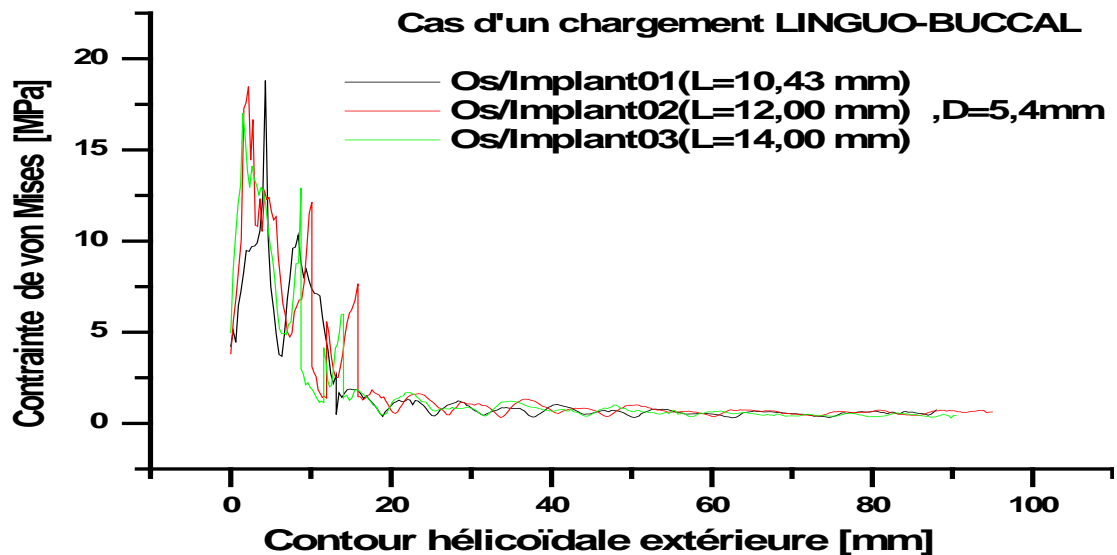


Figure 22 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet en fonction de la longueur de l'implant.



La variation de la contrainte interfaciale en fonction de la longueur de l'implant à l'extérieur et au fond du filet sous la charge linguo-buccal sont respectivement illustrées sur les figures 22 et 23. Les courbes de ces deux figures montrent que la contrainte interfaciale maximale se produit dans l'implant (01) de longueur 10,43 mm. On observe une réduction importante du niveau de contraintes avec l'augmentation de la longueur de l'implant dentaire.



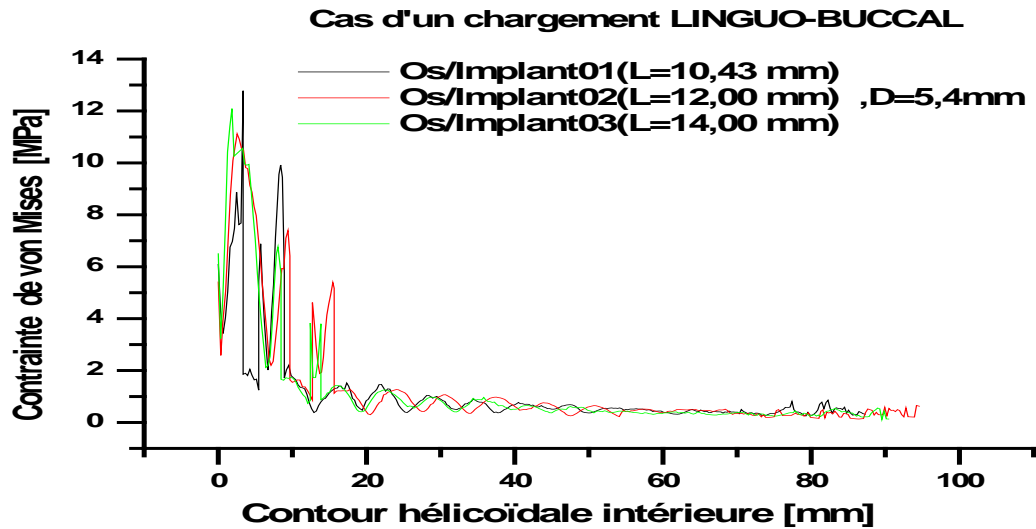


Figure 25 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet en fonction de la longueur de l'implant

La variation de la contrainte interfaciale en fonction de la longueur de l'implant à l'extérieur et au fond du filet sous la charge disto-mésiale sont respectivement illustrées sur les figures 24 et 25. Les courbes de ces deux figures montrent que la contrainte interfaciale maximale se produit dans l'implant (01) de longueur 10,43 mm. On observe une réduction importante du niveau de contraintes avec l'augmentation de la longueur de l'implant dentaire

Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments nous montrent que quel que soit les forces axiales ou latérales appliquées à la couronne, la diminution de la longueur de l'implant conduit à une forte concentration de contraintes à l'extérieur et au fond du filetage. On note que le niveau de contraintes du aux deux chargements latéraux est moins important que celui du chargement axial.

3-2- Effet du diamètre de l'implant sur les contraintes interfaciales

- Système d'implant

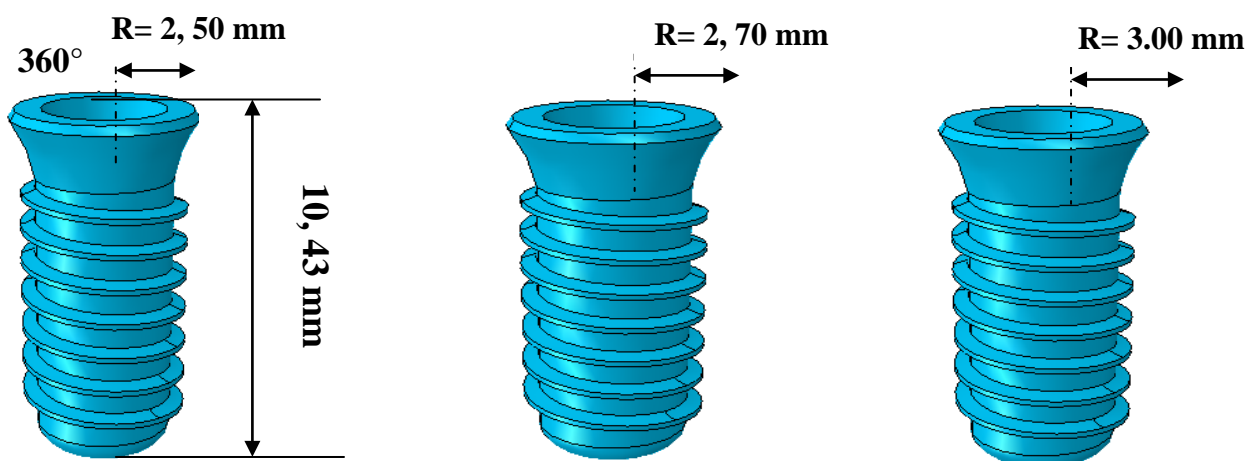


Figure 26 - Différentes géométries de l'implant dentaire

Les figures 27-32 représentent la variation de la contrainte interfaciale en fonction du diamètre de l'implant dentaire à l'extérieur et au fond du filet sous l'effet de plusieurs sollicitations statiques.

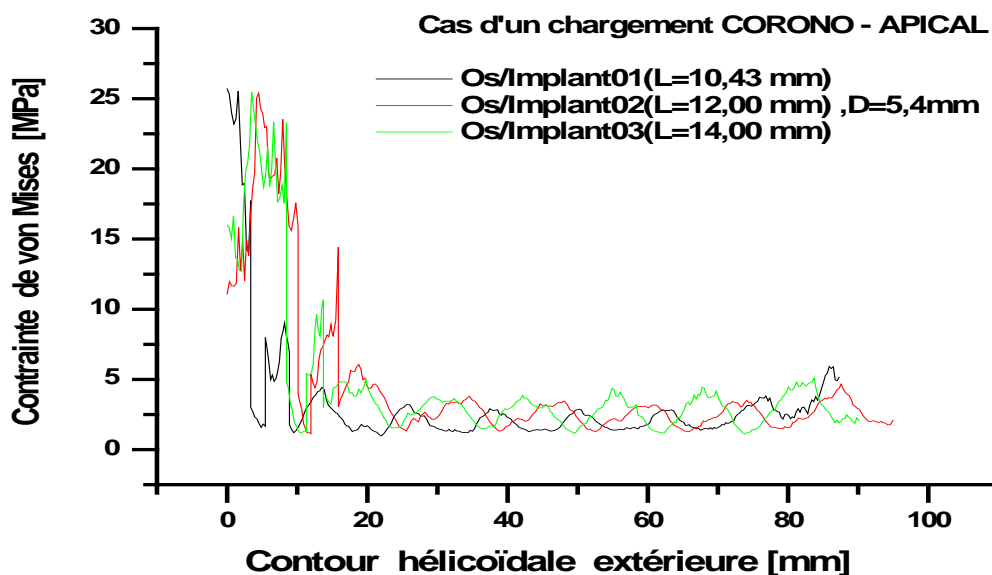


Figure 27 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet en fonction du diamètre de l'implant

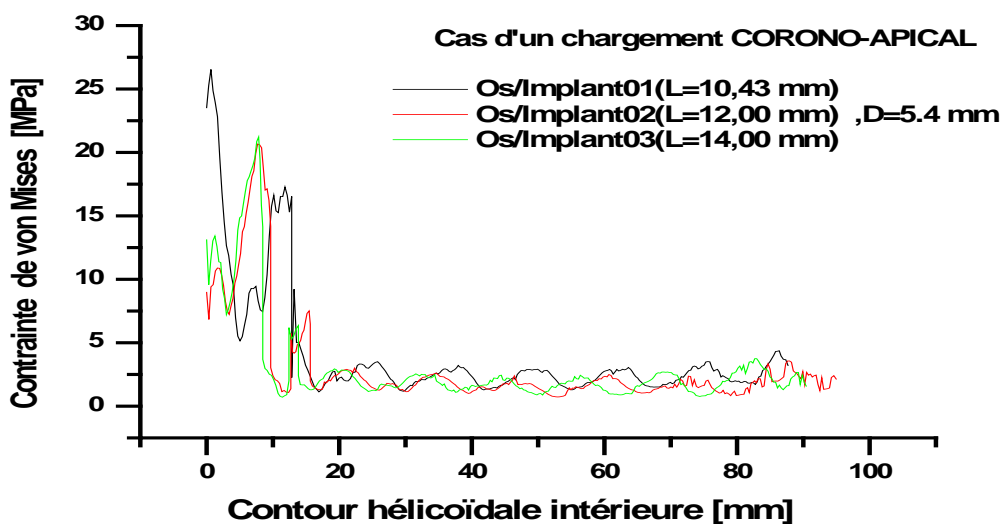


Figure 28 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet en fonction du diamètre de l'implant

La variation de la contrainte interfaciale en fonction du diamètre de l'implant à l'extérieur et au fond du filet sous la charge axiale est respectivement illustrée sur les figures 29 et 30. Au

début de la zone médiane, on remarque que l'intensité de la contrainte est inversement proportionnelle au diamètre de l'implant dentaire et ceci à l'extérieur et au fond du filet.

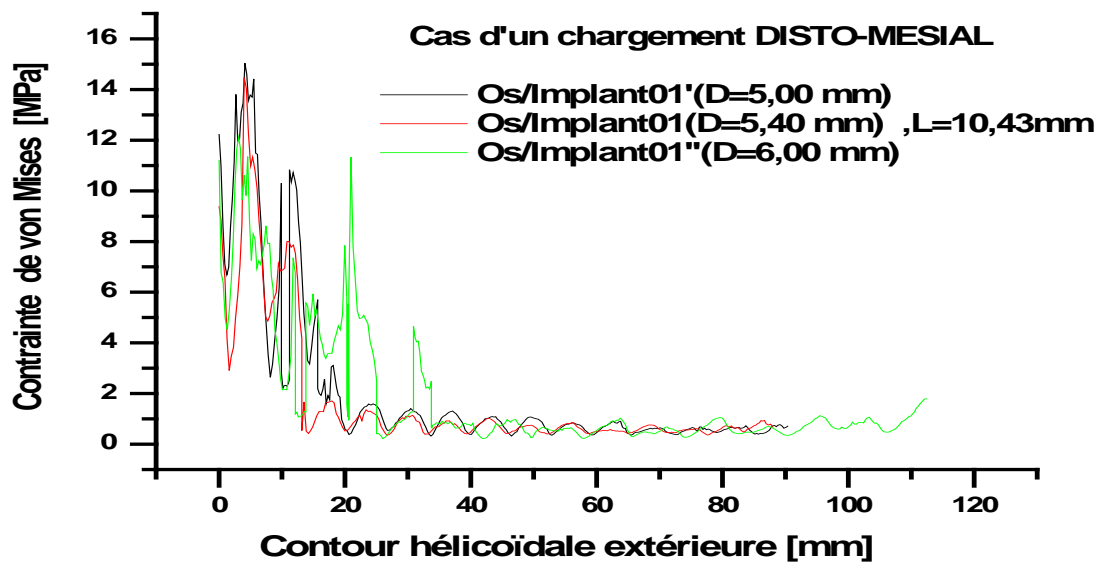


Figure 29 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet en fonction du diamètre de l'implant

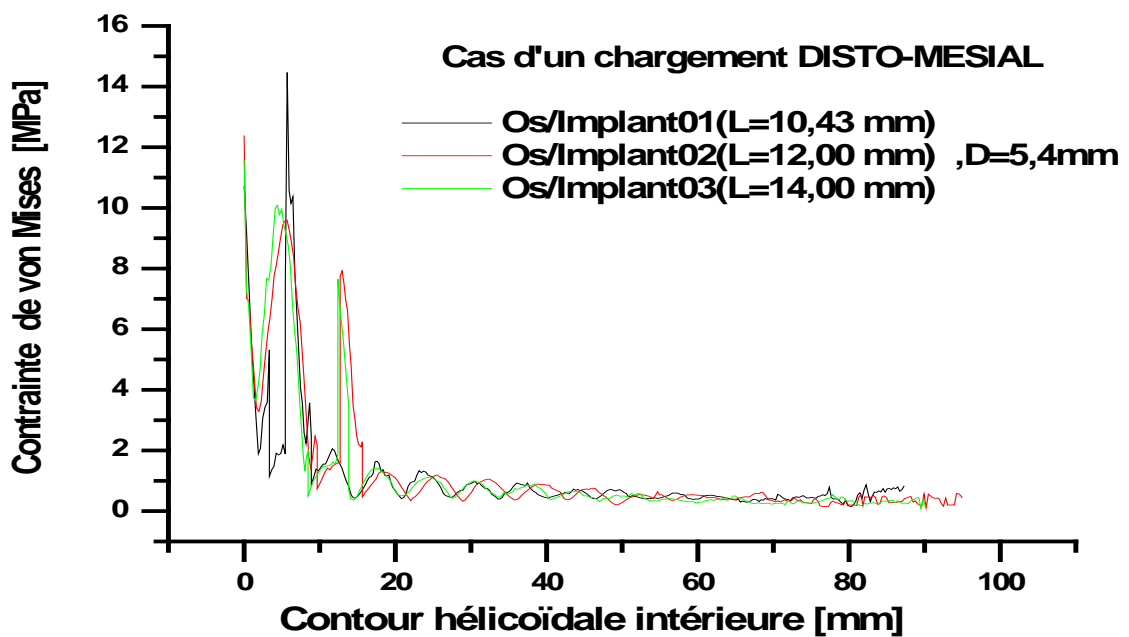


Figure 30 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet en fonction du diamètre de l'implant

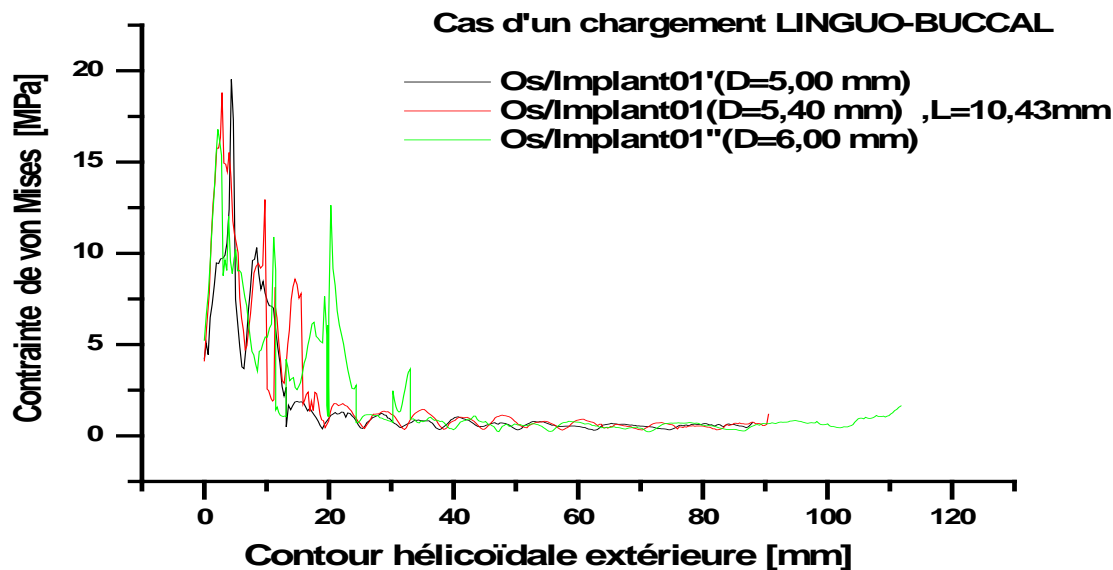


Figure 31 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet en fonction du diamètre de l'implant

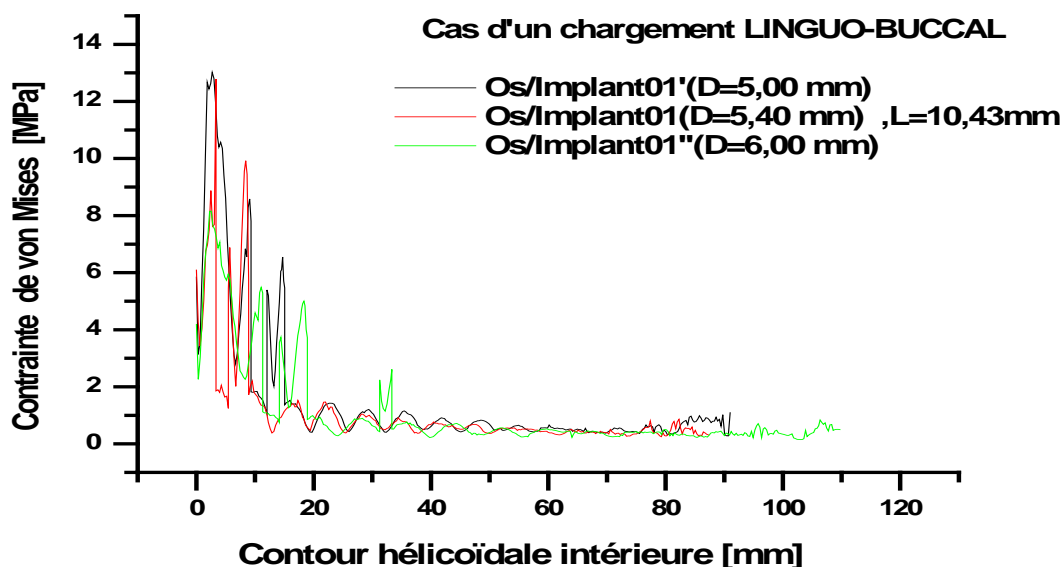


Figure 32 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet en fonction du diamètre de l'implant

Les charges latérales (disto-mésial et linguo-buccal) provoquent la flexion de l'implant et la contrainte dépend de la nature du matériau, le moment d'inertie de l'implant dentaire et du moment fléchissant. Les figures 27-32 montrent que l'intensité de la contrainte équivalente au voisinage proche de l'interface os/implant diminue avec l'accroissement du diamètre de l'implant dentaire sur les deux parties du filet (extérieur et le fond). Des pics de contraintes ont été observés à une distance de 20mm pour un implant dentaire de diamètre $D=6$ mm, ceci est dû à l'existence à cet endroit des zones de concentration de contraintes.

4-3- Effet de la nature du filetage sur les contraintes interfaciales

Dans cette partie on a modélisé un implant dentaire de longueur $L=10,43$ mm et de diamètre $D= 5,4$ mm avec différents filetages (trapézoïdale, rectangulaire et triangulaire) dont le nombre de filets $n=7$ (Fig.33). Ces filets sont réalisés sur la surface de l'implant pour assurer sa stabilité et son immobilité dans la logette.

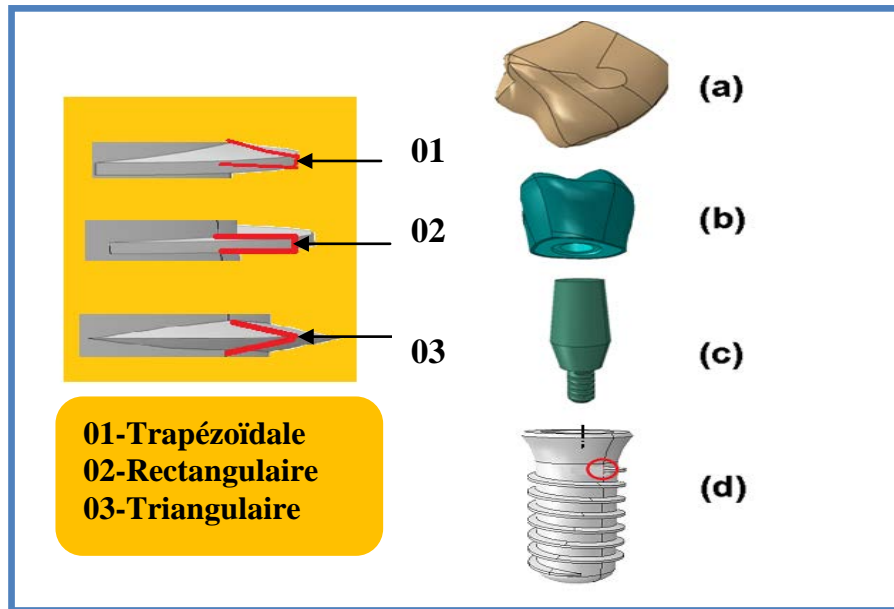


Figure 33 - Composants du système d'implant et types de filetage

Les figures 34-39 montrent la variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur et au fond du filet de l'implant sous l'influence des forces axiales et latérales. Ces contraintes sont déterminées aux nœuds géométriques de la structure osseuse qui se situent sur les contours interne et externe du filetage hélicoïdal. Ces nœuds géométriques sont équidistants et certains correspondent à des pics de contrainte. Ces surfaces constituent alors des zones de concentration de contrainte très élevées.

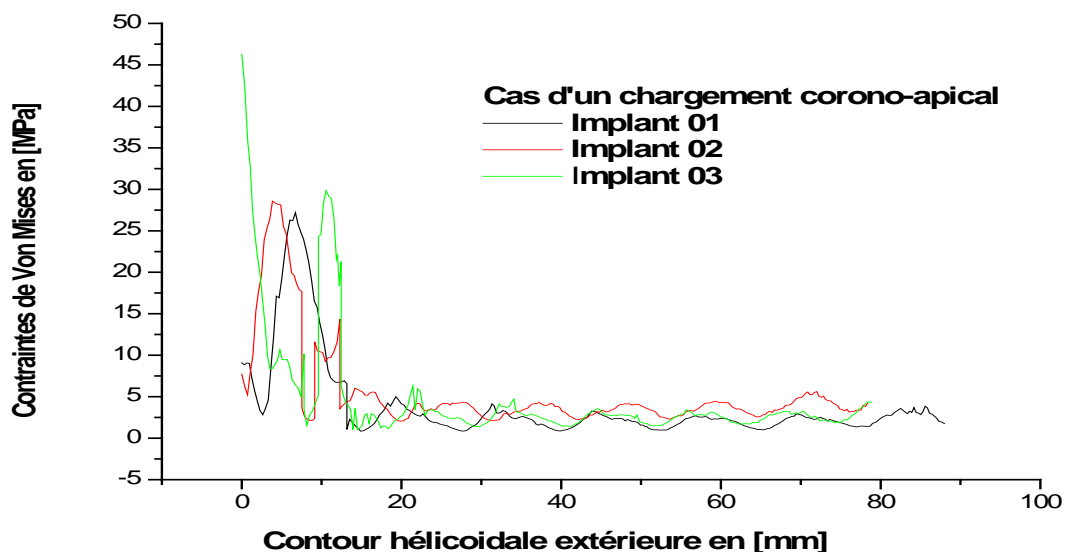


Figure 34 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement axial

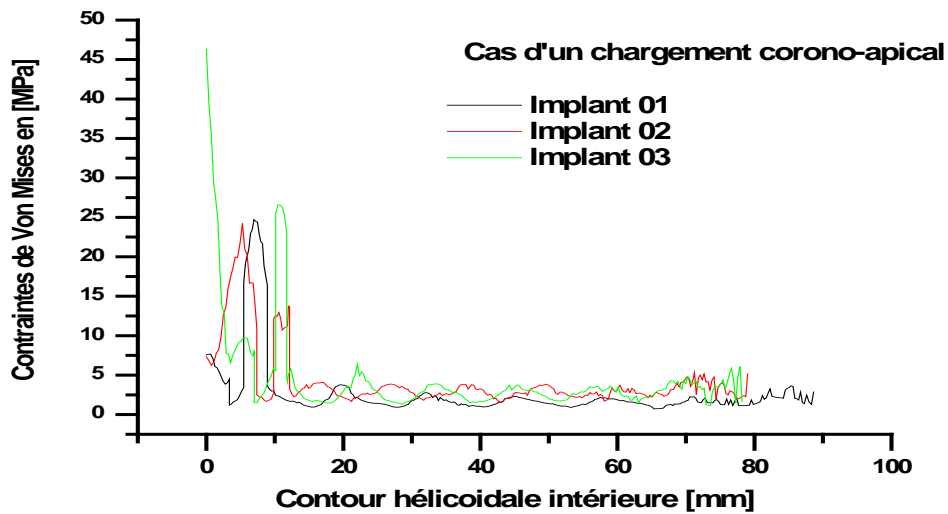


Figure 35 -Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement axial

Les figures 34 et 35 illustrent la variation de la contrainte interfaciale respectivement à l'extérieur et au fond du filet de l'implant pour un chargement vertical. On constate que l'amplitude de la contrainte interfaciale est presque la même à l'extérieur et au fond du filet de l'implant et que le filetage triangulaire conduit à des contraintes significatives localisées au début de la zone médiane. L'intensité de ces contraintes décroît au fur et à mesure que l'on s'éloigne de cette zone. On note que sous l'effet des forces axiales les deux filetages trapézoïdale et rectangulaire mènent à des niveaux de contraintes comparables mais qui sont inférieurs à celui du filetage triangulaire. On observe que quelque soit le type de filetage de l'implant dentaire la contrainte interfaciale à l'extérieur et au fond du filet est presque nulle si on s'éloigne de la zone médiane.

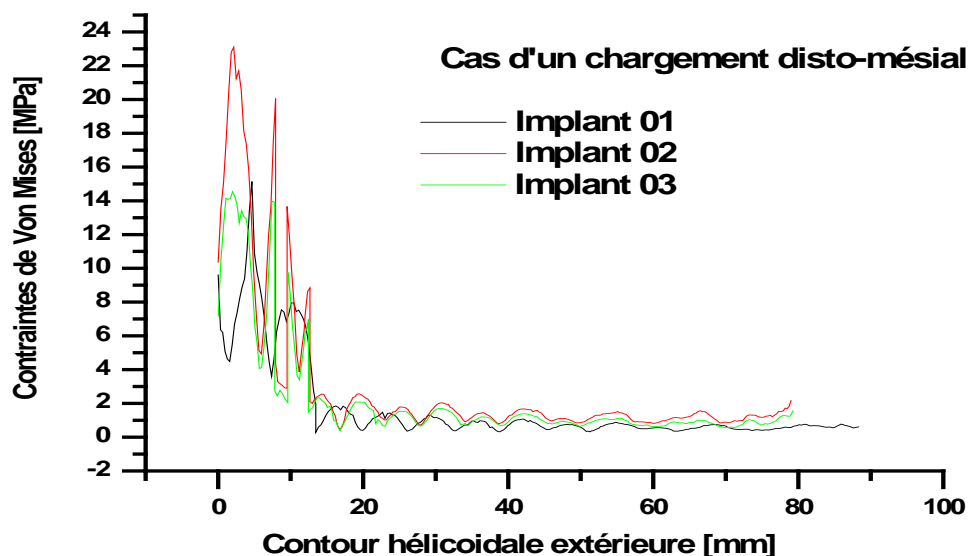


Figure 36 -Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement latéral

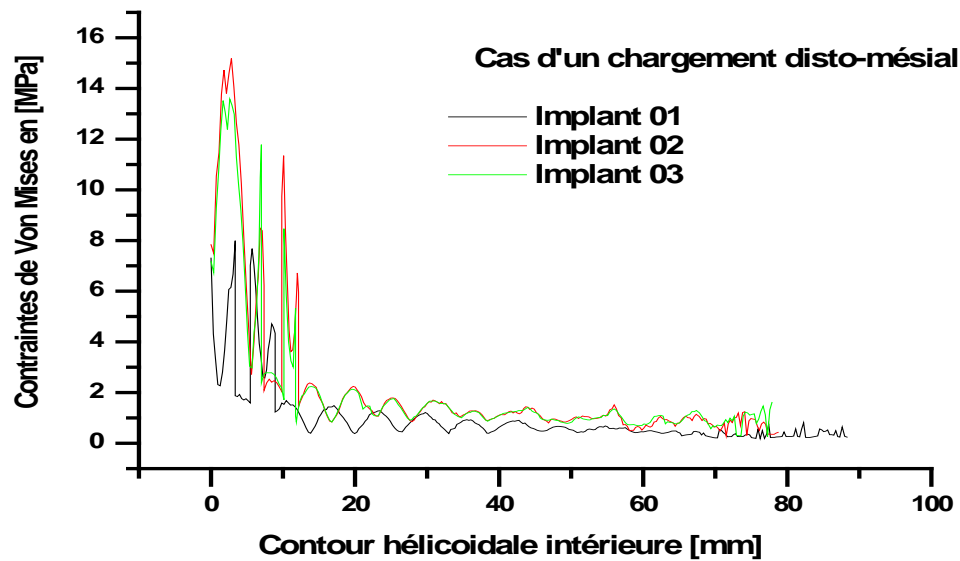


Figure 37 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement latéral

Les figures 36 et 37 montrent la variation de la contrainte interfaciale respectivement à l'extérieur et au fond du filet de l'implant sous l'effet d'une charge latérale suivant la direction disto-mésial. Les courbes de ces deux figures ont la forme d'une fonction harmonique avec une amplitude décroissante. On remarque que le filetage rectangulaire engendre des contraintes intenses à l'extérieur de la vis filetée. Cependant, les deux filetages trapézoïdale et triangulaire donnent naissance à des contraintes de même intensité et inférieurs à celles du filetage (2). On note qu'au fond du filet le niveau de contrainte est faible comparativement à celui développé à l'extérieur du filetage. On constate que la contrainte interfaciale est presque la même pour les deux filetages (2) et (3). Cependant, le filetage (1) conduit à des contraintes de faibles amplitudes.

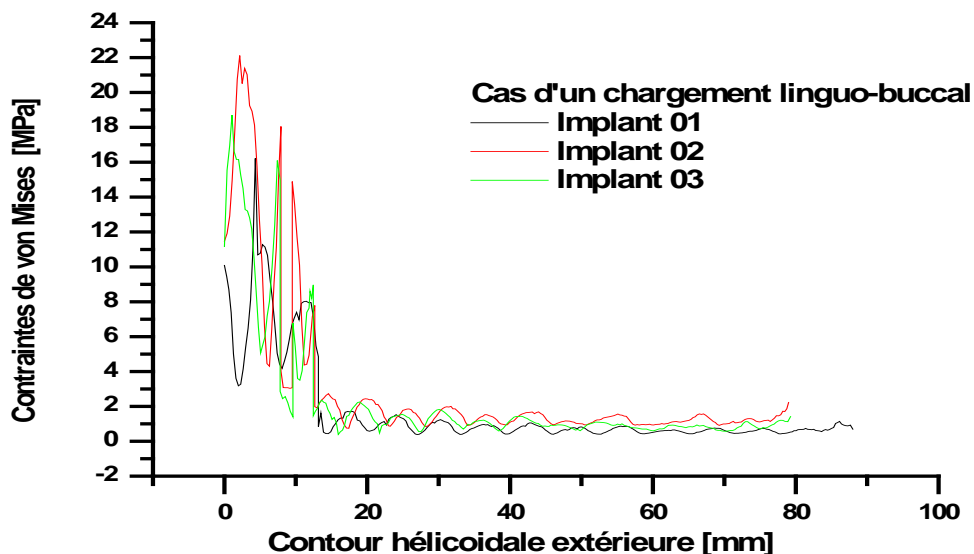


Figure 38 - Variation de contraintes interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement latéral

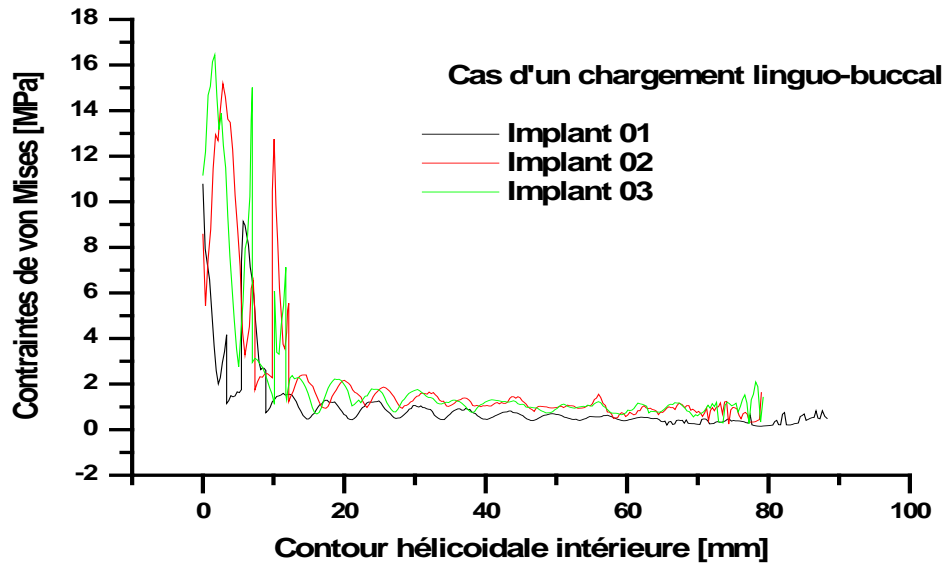


Figure 39 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction de la nature du filetage pour un chargement latéral

La variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur et au fond du filet sous l'effet d'une charge latérale selon la direction linguo-buccal, est illustré par les figures respectives 38 et 39. Comparativement aux résultats trouvés précédemment (Figures 36 et 37) on constate que les charges latérales disto-mésial et linguo-buccal conduisent à des niveaux de contraintes comparables et ceci quelque soit le type de filetage. On observe que le filetage triangulaire engendre des contraintes plus intenses que celles du filetage rectangulaire et trapézoïdal à l'extérieur parce qu'il présente un angle vif à la partie extérieure du filet. On remarque qu'au fond du filet le niveau de contrainte est presque identique pour les trois filetages.

4-4-Effet du nombre de filets sur les contraintes interfaciales

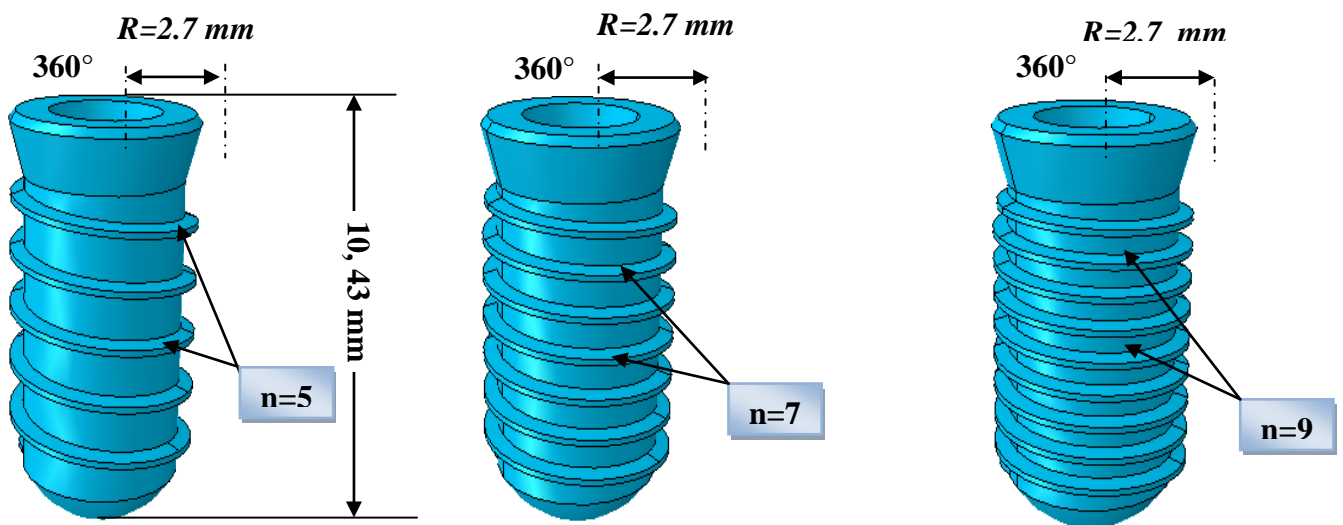


Figure 40 -Modèle géométrique de l'implant dentaire avec ses dimensions

Les dimensions des deux éléments de la prothèse dentaire sont représentées sur le tableau 2 :

Modèles	Dimensions
Pilier	L= 08,88 mm, D1=02,80 mm, D2=03,60 mm
Implant	L=10,43 mm, D= 5.4 mm
	n=5
	n=7
	n=9

Tableau 2 - Dimensions des éléments du modèle (pilier et implant dentaire)

Les figures 41-46 illustrent la variation de la contrainte équivalente au fond et à l'extérieur du filet de l'implant en fonction du nombre de filets sous l'influence des trois chargements corono-apical, disto-mésial et linguo-buccal.

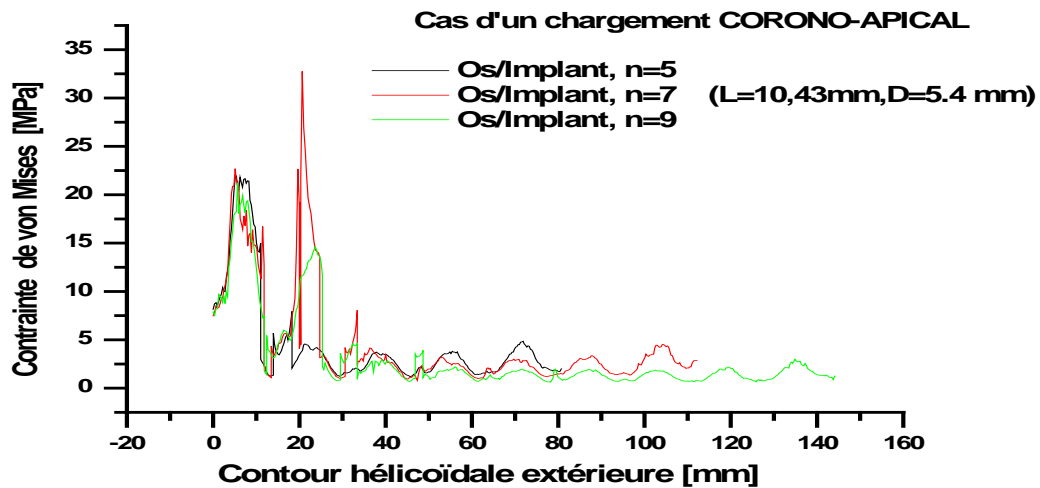


Figure 41 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

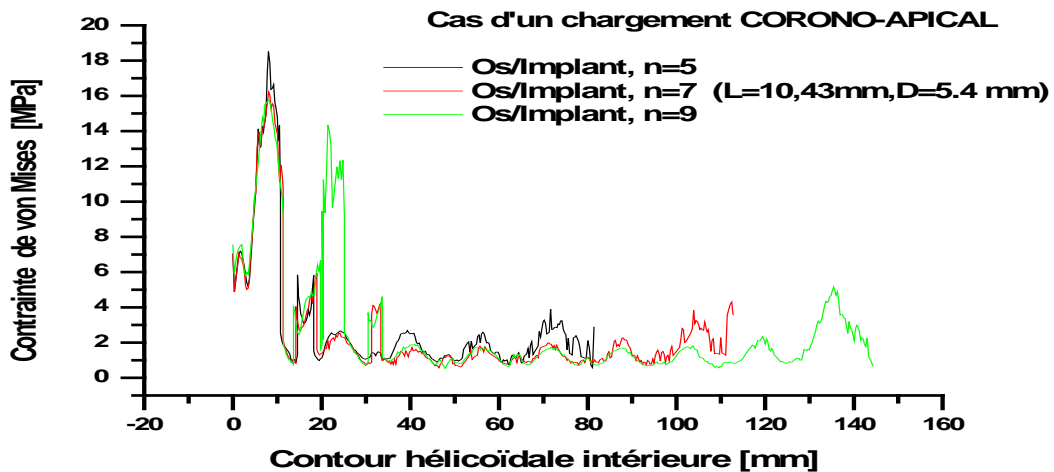


Figure 42 -Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

Les figures 41 et 42 représentent la variation de la contrainte interfaciale en fonction du nombre de filet lorsque la prothèse dentaire est soumise à une charge axiale suivant la direction corono-apical. Sur la partie extérieure du filet on note que les courbes de la contrainte équivalente sont presque confondues au début de la zone médiane pour les trois nombre de filet. On constate un pic de contrainte pour $n=7$ et $n=9$ à une distance de 20 mm à partir du commencement du filetage, ceci est du probablement à la diminution du pas de filet. Au fond du filet, on remarque que quel que soit le nombre de filet, les trois courbes sont confondues au début de la zone médiane. On note un pic de la contrainte équivalente pour le nombre de filet égale à neuf (9). Le niveau de la contrainte interfaciale reste relativement faible à celui de la partie extérieure du filet.

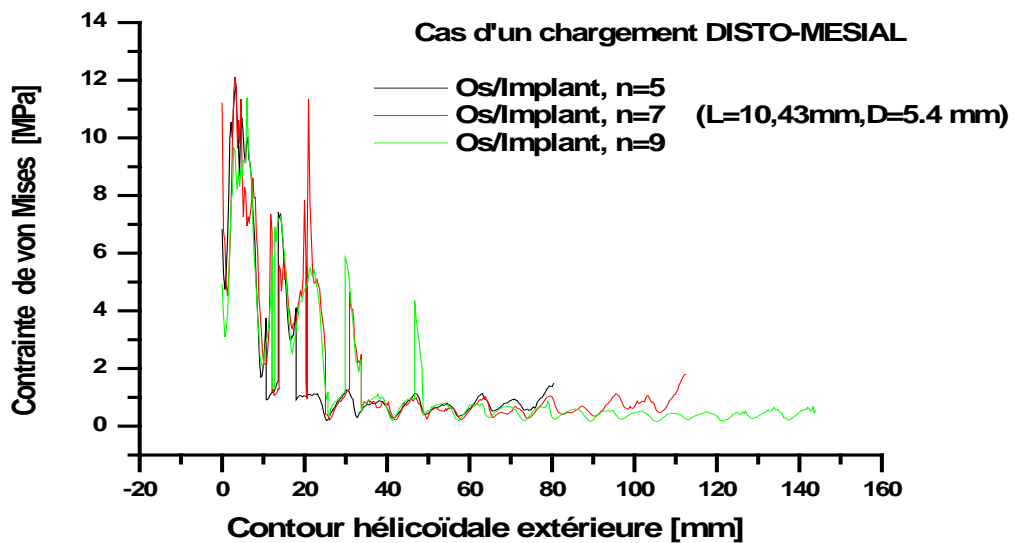


Figure 43 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

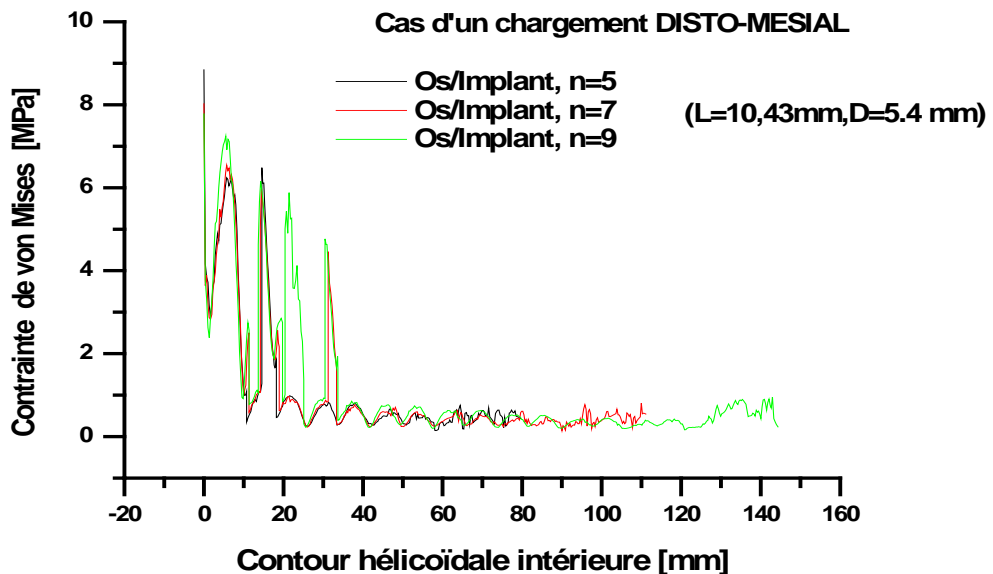


Figure 44 - Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

Les figures 43 et 44 montrent la variation de la contrainte interfaciale respectivement à l'extérieur et au fond du filet en fonction du nombre de filet lorsque la prothèse dentaire est sollicitée à une charge latérale suivant la direction disto-mésiale. On constate deux pics de contrainte, l'un correspond à un nombre de filet $n=7$ sur la partie extérieure du filet et l'autre correspond à un nombre de filet $n=5$ au fond du filet. On peut conclure que l'implant dentaire à neuf filets mène à une réduction de la concentration de contrainte sous l'influence du chargement disto-mésial.

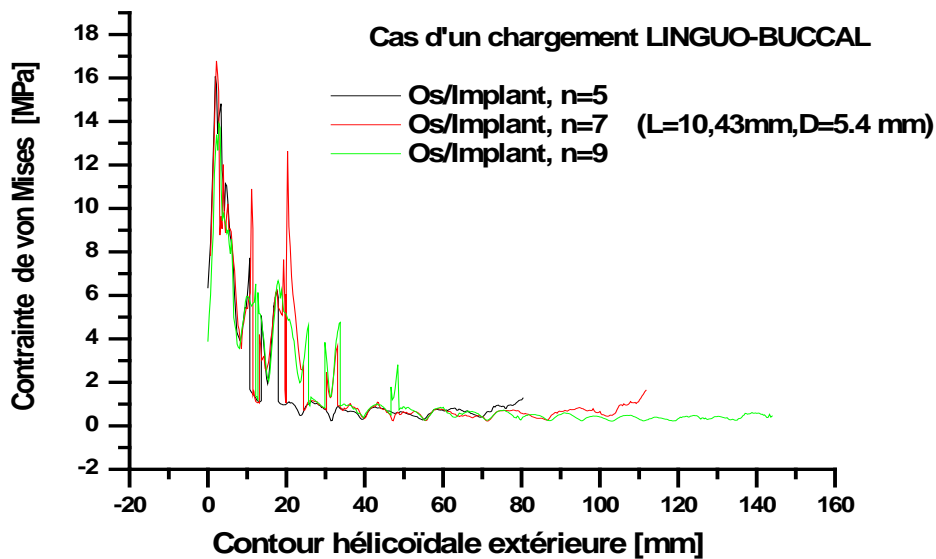


Figure 45 - Variation de la contrainte interfaciale à l'extérieur du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

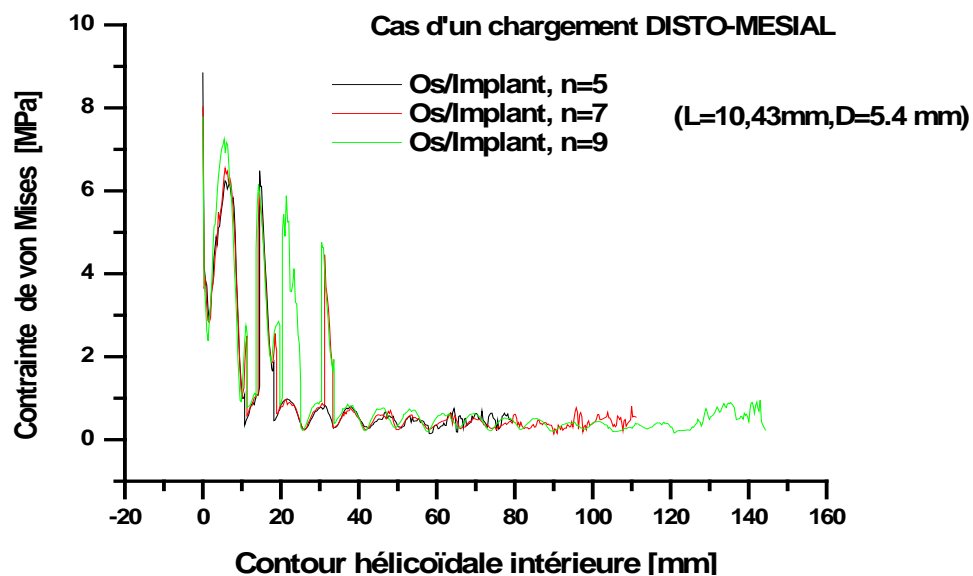


Figure 46 -Variation de la contrainte interfaciale au fond du filet de l'implant en fonction du nombre de filets

Les figures 45 et 46 montrent la variation de la contrainte interfaciale respectivement à l'extérieur et au fond du filet en fonction du nombre de filet lorsque la prothèse dentaire est sollicitée à une charge latérale suivant la direction linguo-buccal. On constate sur la partie extérieure du filet des pics de contrainte qui correspondent à un nombre de filet $n=7$ et un pic qui correspond à un nombre de filet $n=5$ au fond du filet. On peut conclure que l'implant dentaire à neuf filets mène à une réduction de la concentration de contrainte sous l'influence du chargement linguo-buccal.

Les résultats montrent clairement que l'augmentation du nombre de filet influe sur la variation de la contrainte au voisinage proche de l'interface os/implant et plus particulièrement au début de la zone médiane. Cet effet est dû à la diminution du pas de filet, qui favorise les concentrations de contraintes sur la surface de contact os/implant. Un accroissement du nombre de filet contribue, d'une part, à un bon accrochage mécanique de l'implant dans l'os alvéolaire ce qui améliore la stabilité de l'ostéointégration ce qui conduit à un contact intime entre l'implant de titane et le tissu osseux vivant et d'autre part, à une concentration de contrainte. Cette analyse numérique nous montre qu'il est nécessaire de chercher un nombre de filet optimal qui assure un bon accrochage mécanique et qui minimise les concentrations de contraintes.

Conclusion

Cette analyse nous a permis de tirer les conclusions suivantes :

- La diminution de la longueur de l'implant conduit à une forte concentration de contraintes à l'extérieur et au fond du filetage. On note que le niveau de contraintes du aux deux chargements latéraux est moins important que celui du chargement axial.
- Les charges latérales (disto-mésial et linguo-buccal) provoquent la flexion de l'implant et la contrainte dépend de la nature du matériau, le moment d'inertie de l'implant dentaire et du moment fléchissant.
- L'augmentation du nombre de filet influe sur la variation de la contrainte au voisinage proche de l'interface os/implant et plus particulièrement au début de la zone médiane. Cet effet est du à la diminution du pas de filet, qui favorise les concentrations de contraintes sur la surface de contact os/implant. Un accroissement du nombre de filet contribue, d'une part, à un bon accrochage mécanique de l'implant dans l'os alvéolaire ce qui améliore la stabilité de l'ostéointégration ce qui conduit à un contact intime entre l'implant de titane et le tissu osseux vivant et d'autre part, à une concentration de contrainte. Cette analyse numérique nous montre qu'il est nécessaire de chercher un nombre de filet optimal qui assure un bon accrochage mécanique et qui minimise les concentrations de contraintes.
- Le filetage triangulaire engendre des contraintes plus intenses que celles du filetage rectangulaire et trapézoïdal à l'extérieur parce qu'il présente un angle vif à la partie extérieure du filet. On remarque qu'au fond du filet le niveau de contrainte est presque identique pour les trois filetages.

Références bibliographiques

- [1] GOUASSMI Sadek, Modèle de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire.
- [2] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
- [3] J. Rees, Jacobsen P. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*, vol. 18, pp. 995-999, 1997.
- [4] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, p.649–658, 2006.
- [5] Selna LG, Shillinghurg HT and Kerr. PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and Plan stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1975; 9(2): 237-252
- [6] Thresher RW and Saito GE. The stress analysis of human teeth. *Journal of Biomechanics* 1973; 6(5): 443-449
- [7] Ferrier WI. Clinical observations on erosions and their restoration. *Journal of the California State Dental Association* 193: 7; 137-196
- [8] Shames IH, Dym CL. Energy and finite element methods in structural mechanics. Newyok: Mc Graw – Hill; 1985
- [9] 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.
- [10] N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, A. Draï, Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials Design*, 31(2010), 2097-2101.
- [11] Bornstein MM, Al-Nawas B, Kuchler U, Tahmaseb A. Consensus statements and recommend-ed clinical procedures regarding contemporary surgical and radiographic techniques in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofaci Implants* 2014; 29 (Supplement): 78-82.
- [12] Rompens E, Domken O, Degidi M, Pontes AEF, Piattelli A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration: a literature review. *Clin Oral Implants Res* 2006; 17 (suppl.2); 55-67
- [13] Noharet R, Cannas B, Gillot L. Piliers implantaires : anticipé le choix. *L'Information Dentaire*, 19 mars 2010, n° 20
- [14] DAVARPANAH M. et MARTINEZ H. Manuel d'implantologie clinique Paris : CdP, 1999
- [15] MISSIKA P., BERT M. et BUSSAC G. Chirurgie implantaire, collection « Guide clinique » Paris : CdP, 1998

Références bibliographiques

[16] DAHL G. Subperiostal implants Dent; Abstr 1957, 2: 46-59

[17] BRANEMARK, PI. ENGSTRAND OHRNELL, L.O., Branemark Novum, un nouveau concept de traitement pour la res tauration de l'édentement, mandibulaire ; Résultats préliminaires d'une étude prospective de suivi clinique .Rev.implant, 2000, 6(1): 5-22

[18] BRANEMARK P.I., ADELL Osteointegrated implant in the treatment of the edentulous jaw.Experience from a 10 years period Scand. J. Plast recontr. Surg., 1997, 16:1-132

[19] 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

[20] Mihalko WM May TC, Kay JF, Krause WR. Finite element analysis of the interface geometry effects on the cortical bone surrounding a dental implant Dent 1996; 76:633-40

[21] Davies JE. The importance and measurement of surface charge species in cell behavior at the biomaterial interface.In: Rantner B.D (ed).Surface characterization of biomaterials. Elsevier Science publishers B.V., Amsterdam 1988; 219-234

[22] Passauti & al.Macroporous calcium phosphate ceramic performance in human spine fusion. Clin orthop relat Res 1989; 248: 169-76

Conclusion générale

CONCLUSION GENERALE

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. La structure osseuse vivante étant limitée par sa résistance doit supporter le chargement de la mastication sans pour autant souffrir et se détériorer. Dans ce contexte, le choix des biomatériaux dans la chirurgie dentaire impose certains critères biomécaniques selon leurs propriétés physico-chimiques tenant compte des problèmes d'adaptation biologique, de la géométrie des implants, de l'état de surface de ses composants, d'esthétique, etc. La qualité est jointe au soulagement de l'état de santé du patient.

La conception de l'implant est basée principalement sur la formation des niveaux de contraintes dans l'os. Une géométrie appropriée permettrait de réduire la concentration des contraintes dans la structure osseuse en augmentant à titre d'exemple la surface de contact os-implant par un système de filetage. Le meilleur choix d'un implant ne réside pas dans sa géométrie principalement mais dans la nature de la souplesse de l'interface os-implant dont les recherches ne cessent pas de s'investir dans cet axe.

Cette analyse faite par une simulation numérique avec la méthode des éléments finis nous permet de tirer les conclusions suivantes :

- les filets réalisés pour la fixation de l'implant sont le siège de concentration de contraintes au niveau de la zone médiane ;
- dans la zone médiane on note que les deux chargements corono-apical et disto-mésial conduisent à des contraintes interfaciales significatives au fond et à l'extérieure du filet de l'implant, dont l'intensité est supérieure à celle du chargement linguo-buccal. Au delà de cette zone les contraintes tendent vers une valeur asymptotique nulle et ceci quel que soit l'effort appliqué sur la couronne ;
- La diminution de la longueur de l'implant conduit à une forte concentration de contraintes à l'extérieur et au fond du filetage. On note que le niveau de contraintes du aux deux chargements latéraux est moins important que celui du chargement latérale ;
- L'augmentation du nombre de filet influe sur la variation de la contrainte au voisinage proche de l'interface os/implant et plus particulièrement au début de la zone médiane. Cet effet est du à la diminution du pas de filet, qui favorise les concentrations de contraintes sur la surface de contact os/implant. Un accroissement du nombre de filet contribue, d'une part, à un bon accrochage mécanique de l'implant dans l'os alvéolaire ce qui améliore la stabilité de l'ostéointégration ce qui conduit à un contact intime entre l'implant de titane et le tissu osseux vivant et d'autre part, à une concentration de contrainte. Cette analyse numérique nous montre qu'il est nécessaire de chercher un nombre de filet optimal qui assure un bon accrochage mécanique et qui minimise les concentrations de contraintes ;
- Le filetage triangulaire engendre des contraintes plus intenses que celles du filetage rectangulaire et trapézoïdal à l'extérieur parce qu'il présente un angle vif à la partie extérieure du filet. On remarque qu'au fond du filet le niveau de contrainte est presque identique pour les trois filetages.