

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

MEMOIRE

Présenté

AU DEPARTEMENT DE MECANIQUE
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
UNIVERSITE DE BATNA

Pour obtenir le titre de

MAGISTER EN GENIE MECANIQUE
Option : Construction Mécanique

Par
GHOOGALI Saida

**Simulation du Comportement de la Fatigue des Matériaux
Utilisés en Biomécanique
Application à un Implant Dentaire**

Soutenu publiquement le/2010, devant le jury composé de :

Dr BENMOHAMMED brahim	M.Conférences, Université de Batna	Président
Dr MADANI Salah	M.Conférences, Université de Batna	Encadreur
Pr OUTTAS toufik	Professeur, Université de Batna	Co_Encadreur
Dr ZIDANI kamel	M.Conférences, Université de Batna	Examineur
Pr ZEDIRA hamma	Professeur, centre Universitaire de kenchela	Examineur

Remerciements

Avant tout, je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la force pour accomplir ce mémoire.

Au terme de ce travail, je tiens à adresser ma profonde reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont soutenue, aidée et encouragée tout au long de ce travail.

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à mon encadreur M^f MADANI SALAH, maître de conférences à l'université de Batna, qui m'a accordé ce sujet et qui m'a assuré la direction scientifique. Je le remercie pour son encadrement, son aide efficace, les précieux conseils et les réflexions avisées qu'il m'a apporté.

Je remercie vivement M^f OUTTAS TOUFIK, professeur à l'université de Batna, pour avoir été l'origine de la proposition de ce sujet et qui m'a facilité la poursuite de ce sujet avec beaucoup de confiance, des conseils et des orientations.

Je remercie vivement M^f BENMOHAMMED BRAHIM maître de conférences, à l'université de Batna pour l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de présider le jury de ce travail.

J'adresse mon remerciement au M^f ZIDANI KAMEL, maître de conférences à l'université de Batna, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

J'exprime ma gratitude à M^r ZEDIRA HAMMA, Professeur au centre Universitaire de khenchela, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Très nombreux sont les gens qui de près ou de loin ont participé à la réalisation de ce travail. Tout en m'excusant auprès d'eux de ne pas les citer. Je leur exprime mes vives reconnaissances.

Table de matières

Introduction Générale	1
------------------------------------	---

Chapitre I

Généralités sur le comportement en fatigue des matériaux

I.1. Introduction	3
I.2. Fatigue	4
I.2.1 Introduction.....	4
I.2.2. Phases de fatigue.....	5
I.2.3. Paramètres de chargement.....	6
I.2.4 Essais de fatigue	7
I.2.4.1. Essai de fatigue en flexion rotative.....	7
I.2.4.2. Courbe de Wöhler de durée de vie en fatigue (flexion rotative)	8
I.2.5. Régimes de fatigue.....	8
I.2.6. Essai de propagation de fissure de fatigue	9
I.3. Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue	11
I.3.1. Concentrations de contrainte.....	12
I.3.2. Influence de la contrainte moyenne.....	12
I.3.3. Effet d'échelle	13
I.3.4. Qualité de l'usinage.....	13
I.3.5. Paramètres d'ordre métallurgique.....	13
I.3.6. Traitement thermique.....	14
I.3.7. Nature du chargement.....	15
I.4. Essai de fatigue d'un implant dentaire	15
I.4.1. Principe	15
I.4.2. Force de couple.....	16
I.4.3. Couple d'insertion	16
I.5.	16
Conclusion	

Chapitre II

Les biomatériaux et leurs applications en implantologie

II.1.	18
Biomatériaux	
II.1.1. Introduction	18
II.1.2. Différents types de biomatériaux	20
II.1.3. Biomateriaux utilisés pour les prothèses	20
II.1.3.1. Alliages métalliques	21
II.1.3.2. Polymères.....	22
II.1.3.3. Céramiques	22
II.2. Implantologie	24
II.2.1. Définition.....	24
II.2. 2.Types et formes des implants dentaires	25
II.2.3. Résistance de l'implant dentaire	25
II.2.4. Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires.....	26
II.2.5. Déroulement du traitement.....	27

II.2.5.1. Pose d'un ou plusieurs implants.....	27
II.2.5.2. Temps de consolidation.....	27
II.2.5.3. Pose de la prothèse.....	27
II.2.6. Remplacement d'une dent unitaire.....	28
II.2.6.1. Avantages d'une couronne sur implant	28
II.2.6.2. Différents traitements	28
A- Options avec des traitements traditionnels.....	29
B- Option avec une couronne sur implants.....	29
II.2.6.3. Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent.....	29
II.2.7. Remplacement de plusieurs dents.....	30
II.2.7.1. Avantages du bridge sur implant	30
II.2.7.2. Différents traitements	31
A- Option avec un traitement traditionnel.....	31
B- Option avec un bridge sur implants.....	31
II.2.7.3. Etapes de traitement de remplacement de plusieurs dents.....	31
II.2.8. Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur.....	32
II.2.8.1. Avantages de la prothèse complète sur implant	32
II.2.8.2. Différents traitements	33
A- Option avec un traitement traditionnel.....	33
B- Option avec les implants dentaires.....	33
II.2.8.3. Etapes de traitement de la prothèse complète.....	33
II.2.9. Avantages des implants dentaires.....	34
II.2.10. Cas d'échec.....	35
II.3. Conclusion.....	35

Chapitre III

Etat de l'art sur les récents travaux de modélisation

III.1. Introduction.....	36
III.2. Travaux de Oğuz Kayabaşı	36
III.3. Travaux de Liang Kong et al.....	39
III.4. Travaux de Yingying Sun et al.....	41
III. Conclusion.....	5. 46

Chapitre IV

Dessin, conception et modélisation de l'implant et la prothèse dentaire

IV.1. Modélisation de l'implant et la prothèse dentaire.....	47
IV 1.1. Introduction	47

IV. 1.2. Modélisation	48
IV 1.2.1. Modélisation de la couronne (surface occlusale)	48
IV.1.2.2. Modélisation de l'armature	49
IV. 1.2.3. Modélisation du pilier.....	50
IV. 1.2.4. Modélisation de l'implant.....	52
IV. 1.2.5. Modélisation de la mâchoire.....	54
IV.2. Représentation de l'assemblage implant/prothèse dentaire en vues éclatées.....	56
IV.3. Conclusion.....	57

Chapitre V

Analyse par MEF en statique et dynamique de la prothèse

V.1. Modélisation par éléments finis.....	58
V .1.1. Introduction.....	58
V.1. 2.Matériaux utilisés pour les différents composants de l'implant dentaire.....	58
V.1. 3. Propriétés des matériaux utilisés dans l'étude.....	59
V.1. 3. Propriétés des matériaux utilisés dans l'étude.....	59
V.1. 4. Maillage	59
V.1. 4.1. Maillage des différents composants	60
V.1. 4.2. Statistiques	60
V.2.Analyse statique.....	61
V.2.1. Conditions de chargement	61
V.2.2. Résultats.....	62
V.2.2.1. Déformée totale.....	62
• Interprétation des résultats.....	64
V.2.2.2. Contraintes de Von-Mise.....	65
• Interprétation des résultats.....	69
V.2.2.3. Contraintes normale.....	69
• Interprétation des résultats.....	72
V.3. Analyse thermomécanique.....	73
V.3.1. Résultats de l'analyse thermomécanique.....	73
V.3. 1.1. Résultats pour une couronne en acier standard.....	73
V.3. 1.2. Résultats pour une couronne en céramique.....	75
V.3. 1.3. Résultats pour une couronne en argent.....	76
• Interprétation des résultats.....	77
V.4. Analyse dynamique modale.....	78
V.4.1. Résultats obtenus en dynamique.....	78
V.4.1.1. Modes déformés de l'ensemble (l'implant et ses composants)	78
V.4.1.2. Modes déformés de l'implant.....	80
• Interprétation des résultats.....	83
V.5. Conclusion.....	83

Chapitre VI

Fatigue par la méthode des éléments finis

VI.1. Analyse en fatigue	84
VI.2. Données des matériaux utilisés dans l'étude	84
VI.2.1. Céramique dentaire.....	84
VI.2.1.1. Propriétés mécaniques et thermique.....	84
VI.2.1.2. Courbe S-N.....	84
VI.2.2. Alliage Cr-Co.....	85
VI.2.2.1. Propriétés mécaniques et thermique.....	85
VI.2.2.2. Courbe S-N.....	85
VI.2.3. Os spongieux.....	85
VI.2.3.1. Propriétés mécaniques et thermique.....	85
VI.2.3.2. Courbe S-N.....	86
VI.2.4. Os cortical.....	86
VI.2.4.1. Propriétés mécaniques et thermique.....	86
VI.2.4.2. Courbe S-N.....	87
VI.2.5. Alliage de titane.....	87
VI.2.5.1. Propriétés mécaniques et thermique.....	87
VI.2.5.2. Courbe S-N.....	87
VI.3. Tableau regroupant les propriétés d'une étude de fatigue	88
VI.4. Type de chargement	88
VI.5. Résultats	89
VI.5.1. Durée de Vie de Fatigue	89
VI.5.2. Dommages de Fatigue	91
VI.5.3. Facteur de sécurité de Fatigue	92
VI.6. Tableau récapitulatif des résultats	93
VI.7. Interprétation des résultats	93
VI.8. Conclusion	94
Conclusion générale	95

Introduction Générale

INTRODUCTION GENERALE

Il y a des années, la perte des dents était considérée comme une chose normale. Ainsi, de nombreuses personnes ont subi les conséquences de cette ancienne croyance et ont dû vivre avec les répercussions physiques et psychologiques liées à l'absence d'une, de plusieurs ou encore de toutes leurs dents. Le remplacement efficace des dents perdues a toujours été l'une des préoccupations essentielles de la dentisterie. Par ailleurs, la recherche a progressé de façon spectaculaire au cours des dernières décennies. De nouvelles techniques qui ont fait leur preuve et des matériaux forts évolués permettent aujourd'hui de reconstituer partiellement ou totalement les mâchoires édentées autant du point de vue fonctionnel qu'esthétique. Il existe plusieurs options prothétiques pour remplacer les dents manquantes. L'implantation des dents est l'une d'entre elles.

L'implantologie est une discipline relativement récente qui relève d'un acte chirurgical minutieux. 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. C'est à partir des années 60 que l'implantologie acquit ses lettres de noblesse, grâce aux travaux d'une équipe Suédoise coordonnée par le Professeur Bränemark et d'une équipe Suisse dirigée par le Professeur Schroeder qui mirent au point la technique des implants ostéo-intégrés dont toutes les firmes mondiales s'inspirent actuellement. Leurs travaux furent publiés dans les années 70 et sont à l'origine du renouveau de l'implantologie. Depuis lors, plusieurs centaines de milliers d'implants ont été posés avec succès dans le monde.

L'implantologie est la fixation d'une racine artificielle en titane dans l'os qui, émergeant de la gencive supportera une dent ou élément prothétique. Le succès est obtenu d'une part avec des investigations radiologiques très précises (scanner) et d'autre part grâce à l'application d'une méthode rigoureuse [1].

Dans cette étude, nous avons choisi un implant dentaire composé de quatre composants : implant (vis), pilier, armature et la couronne (surface occlusale) [2].

Des biomatériaux sont utilisés pour la fabrication de cet implant, ils sont destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques, ils doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue. [3]

La modélisation de l'implant dentaire est faite en utilisant un logiciel de (D.A.O /CAO) solidworks 2007, les dimensions de l'implant sont prises à partir de la référence [2].

Dans ce travail, nous allons étudier les comportements statiques, dynamiques et de fatigue de l'implant en utilisant le logiciel Ansysworkbench11.

La fatigue est un processus qui sous l'action des chargements et déchargements répétés fragilisaient les objets avec le temps, même si les contraintes induites étaient considérablement inférieures aux contraintes limites. Chaque cycle de fluctuation de contrainte affaiblit l'objet. Après un certain nombre de cycles, l'objet est affaibli au point de se rompre. La fatigue est la cause principale de la rupture de la plupart des objets, notamment ceux fabriqués en métal. Les exemples de rupture résultant de la fatigue incluent entre autres, les machines tournantes, les boulons, les ailes d'avions, les produits de consommation, les plates-formes de forage, les bateaux, les essieux de véhicules, les ponts et les os.

Les résultats des études statiques servent de base à la définition d'une étude de fatigue. Le nombre de cycles requis pour qu'une rupture par fatigue se produise à un emplacement donné dépend des matériaux et des fluctuations de contrainte. Ces informations sont fournies pour chaque matériau par une courbe appelée courbe S-N .

Ce mémoire est devisé en 6 chapitres

- **Dans le premier chapitre** nous présenterons des généralités sur le comportement en fatigue des métaux.
- **Dans le deuxième chapitre** nous parlerons des matériaux utilisés en biomécanique et leurs propriétés ainsi que des généralités sur l'implantologie.
- **Le troisième chapitre** sera consacré aux travaux récents sur les implants dentaires.
- La modélisation des différents composants d'un implant dentaire est faite dans **le quatrième chapitre**.
- **Le cinquième chapitre** sera consacré à l'étude statique et dynamique de l'implant dentaire et ses différents composants.
- **Dans le sixième chapitre** nous allons étudier le comportement de la fatigue de l'implant.

Chapitre I

Généralités sur le Comportement en Fatigue des matériaux

I.1. Introduction

Il existe une très grande diversité de modes d'endommagement des pièces mécaniques. Souvent ces modes ne se rencontrent pas de manière séparée, mais ils interviennent simultanément durant la vie de la pièce. Seul le stade final de ruine du système est dominé par un mécanisme, qui a cependant été favorisé par l'action simultanée préalable d'autres mécanismes.

Les modes d'endommagement des pièces mécaniques résultent tous de l'interaction de quatre groupes de facteurs (figure I.1) :

- Les propriétés intrinsèques des matériaux et microstructures mis en œuvre dans la pièce mécanique, par exemple la limite élastique, la dureté et la résistance à la corrosion.
- La géométrie et les dimensions des pièces ainsi que l'amplitude, l'orientation et le point d'application des efforts appliqués à ces pièces. La connaissance de ces paramètres permet de calculer les contraintes et les déformations qui leur sont imposées.
- L'environnement auquel est soumise la pièce, par exemple la température.
- Finalement le temps durant lequel la pièce mécanique est exposée aux trois autres groupes de facteurs. Presque toujours, l'endommagement augmente avec le temps, mais il y a des exceptions comme par exemple la passivation naturelle des pièces en aluminium: l'oxydation de la surface forme une couche imperméable à l'oxygène qui empêche la corrosion en profondeur [4].

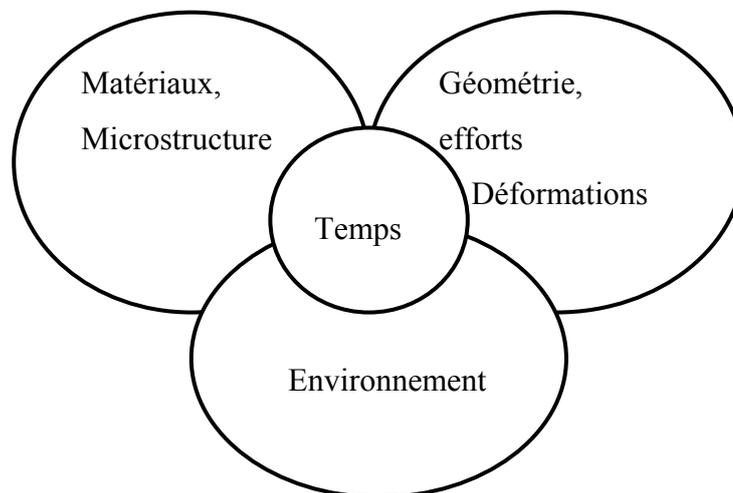


Fig. I.1: Schéma des différents modes d'endommagement.

I.2. Fatigue

I.2.1 Définition

La fatigue est un processus (succession de mécanismes) qui sous l'action de contraintes ou déformations cycliques, répétées ou alternées modifie les propriétés locales d'un matériau et peut entraîner la formation de fissures et éventuellement la rupture de la pièce. La fatigue laisse des marques caractéristiques sur la surface rompue (stries) [4].

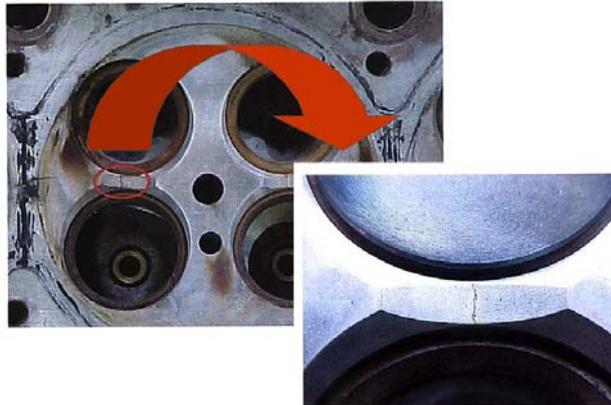


Fig. I.2: Rupture d'une pièce [4].

L'endommagement intervient même si l'amplitude des efforts reste bien inférieure à la limite élastique du matériau. Au niveau microscopique, la fatigue est toujours associée à un certain degré de plasticité localisée. La fissure de fatigue s'amorce toujours aux endroits où on a une concentration de contrainte.

I.2.2. Phases de fatigue

La fatigue passe par trois phases:

- **Phase I:** l'amorçage de la fissure (Figure. I.3.a) qui représente 80 à 90% de la durée de vie de la pièce. Toute discontinuité de surface favorise l'amorçage (piqûres de corrosion, entailles, congés de raccordement, usinages, inclusions de surface).
- **Phase II:** Propagation de la fissure (Figure. I.3.b)
- **Phase III:** Rupture finale (Figure. I.3.c)

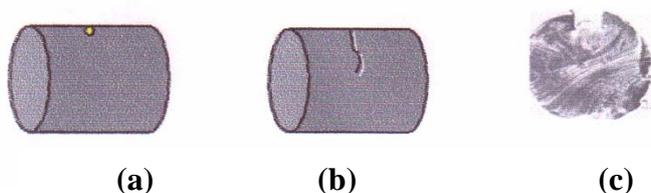


Fig. I.3: Phases de la fatigue

La durée de vie en fatigue N_r est le nombre total de cycles précédant la rupture. Elle est donnée par la formule suivante :

$$N_r = N_a + N_p \quad (I.1)$$

Avec : N_a : nombre de cycles requis pour amorcer une fissure (0,1 à 1 mm)

N_p : nombre de cycles requis pour propager la fissure jusqu'à rupture [4].

I.2.3. Paramètres de chargement

On considère les charges cycliques les plus simples [5].

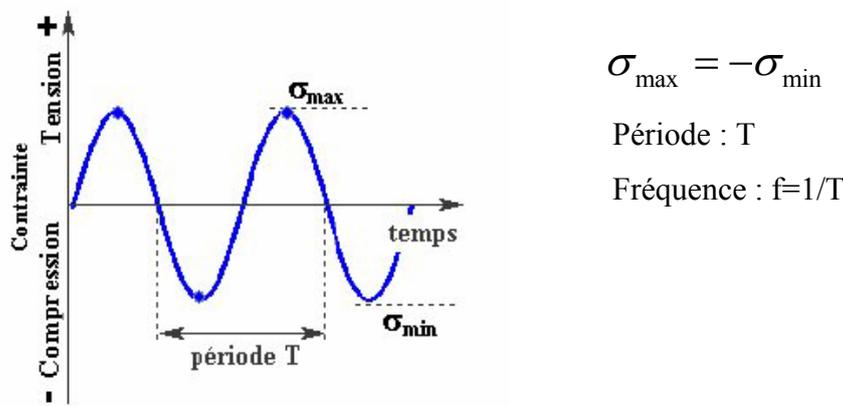


Fig. I.4 : Sollicitation cyclique sinusoïdale

Pour le cas des charges sinusoïdales on définit le domaine de contrainte comme la différence entre les contraintes maximale et minimale. L'amplitude de contrainte est alors la moitié du domaine de contrainte, alors que la contrainte moyenne est la demi-somme de la contrainte maximale et de la contrainte minimale. Enfin, le taux de variation de contrainte est le rapport entre contrainte minimale et contrainte maximale (Figure. I.4).

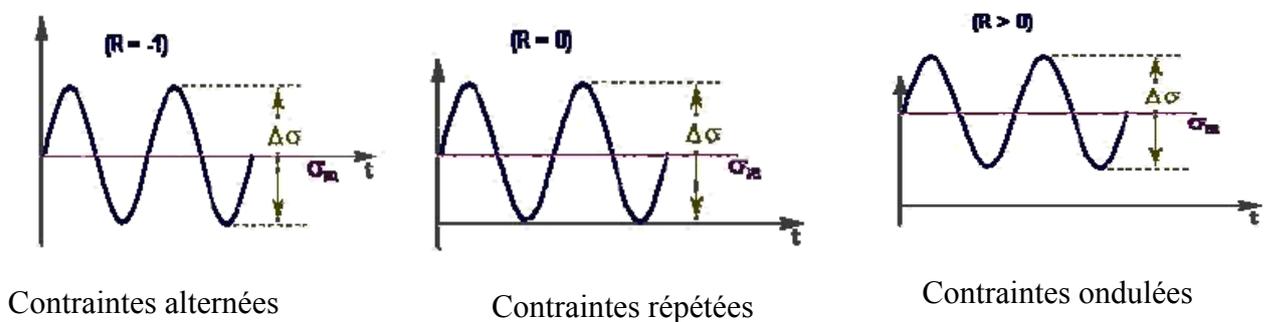


Fig. I.5 : Paramètres de chargement

- **Domaine de contraintes:** $\Delta\sigma = \sigma_{\max} - \sigma_{\min}$ (I.2)

- **Amplitude de contrainte :** $\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2}$ (I.3)

- **Contrainte moyenne :** $\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2}$ (I.4)

- **Taux de variation de contrainte :** $R = \frac{\sigma_{\max}}{\sigma_{\min}}$ (I.5)

Le taux de variation de contrainte R donne une indication du niveau de la Contrainte moyenne.

- Si R est égal à -1, la contrainte moyenne est nulle et l'on parle de contraintes alternées, La contrainte appliquée varie dans le temps entre une valeur en compression et une valeur en traction, les deux étant de même amplitude en valeur absolue.
- Si R est égal à 0, la contrainte demeure positive ou nulle dans le temps et l'on parle de contraintes répétées.
- Si R varie entre 0 et 1 indique une contrainte qui reste toujours positive et que l'on nomme contrainte ondulée (Figure. I.5).

I.2.4 Essais de fatigue

Il existe plusieurs types d'essais de fatigue. Certains essais utilisent de petites éprouvettes et se déroulent en laboratoire pour déterminer les caractéristiques de fatigue de divers matériaux. On distingue alors:

- Les essais de durée de vie en fatigue qui mesurent essentiellement le nombre de cycles pour amorcer une fissure de fatigue .
- Les essais de propagation de fissure qui mesurent la vitesse de propagation de la fissure (en termes de variation de longueur par cycle) en fonction de la sévérité de la charge appliquée .

D'autres essais se font directement sur des structures complètes (par exemple des fuselages complets d'avion) ou sur des éléments.

Les figures ci-dessous (Figure.6 (a), (b), (c)) illustrent deux principes d'essai de fatigue en flexion et un en traction pure. Ces trois essais permettent de mesurer en laboratoire et au moyen de petites éprouvettes les conditions d'amorçage d'une fissure de fatigue [6].

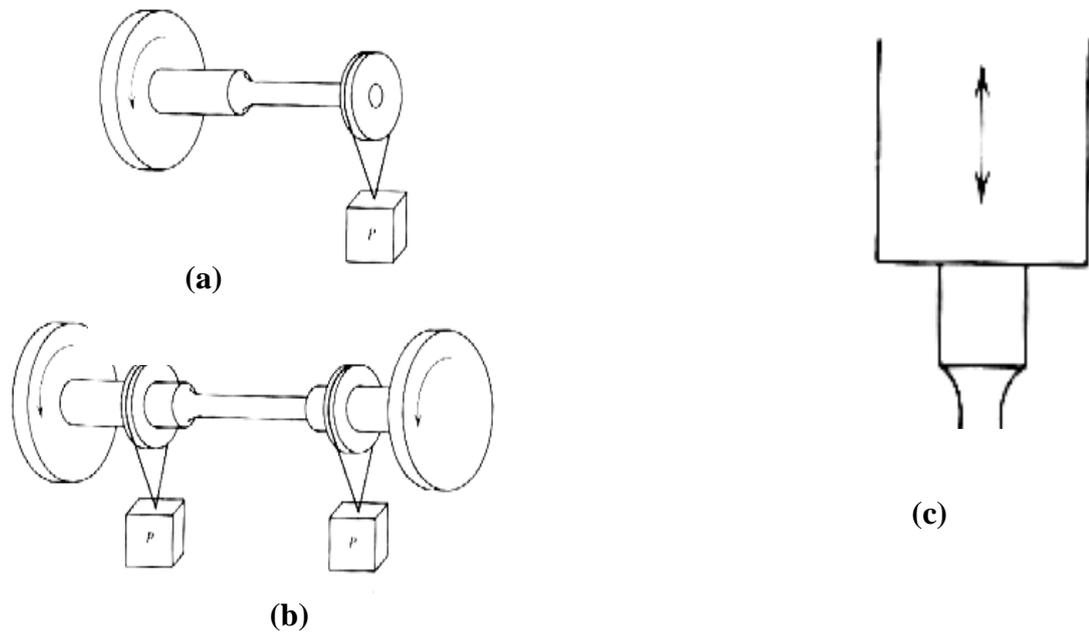


Fig. I.6 : Essais de fatigue (a) et (b) Essais de fatigue en flexion.
 (c) essai de fatigue en traction.

I.2.4.1. Essai de fatigue en flexion rotative

Les essais normalisés de durée de vie en fatigue se font en chargeant des éprouvettes de géométrie, de taille et d'état de surface précisément définis au moyen de la flexion rotative. Ce mode de charge soumet chaque point de la circonférence de la section centrale de l'éprouvette à une contrainte alternée.

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad (\text{I.6})$$

Durant l'essai on impose une amplitude de contrainte et on compte le nombre de cycles jusqu'à l'amorçage d'une fissure. Plusieurs essais sont effectués pour une même charge, car on observe une forte dispersion dans les résultats (pour une charge donnée la durée de vie varie beaucoup) [4].

I.2.4.2. Courbe de Wöhler de durée de vie en fatigue (flexion rotative)

Dans l'essai de durée de vie en fatigue, on mesure le nombre de cycles qui pour une amplitude de contrainte donnée conduit à la rupture de l'éprouvette. On fait un grand nombre d'essais à des valeurs d'amplitude de contrainte décroissantes. Pour chaque valeur d'amplitude de contrainte, on répète plusieurs fois l'essai car le nombre de cycles à la rupture fluctue de façon importante (figure. I.7).

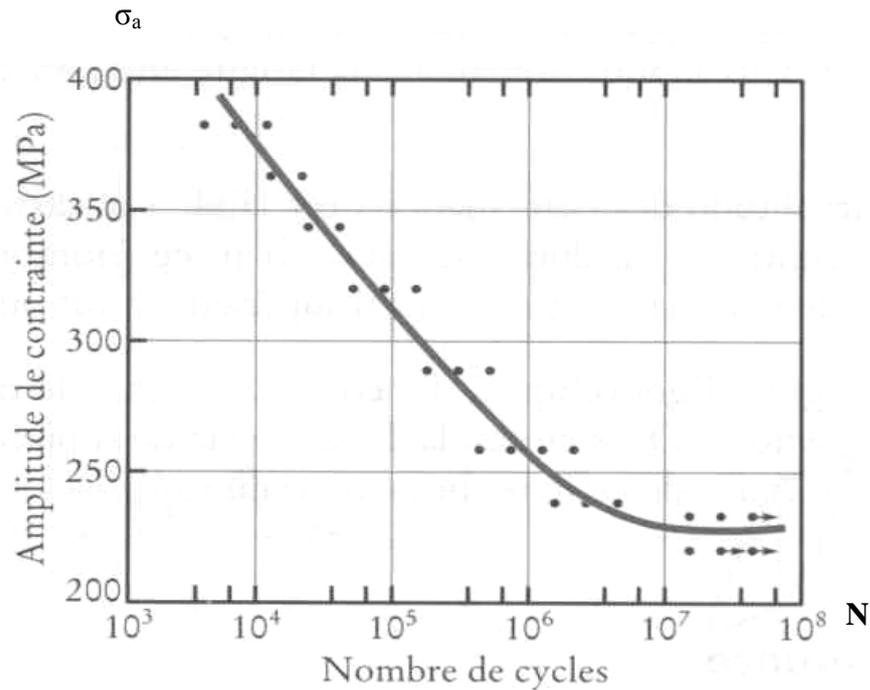


Fig. I.7 : Courbe de Wöhler [5].

Les essais de durée de vie mesurent donc à la fois le nombre de cycles pour amorcer la fissure de fatigue et le nombre de cycles pour la propager jusqu'à une valeur critique qui conduit à la rupture. On représente les résultats sous forme d'une courbe, dite courbe de Wöhler ou courbe S-N qui donne la contrainte qui conduit à la rupture pour un nombre de cycles donné [4].

I.2.5. Régimes de fatigue

Sur la courbe de Wöhler, on distingue trois domaines :

- **Domaine oligocyclique :** qui correspond aux contraintes les plus grandes ($>R_e$) où le nombre de cycles à la rupture s'étend jusqu'à 10^4 ou 10^5 (pour les aciers doux).
- **Domaine d'endurance :** Domaine où la rupture est atteinte après un nombre limité de cycles compris approximativement entre 10^5 à 10^7 . La rupture n'est pas accompagnée d'une déformation plastique d'ensemble mesurable. La réponse de l'éprouvette atteint dans ce cas un

régime adapté élastique, il peut y avoir de la déformation plastique due aux premiers cycles, mais au bout d'un certain nombre de cycles, elle reste constante.

- **Domaine d'endurance illimitée** : Dite également zone de sécurité. La courbe de Wöhler présente généralement (mais pas toujours) une limite asymptotique parallèle à l'axe des N . En dessous de cette valeur limite σ_D , il n'y a jamais rupture par fatigue quel que soit le nombre de cycles appliqué.
- **Limite de fatigue** : Pour certains matériaux, il est difficile d'évaluer la limite de fatigue σ_D on introduit la notion de limite de fatigue conventionnelle $\sigma_D(N)$ (ou limite d'endurance). Il s'agit de la plus grande amplitude de la contrainte pour laquelle on constate 50% de rupture après N cycles de la sollicitation. Selon le cas N varie entre 10^6 à 10^9 cycles (>supérieur à la durée de vie envisagée pour la pièce) [4]. Voir Figure. I.8.

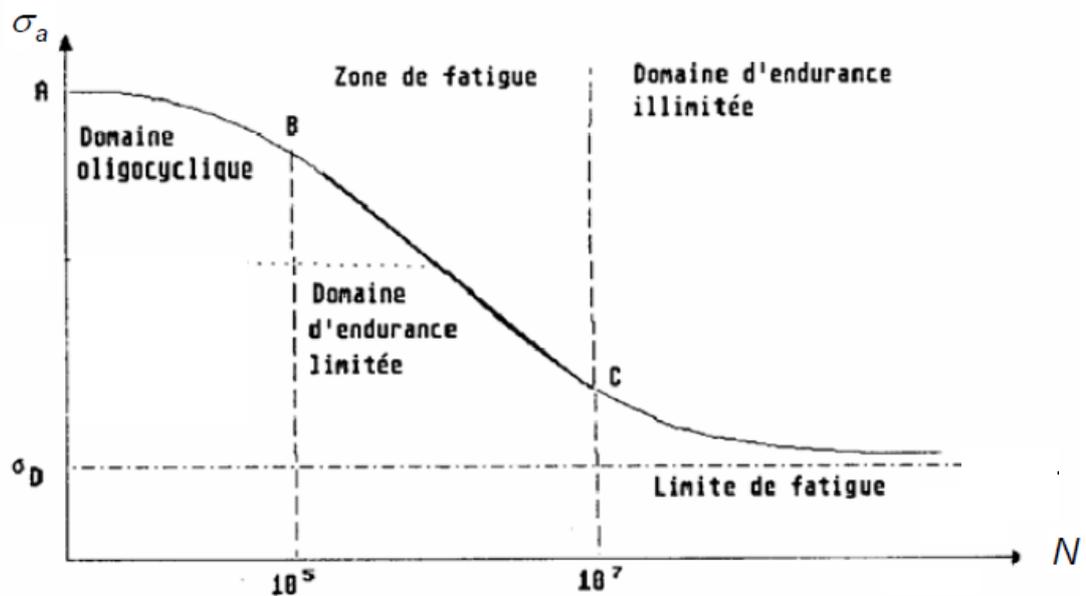


Fig. I.8 : Régimes de fatigue [6].

I.2.6. Essai de propagation de fissure de fatigue

Les ingénieurs responsables de la conception de structures ou des éléments soumis à des charges cycliques doivent non seulement envisager la possibilité de formation de fissures, mais également évaluer leur vitesse de propagation, afin de s'assurer que ces fissures n'atteindront pas la longueur critique qui entraînera inévitablement la rupture finale de la pièce.

Pour les essais de propagation de fissure en fatigue, on utilise le type d'éprouvette illustrée dans la (Figure. I.9). (Éprouvette de traction compacte). On mesure la longueur de la fissure a en fonction du nombre de cycles N pour une charge appliquée donnée(Figure. I.10) [7].

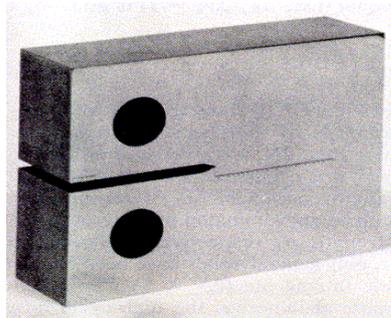


Fig. I.9 : Epreuve de traction compacte

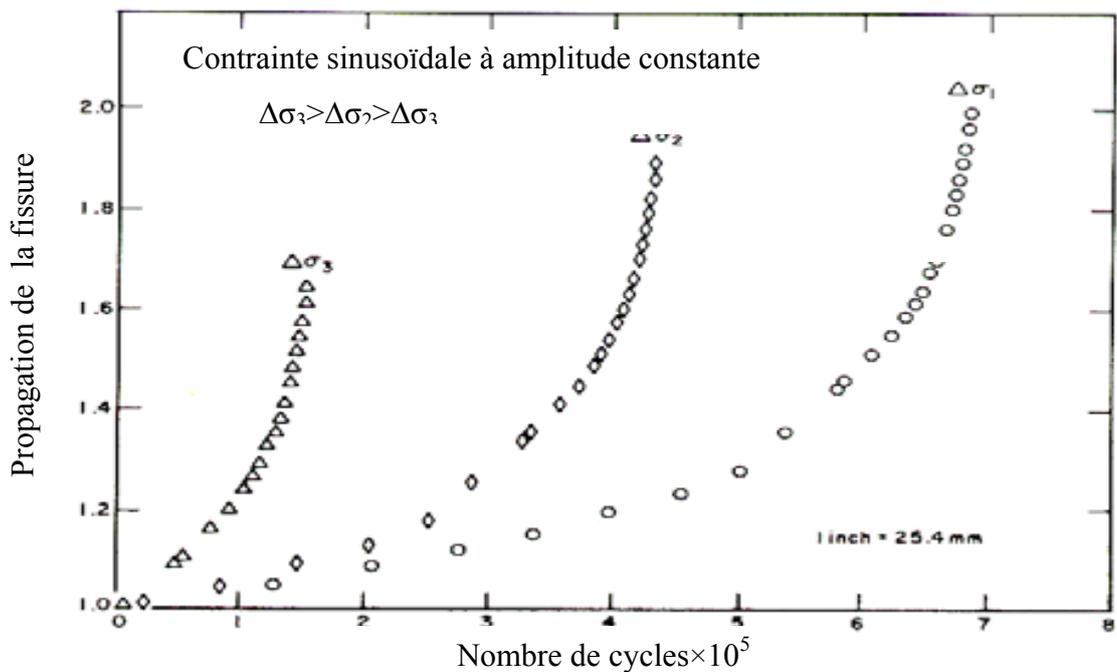


Fig. I.10 : Essai de propagation de la fissure [7].

Lorsqu'on représente en échelle logarithmique, la variation de la vitesse de fissuration (da/dN) en fonction du facteur d'intensité de contrainte $\Delta K = K_{max} - K_{min}$ (figure. I.11), on constate que la courbe présente une partie linéaire qui obéit à l'équation (I.7) appelée Loi de Paris [7].

$$\frac{da}{dN} = C(\Delta K)^n \quad \text{(Loi de Paris)} \quad (I.7)$$

Où C et n sont des paramètres qui caractérisent le matériau et les conditions d'essai.

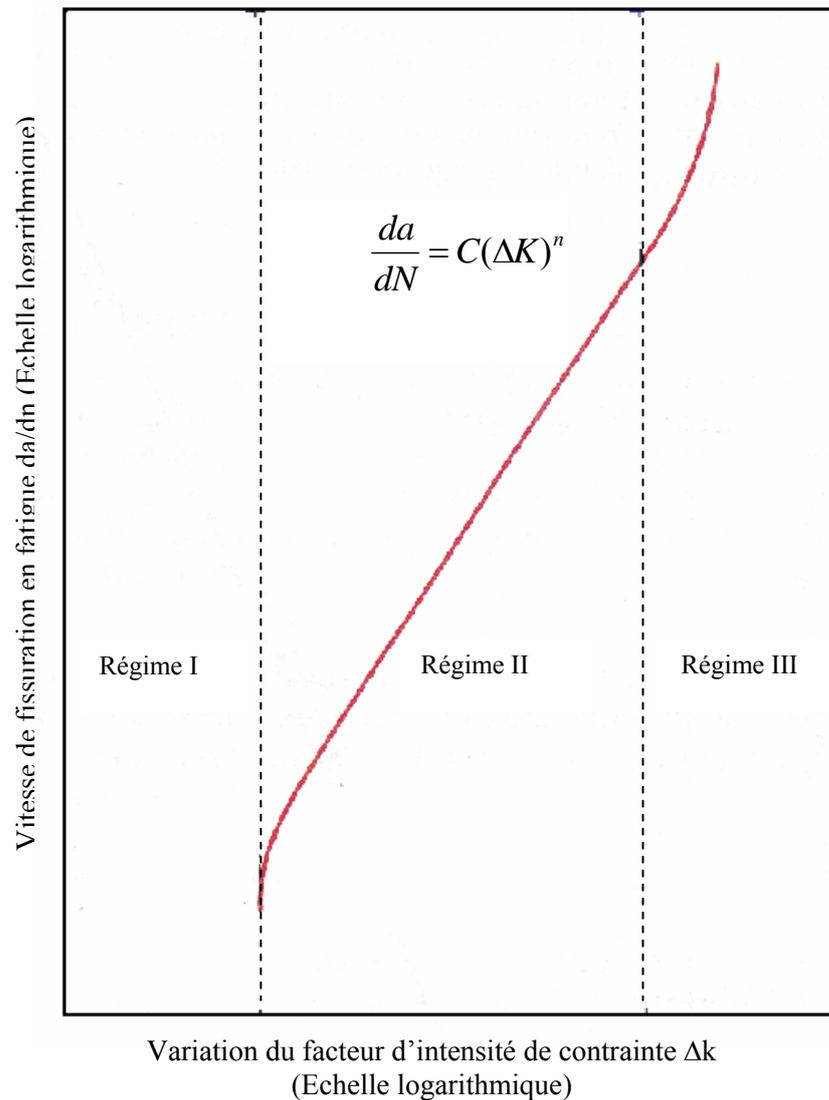


Fig. I.11 : Propagation des fissures de la fatigue [7].

- **Régime I** : Absence de propagation des fissures de fatigue.
- **Régime II** : Relation linéaire entre $\log \Delta k$ et $\log da/dn$
- **Régime III** : Croissance de fissure instable.

I.3. Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue

La fatigue est un phénomène très complexe qui dépend de nombreux paramètres. Pour en tenir compte on introduit des facteurs de correction. Ces paramètres sont :

I.3.1. Concentrations de contrainte

Une concentration de contrainte est une discontinuité géométrique ou une inhomogénéité du matériau qui entraîne une élévation de la contrainte maximale et de la tri axialité par rapport aux valeurs moyennes calculées sur la base d'une section nette. Les concentrations de contrainte servent d'origine aux fissures de fatigue ou aux ruptures (Figure. I.12).



Fig. I.12 : Concentration de contrainte

I.3.2. Influence de la contrainte moyenne

Lorsque les essais de fatigue sont réalisés à contrainte moyenne σ_m non nulle (et constante), la durée de vie est modifiée, en particulier quand cette contrainte moyenne est relativement grande par rapport à la contrainte alternée.

- une contrainte de traction diminue la durée de vie
- une contrainte de compression l'augmente

La limite d'endurance σ_D est aussi modifiée par la superposition d'une contrainte moyenne non nulle (Figure. I.13).

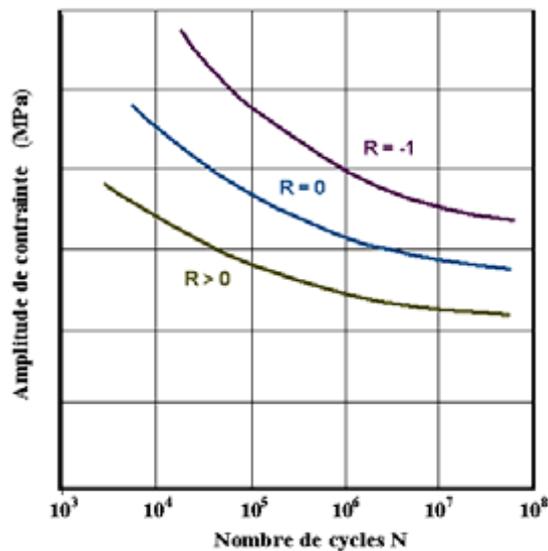


Fig. I.13 : Influence de la contrainte moyenne

I.3.3. Effet d'échelle

A niveau de contrainte égale, deux pièces de même géométrie mais de dimensions différentes n'auront pas la même tenue en fatigue. Plus les dimensions d'une pièce croissent, plus sa résistance à la fatigue diminue.

On caractérise la sensibilité à la taille de pièce ou à l'échelle par le coefficient d'échelle C_{ech} (ou C_c) qui est le rapport de l'endurance d'une éprouvette de taille et de géométrie donnée à l'endurance d'une éprouvette circulaire polie miroir de 10 mm de diamètre.

Facteur d'échelle :

$$C_{ech} = C_c = \frac{S_{NH}}{S_{10}} \quad (I.8)$$

I.3.4. Qualité de l'usinage

Généralement, l'endommagement par fatigue apparaît en premier lieu à la surface des pièces. La prise en compte des deux aspects suivants est importante en fatigue:

- **Etat de surface** : L'état de surface est quantifié par sa rugosité, une surface rugueuse présente des concentrations de contrainte plus élevées qu'une surface lisse. On polit donc les éprouvettes afin de minimiser au mieux l'influence de l'état de surface sur les résultats d'essais standards de fatigue.

Dans l'analyse, on tient compte d'états de surface différents au moyen d'un coefficient C_s donnant le rapport entre la limite d'endurance d'une éprouvette avec un état de surface donné à celle pour une éprouvette polie miroir.

- **Contraintes résiduelles** : l'usinage peut introduire des contraintes résiduelles de traction en surface (équilibrées en profondeur par des contraintes résiduelles de compression) qui se superposent au chargement mécanique.
- **Environnement** : Un milieu agressif (températures élevées, milieux corrosifs...) aggrave le phénomène de fatigue. Il apparaît des phénomènes comme le fluage ou la corrosion. Leur action est proportionnelle au temps d'exposition.

I.3.5. Paramètres d'ordre métallurgique

- **Taille des grains** : Les structures à grains fins présentent une meilleure tenue en fatigue que les structures à gros grains.
- **Orientation du fibrage par rapport à la direction des efforts** : L'orientation générale des grains (fibrage) confère au matériau une anisotropie plus ou moins marquée. Les caractéristiques

statiques et la tenue en fatigue seront meilleures dans le sens long du fibrage que dans les autres sens (travers long et travers court).

- **Taux d'écrouissage** : L'écrouissage résultant des opérations de formage a pour effet de consolider le matériau (augmentation de la limite d'élasticité), et par suite, améliore la tenue en fatigue.
- **Défauts métallurgiques** : Lacunes, défauts interstitiels, précipités et inclusions peuvent être à l'origine de l'endommagement par fatigue [8].

I.3.6. Traitement thermique

Suivant que le traitement thermique provoque un adoucissement ou un durcissement du matériau, la tenue en fatigue sera diminuée ou augmentée. De plus, le traitement thermique peut modifier la taille des grains. On distingue généralement deux types de traitements :

- **Traitements mécaniques**: galetage => contraintes résiduelles de compression.
- **Traitements métallurgiques et chimiques**: trempe superficielle, cémentation et trempe, nitruration [6].

Le coefficient de traitement thermique C_{TS} est donné par l'expression suivante :

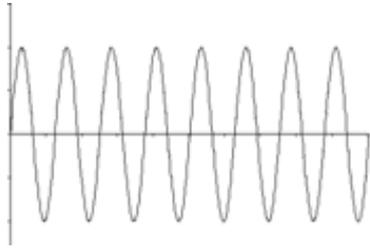
$$C_{TS} = \frac{\sigma_{Dtraité}}{\sigma_{Déprouvette}} \quad (I.9)$$

Tableau I. 1 : Coefficients de traitement thermique[6].

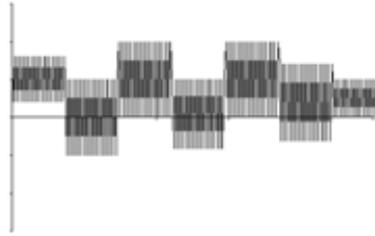
Traitement	C_{TS}
Nitruration, profondeur 0.32 mm	1.25
Cémentation suivie de trempe	1.5 – 2.0
Trempe superficielle par haute fréquence	1.4 – 2.0
Trempe superficielle par haute fréquence	≤ 0.6

I.3.7. Nature du chargement

On distingue les chargements suivant :



Constant



variable par bloc



Variable(ou aléatoire)

Fig. I.14 : Nature du chargement

I.4. Essai de fatigue d'un implant dentaire

I.4.1. Principe

L'essai de fatigue est employé pour évaluer la force de l'implant et du pilier. En 1992, Nobel Bio care a développé un protocole normalisé interne pour la fatigue examinant un implant dentaire endossé qui est très semblable à la norme standard internationale qui est employée aujourd'hui [9]. Pour examiner la force de fatigue, l'implant et le pilier sont montés dans un montage incliné avec 30°. Une force cyclique est appliquée à une fréquence de 14 hertz (Figure. I.15).



Fig. I.15 : Essai de fatigue sous un angle latéral de 30° [9].

La combinaison de l'implant/pilier est examinée à une gamme de forces pour déterminer la force maximale à laquelle elle survivra pour cinq millions de cycles .

Tableau I. 2 : Charges maximales aux lesquelles l'implant/pilier peuvent résister pour au moins cinq millions de cycles [9].

Combinaison : Implant/pilier		Charge maximale
Matériau du pilier	Diamètre de l'implant	
Pilier en titane	Φ3.5	222
	Φ4.3	355
Pilier en zirconium	Φ3.5	178
	Φ4.3	225

I.4.3. Couple de résistance

Pendant le développement des implants de Nobel Active, il a été prouvé que le couple de résistance est également un paramètre important de conception, les valeurs des couples maximums auxquels l'implant peut résister pendant le montage sont montrées dans le tableau I. 3

Tableau I. 3: Couple de résistance de l'implant [9].

Diamètre de l'implant	Couple max. (Ncm)
Φ3.5	282
Φ4.3	452

I.4.4. Couple d'insertion

Le couple nécessaire pour insérer différents implants ne peut pas être défini directement, il a été prouvé que le couple requis pour insérer l'implant de Nobel Active serait supérieur à 45 Ncm [9].

I.5. Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons vu des généralités sur le phénomène de la fatigue. Les différents modes d'endommagement sont représentés. Ainsi que les essais de fatigue, les régimes de fatigue, la propagation des fissures, les facteurs influant sur la durée de vie et le principe de l'essai de fatigue d'un implant dentaire de Nobel Bio care.

Les biomatériaux sont utilisés pour la fabrication des implants dentaires cela nous incite à faire une recherche approfondie sur ces matériaux et sur l'implantologie dentaire. C'est l'objectif du prochain chapitre.

Chapitre II

Les Biomatériaux et leurs Application en Implantologie

II.1. Biomatériaux

II.1.1. Introduction

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Les biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine : ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique.

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle¹ constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique. Cette situation de travail sous contrainte biologique est le dénominateur commun à tous les biomatériaux.

La figure II.1 montre tous les organes qui peuvent être remplacés par des biomatériaux dans tous les domaines médicaux soit en orthopédie, chirurgie vasculaire, chirurgie dentaire, ou autres [10].

¹ Suppléance fonctionnelle : ajout, fournir ce qui manque des fonctions.

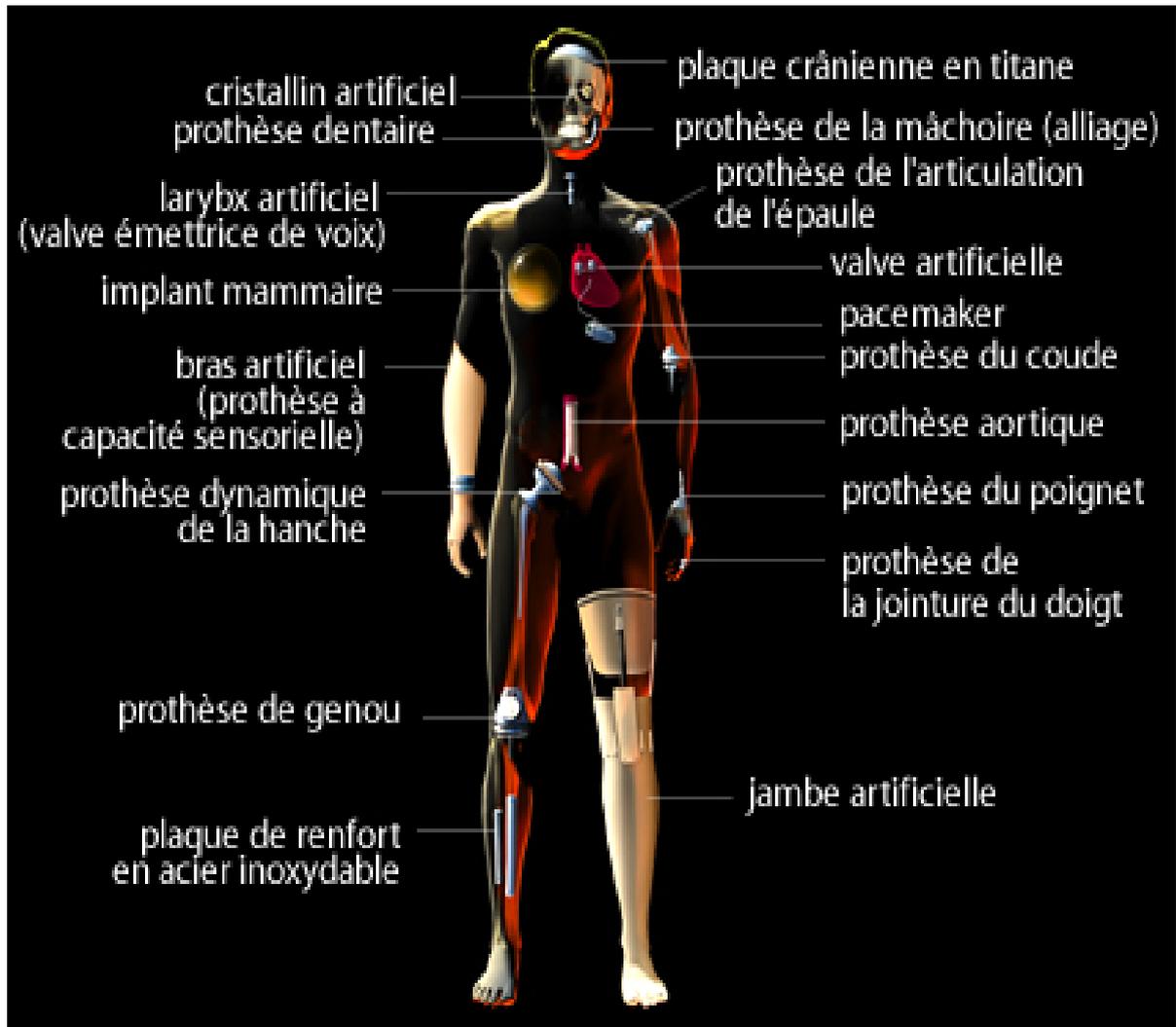


Fig. II.1 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [10].

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale :

- La biocompatibilité est définie par l'absence de réaction de l'organisme vis à vis d'un matériau sous la forme d'un élément complet ou sous forme de produits d'usure ou de corrosion susceptibles d'être libérés par cet élément.
- La bio-compétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir.
- Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

II.1.2. Différents types de biomatériaux

On peut distinguer trois types de biomatériaux en relation avec leur réactivité en milieu biologique.

- Les premiers biomatériaux implantés n'étaient pas spécialement adaptés, à l'origine, pour un long séjour en milieu biologique. Ces matériaux étaient au mieux bio tolérés et pouvaient avoir à long terme, des effets néfastes sur l'organisme.
- Cette première génération de biomatériaux a été rapidement suivie de matériaux bios inertes caractérisés par leur absence de nocivité même après de très longues durées d'implantation.
- Aujourd'hui les biomatériaux doivent être bioactifs. Ils doivent interagir avec l'organisme de façon à accélérer les processus de guérison et à mieux intégrer l'implant au milieu vivant.
- Enfin on distingue les biomatériaux résorbables et ceux qui ne le sont pas. Les premiers sont destinés à substituer un tissu ou une fonction temporairement défaillante et ils sont progressivement remplacés par les tissus vivants après une période pouvant varier de quelques semaines à quelques mois. Les seconds peuvent jouer un rôle temporaire (fixation de fracture) ou définitif (prothèse de hanche). Ils peuvent éventuellement rester en site jusqu'au décès du patient lorsqu'ils sont bien tolérés ou doivent être extraits dans le cas contraire [11].

II.1.3. Biomatériaux utilisés pour les prothèses

Les matériaux naturels ne constituent qu'une faible partie des matériaux implantés, bien qu'il existe des variations énormes selon les spécialités chirurgicales. Ceci est dû, d'une part à la difficulté ou à l'impossibilité de se procurer des matériaux endogènes (prothèses mammaires, implants dentaires par exemple) et, d'autre part, aux risques potentiels présentés par les matériaux naturels d'origine animale ou provenant de donneurs sont traités afin d'éliminer autant que possible les facteurs de risque (réactions immunitaires, risques viraux). Les banques d'os, par exemple, proposent maintenant des matériaux d'origine humaine, chauffés et exempts de germes pathogènes. Ces traitements peuvent altérer les matériaux naturels et diminuer fortement leur intérêt. Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui [11].

II.1.3. 1. Alliages métalliques

Ils constituent l'ensemble des tiges fémorales, certaines têtes fémorales et la plupart des coques externes des cupules lorsqu'elles existent :

A - Aciers Inoxydables

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques qui sont amagnétiques et résistants à la corrosion. L'alliage 316L contenant 0,03% de carbone constitue le meilleur acier orthopédique. Il est particulièrement destiné à la fabrication d'implants permanents comme les prothèses. Sa teneur en carbone améliore sa résistance à la corrosion en milieu biologique. Sa teneur en chrome, égale à 12% au minimum, assure une passivation par une couche d'oxyde de chrome. Ses propriétés mécaniques sont les suivantes :

- Le module de Young $E = 200$ GPa.
- La limite élastique $e = 280$ MPa.
- La contrainte à la rupture en traction $r = 520$ MPa.
- La résistance à la fatigue $f = 250$ MPa.

B - Alliages à base de cobalt

Leur utilisation fait suite aux résultats obtenus par les odontologistes dans la fabrication de prothèses dentaires. Ils sont bien tolérés, très durs et peu déformables. Ils peuvent être moulés selon le principe de la cire perdue ou forgés (Vitallium forgé, Protasul 2 (Cr, Co, Mo), Protasul 10 (Cr, Ni, Co, Mo)).

Les alliages moulés, composés de 63 à 65% de cobalt, 26 à 30% de chrome, 4 à 7% de molybdène et de moins de 2,5% de nickel, sont difficiles à usiner mais, du fait de leur dureté, sont bien adaptés pour constituer des surfaces de frottement. La composition et les propriétés mécaniques des alliages forgés varient d'un alliage à l'autre. Les propriétés mécaniques du Protasul 10 sont les suivantes:

- Le module de Young $E = 220$ GPa.
- La limite élastique $e = 640$ MPa.
- La contrainte à la rupture en traction $r = 835$ MPa.
- La résistance à la fatigue $f = 530$ MPa.

La passivation de la surface par une couche de chrome assure une excellente résistance à la corrosion. Malgré cela, il existe toujours une dissolution passive du métal. Ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables et ils sont également très rigides.

C - Alliages à base de titane

On les rencontre sous deux formes du Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et du Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de Vanadium qui est responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :

- Le module de Young $E = 110$ GPa.
- La limite élastique $e = 1050$ MPa.
- La contrainte à la rupture en traction $r = 1185$ MPa.
- La résistance à la fatigue $f = 650$ MPa.

Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment [12],[13],[14].

II.1.3.2. Polymères

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight PolyEthylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, qui est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os-ciment [15].

II.1.3.3. Céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques.

Deux céramiques l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires.

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le « caractère » fragile des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas

de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type «fragile», certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles [16] et [17].

- **Porcelaine** : La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).
- **Verre** : Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles : ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique .
- **Céramiques dentaires** : La céramique dentaire utilisée dans notre étude est la Céramique feldspathique.

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [18].

Dans le tableau ci-après, sont cités les biomatériaux les plus couramment utilisés en fonction de leur domaine d'utilisation.

Tableau II.1: Biomateriaux les plus couramment utilisés [15]

Matériau	Domaine d'application
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, implants dentaires
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive
Aciers inoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
Polytétrafluoroéthylène	Implants vasculaires, chirurgie faciale
Silicone	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
Polyéthylène	Sutures, implants vasculaires
Polyméthylmethacrylate	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
Polyester	Sutures, implants vasculaires
Polypropylène	Sutures, ligaments
Polyamide	Sutures
Alumine	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
Carbone	Valves cardiaques, ligaments
Bio verres	Implants orthopédiques et dentaires
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables

II.2. Implantologie

II.2.1. Définition

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (figure. II.1.a) et (figure. II.1.b), il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os maxillaire et reproduisent l'action des racines dentaires, ils remplissent donc le rôle des dents naturelles. En plus d'assurer une stabilité parfaite à la prothèse fixe ou amovible, l'implant stimule à nouveau les cellules osseuses, qui cessent alors de s'atrophier. La mâchoire peut donc maintenir son volume et son intégrité. La musculature et l'articulation

retrouvent un environnement dentaire stable, ce qui favorise un retour à l'équilibre musculaire, articulaire et facial [19].

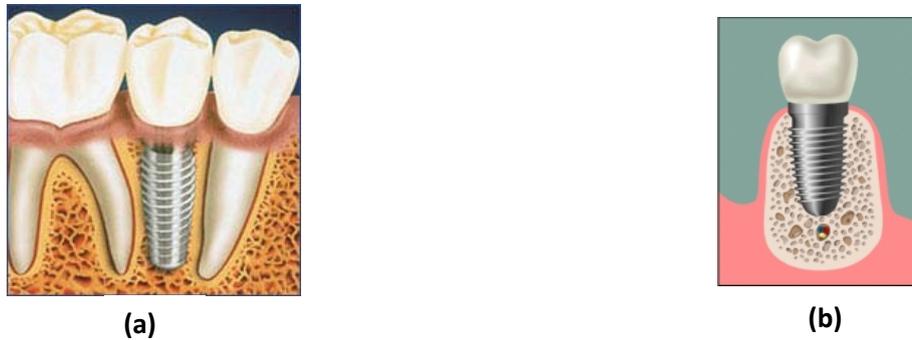


Fig. II.2 : Implant dentaire entre deux racines dentaires [20].

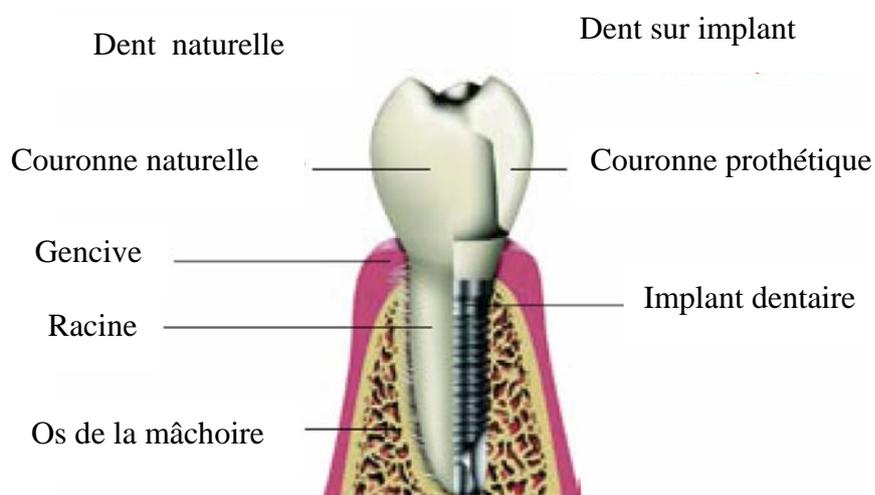


Fig. II.3 : prothèse dentaire en coupe [21].

II.2.2. Types et formes des implants dentaires

On distingue 2 types d'implants dentaires, ceux fixés sur la mâchoire (juxta-osseux) et ceux dans la mâchoire (endo-osseux) sont de loin les plus utilisés. Les formes généralement cylindriques peuvent aussi avoir une forme de cône, disque, lame..., certains pouvant correspondre à un besoin spécifique. Leurs diamètres varient généralement entre 3 et 5mm et leur longueur entre 10 et 15mm. Cette variété correspond à la diversité des mâchoires et à celle des cas clinique rencontrés.



Fig. II.4 : images illustrant quelques types d'implants dentaires [20].

II.2.3. Résistance de l'implant dentaire

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/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 dentaire peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire [21].

II.3.4. Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires

- Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels 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'implants constitue une bonne solution.
- Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène (c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte 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 [21].

II.2.5. 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.2.5.1. 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.2.5.2. Temps de consolidation

Cette période correspond au temps biologique nécessaire à la consolidation osseuse et gingivale autour des implants (comme pour une fracture). 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.

II.2.5.3. 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 [20].

II.2.6. Remplacement d'une dent unitaire

En cas de perte d'une seule dent, la solution 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.2.6.1. 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

Avant

Après



Fig. II.5 : Remplacement d'une seule dent [21]

II.2.6.2. Différents traitements

A - Options avec des traitements traditionnels

- Bridge sur dents naturelles : Les dents saines de chaque côté de la dent absente sont meulées pour soutenir un bridge. Voir figure II.5(a)
- Appareil amovible partiel : Ce type de prothèse peut entraîner une aggravation de la perte osseuse. Voir figure II.5(b)



Fig. II.6 : Traitements traditionnels

B - Option avec une couronne sur implants

- **Couronne sur implants** : Ce type de prothèse préserve l'os et la gencive, ce qui permet de retrouver l'aspect naturel de la dent manquante. Voir figure II.6.



Fig. II.7 : Traitements avec une couronne sur implants

II.2.6.3. 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. Voir figure II.7(a).
- **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. Voir figure II.7(b).
- **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 la couronne, qui sera adaptée à la forme et à la teinte des dents naturelles du patient. Voir figure II.7(c).
- **Résultat** : Cette nouvelle dent est parfaitement adaptée. Elle permet de rétablir le sourire et la fonction. Voir figure II.7(d).

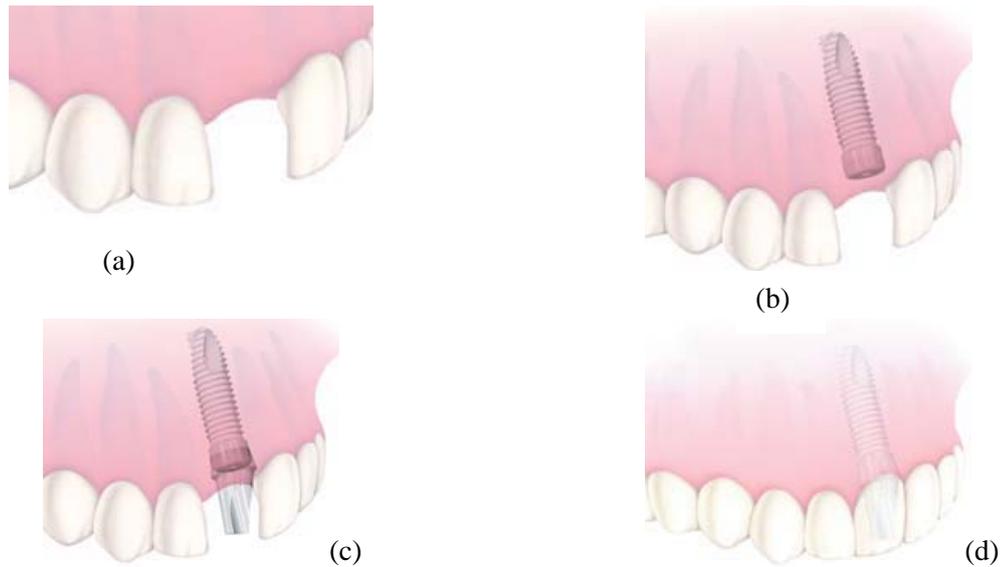


Fig. II.8 : Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent [21].

II.2.7. 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. Voir figure II.9.

II.2.7.1. Avantages du 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



Fig. II.9 : Remplacement de plusieurs dents [21].

II.2.7.2. Différents traitements

A - Option avec un traitement traditionnel

- **Appareil amovible partiel** : Il entraîne une aggravation de la perte osseuse et dentaire. Voir figure II.10(b).

B - Option avec un bridge sur implants

- **Bridge sur implants** : L'os et la gencive sont préservés. Résistance à toute pression comme sur des dents naturelles. Voir figure II.10(c).

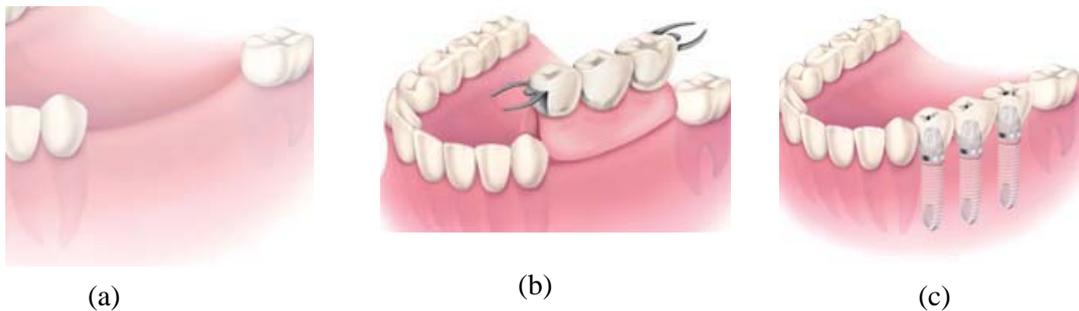


Fig. II.10 : Différents traitements [21].

II.2.7.3. Etapes de traitement de remplacement de plusieurs dents

- **Avant l'intervention** : Trois dents sont manquantes en fond de bouche. Dans ce cas le dentiste propose de placer un bridge sur implants. Voir figure II.11(a).
- **Mise en place des implants** : Le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Un bridge provisoire est proposé pendant la période de cicatrisation de l'os. Voir figure II.11(b).
- **Fixation du bridge définitif** : Le bridge définitif sera placé une fois que les implants seront bien intégrés à l'os de la mâchoire. Généralement, cela s'effectue 2 à 5 mois après la pose des implants. Voir figure II.11(c).
- **Résultat** : On aura un résultat esthétique parfait grâce à ce bridge sur implants et on retrouvera les fonctions des dents naturelles. Voir figure II.11(d).

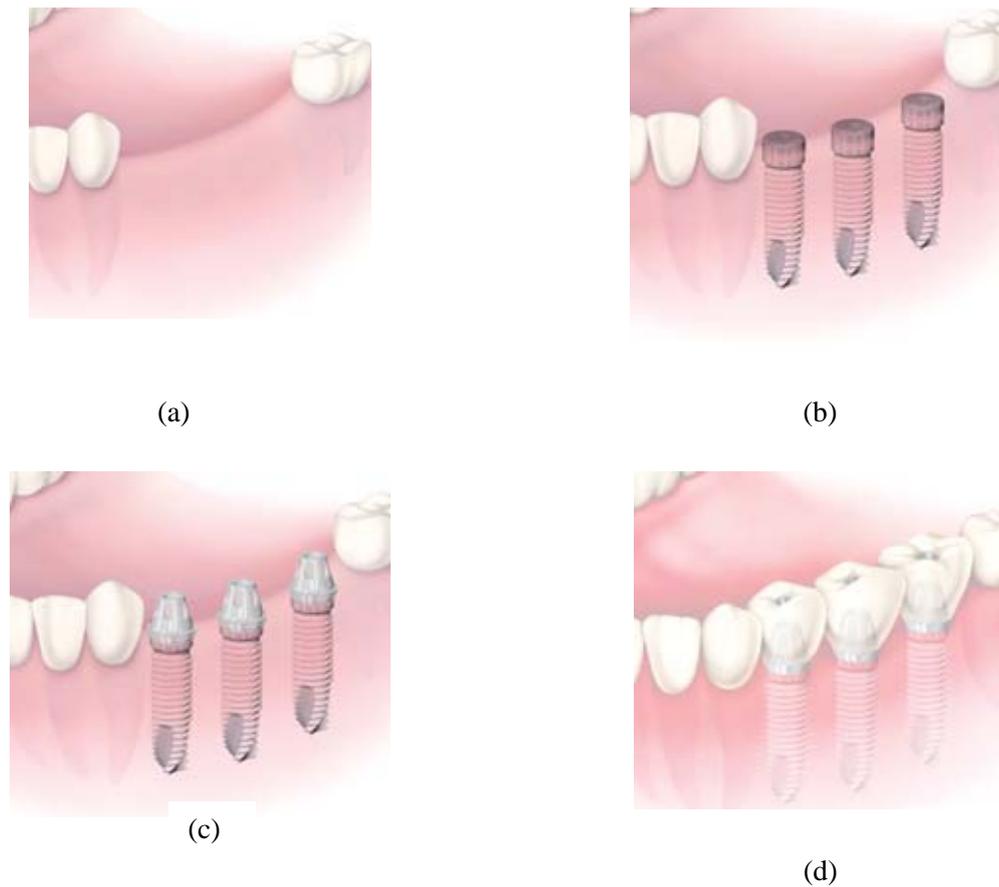


Fig. II.11 : Etapes de traitements de remplacement de plusieurs dents [21].

II.2.8. 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. Voir figure II.12.

II.2.8.1. 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.



Fig. II.12 : Remplacement de la prothèse complète [21]

II.2.8.2. Différents traitements

A - Option avec un traitement traditionnel

- **Appareil amovible complet** : Prothèse complète amovible sans attachement pour améliorer la stabilité. Voir figure II.12(a).

B - Option avec les implants dentaires

- **Appareil complet sur attachements boules** : La prothèse sur implants est un appareil amovible mais stabilisé grâce aux implants. Voir figure II.13(b).
- **Appareil sur barre** : La prothèse sur implants est une prothèse fixe et stabilisée grâce aux implants. Voir figure II.13(c).

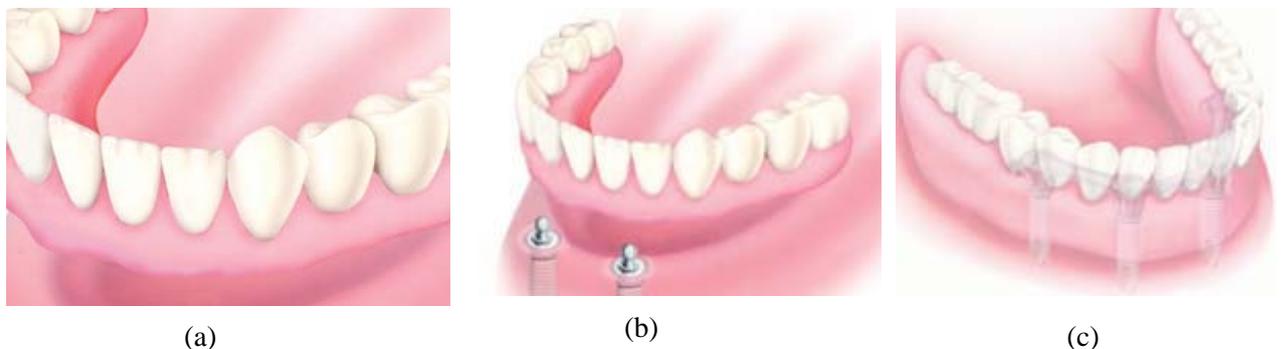


Fig. II.13 : Différents traitements [21].

II.2.8.3. 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 barre de stabilisation. Voir figure II.14(a).
- **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). Voir figure II.14(b).

- **Pose de la barre de stabilisation** : La barre de stabilisation est fixée aux implants. Voir figure II.14(c).
- **Résultat** : L'appareil complet est clipsé à cette barre. Il s'agit d'une méthode permettant de stabiliser l'appareil complet. Voir figure II.14(d).

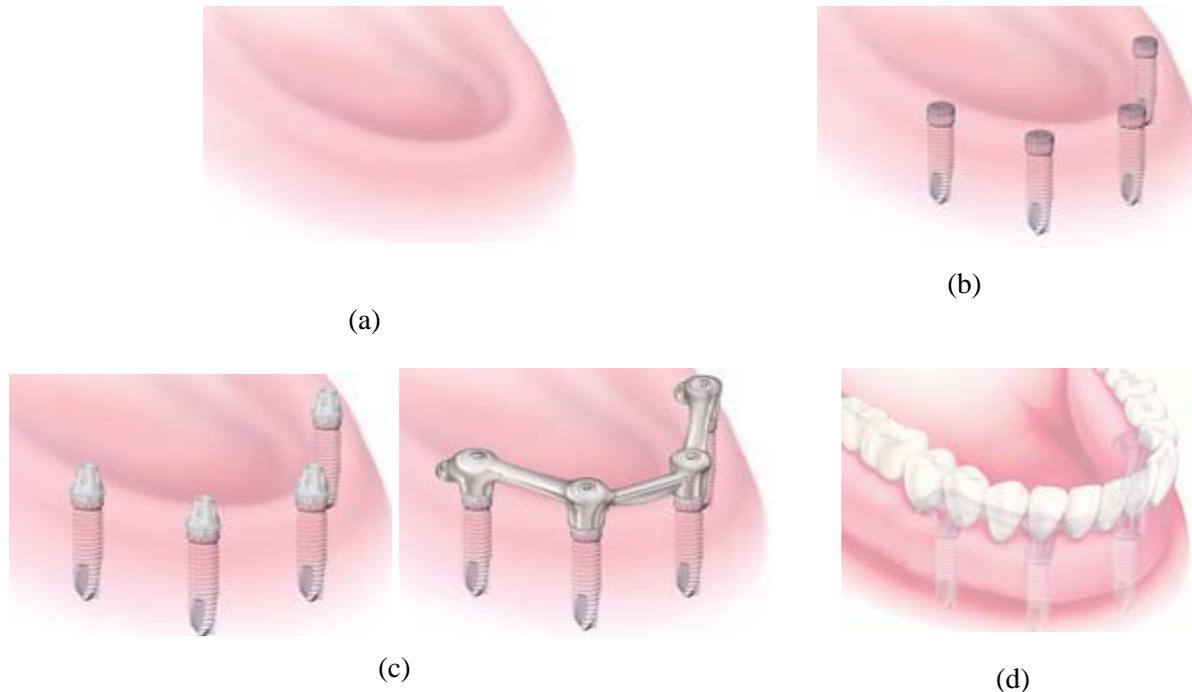


Fig. II.14 : Etapes de traitements de la prothèse complète [21].

II.2.9. Avantages des implants dentaires

Par rapport à un traitement classique, le choix des implants dentaires comme solution de traitement offre un très grand nombre d'avantages comme :

- **Solution écologique**: L'implant permet d'éviter de toucher si peu que ce soit aux dents saines voisines et de mieux préserver les tissus buccaux à long terme.
- **Solution confortable** : Les implants permettent de mastiquer efficacement en soutenant des dents fixes ou en stabilisant un appareil.
- **Solution durable** : L'implant en titane est biocompatible, sa stabilité est assurée par le tissu osseux, c'est la solution la plus efficace à long terme par rapport à un bridge sur dents naturelles. Elle dépasse très largement la longévité humaine.
- **Solution esthétique** : L'implant permet de construire des dents fixes d'aspect naturel et ainsi de rétablir le sourire.

Solution fiable : On dispose en implantologie de plus de 30 ans de recul clinique et des milliers de patients sont traités chaque année dans le monde. Les contre-indications sont limitées et les cas de rejet sont très réduits (moins de 5%). [20].

II.2.10. Cas d'échec

On ne peut malheureusement pas garantir un taux de succès de 100 %. Quelques facteurs importants peuvent influencer négativement sur le succès du traitement par implants dentaires :

- Le niveau de difficulté du traitement,
- La localisation dans la bouche (mâchoire supérieure par rapport à la mâchoire inférieure, zone antérieure par rapport à la zone postérieure),
- L'épaisseur de l'os.
- La qualité de l'ancrage osseux de l'implant,
- Le niveau de santé bucco-dentaire en général et le niveau de santé de la gencive environnante en particulier,
- L'expertise avec laquelle le traitement est effectué.
- L'entretien correct réalisé par le patient.
- Les contrôles réguliers obligatoires chez le dentiste tout comme pour les dents naturelles.

Lorsqu'il apparaît qu'un implant ne s'est pas intégré à l'os après la période d'attente, il sera éliminé en même temps que le tissu inflammatoire. Trois mois plus tard, une radiographie de contrôle permettra de vérifier si la même zone peut entrer en ligne de compte pour la pose d'un nouvel implant. Le résultat final escompté reste tout à fait possible même dans un tel cas [20].

II.2.11. Conclusion

Les biomatériaux doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Les matériaux les plus utilisés sont le titane, le zircone, la céramique.

L'implantation d'une dent s'effectue en plusieurs étapes à partir de l'analyse de l'anatomie des mâchoires jusqu'à la pose de la prothèse.

La modélisation et la simulation des implants ont été étudiées dans plusieurs travaux dont quelques uns seront détaillés dans le prochain chapitre.

Chapitre III

Etat de l'art sur les Travaux de Modélisation

III.1. Introduction

Depuis l'introduction des implants dentaires pour le traitement des déficiences dentaires vers la fin des années 80 [2],[23], une demande croissante sur ce type de traitement s'est manifestée car l'utilisation de l'implantologie a réellement révolutionné le traitement dentaire et procuré d'excellents résultats à long terme [24],[25].

Dans la littérature, plusieurs chercheurs se sont penchés sur la modélisation du comportement statique, dynamique et en fatigue de plusieurs types de prothèses dentaires et implants. Dans ce qui suit, nous présentons une brève synthèse bibliographique regroupant l'essentiel des travaux les plus récents et les plus significatifs sur la modélisation et la simulation des prothèses dentaires.

III.2. Travaux de Oğuz Kayabaşı et col.

Oğuz Kayabaşı et col. [2] ont fait une étude sur les comportements statiques, dynamiques et de fatigue d'un implant dentaire. Ils ont modélisé l'implant de la seconde prémolaire de la mâchoire inférieure et ses composants en utilisant le logiciel (CAD software Pro/Engineer 2001) (Figure.III.1).

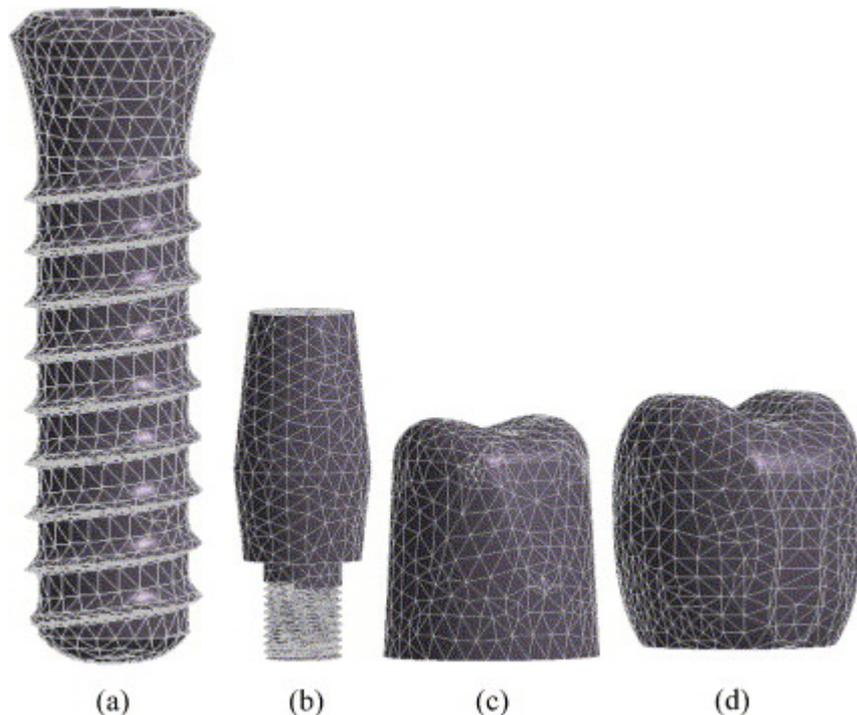


Fig.III.1 : Modélisation et maillage des éléments de prothèse implant (a), pilier(b), armature(c), surface occlusale (d)

la simulation numérique avec le logiciel AnsysWorkbench en utilisant la méthode des éléments finis, leur a permis de représenter les contraintes équivalentes de Von-Mises en appliquant un chargement statique et dynamique (Figure.III.2,3,4,5,6).

Et ils ont conclu que les valeurs maximales des contraintes n'ont pas atteint la limite élastique du pilier et des vis prothétiques et une très grande durée de vie sous les chargements statique et dynamique appliqué. L'avantage essentiel de ce travail, est que l'implant peut être conçu et étudié avant qu'il ne soit mis en application sur le patient.

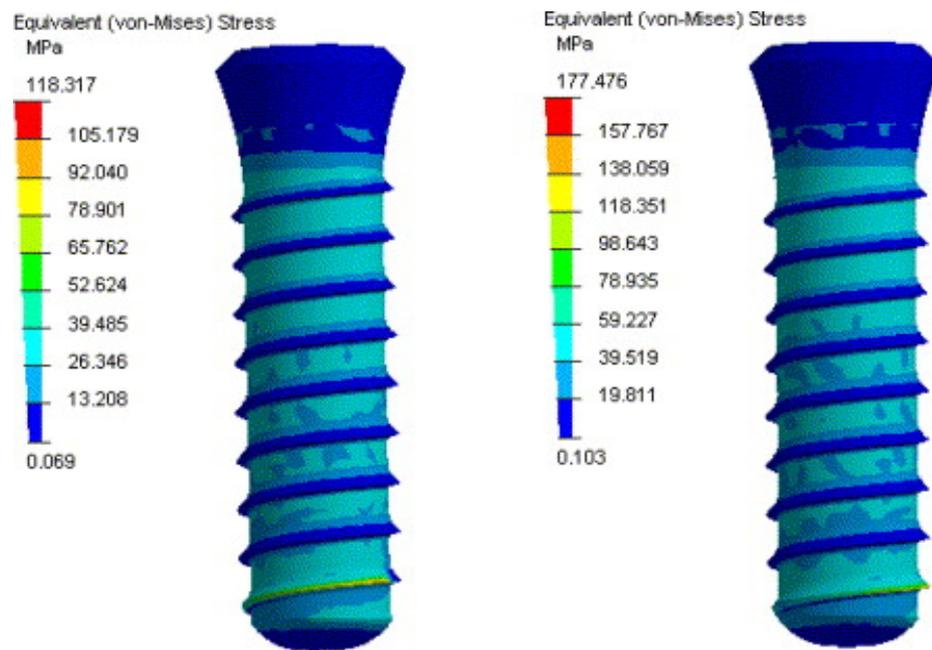


Fig.III.2 : Distribution des contraintes sur l'implant pour un chargement statique et dynamique.

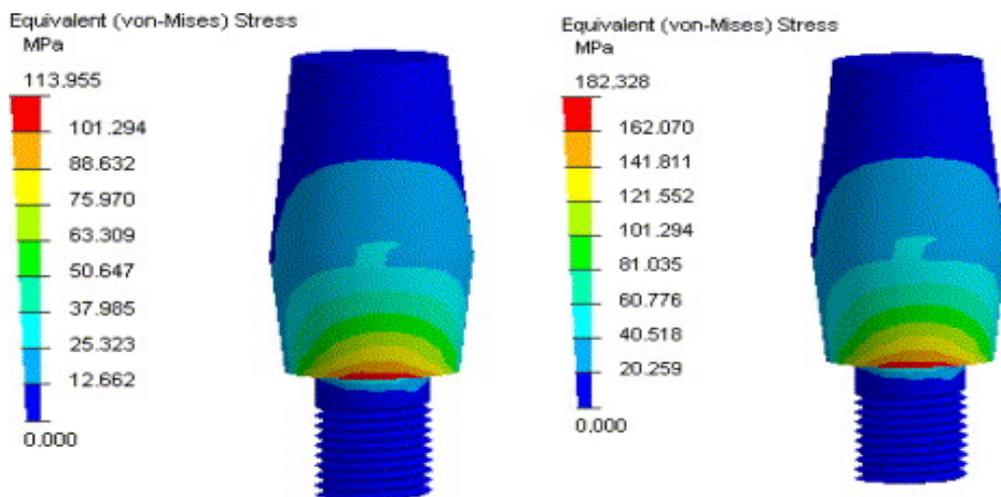


Fig. III.3 : Distribution des contraintes sur le pilier pour un chargement statique et dynamique.

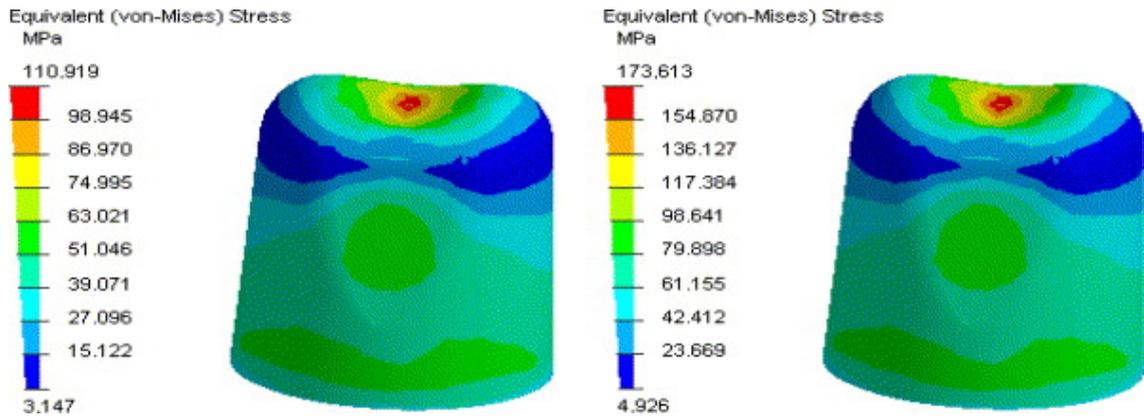


Fig. III.4 : Distribution des contraintes sur l'armature pour un chargement statique et dynamique.

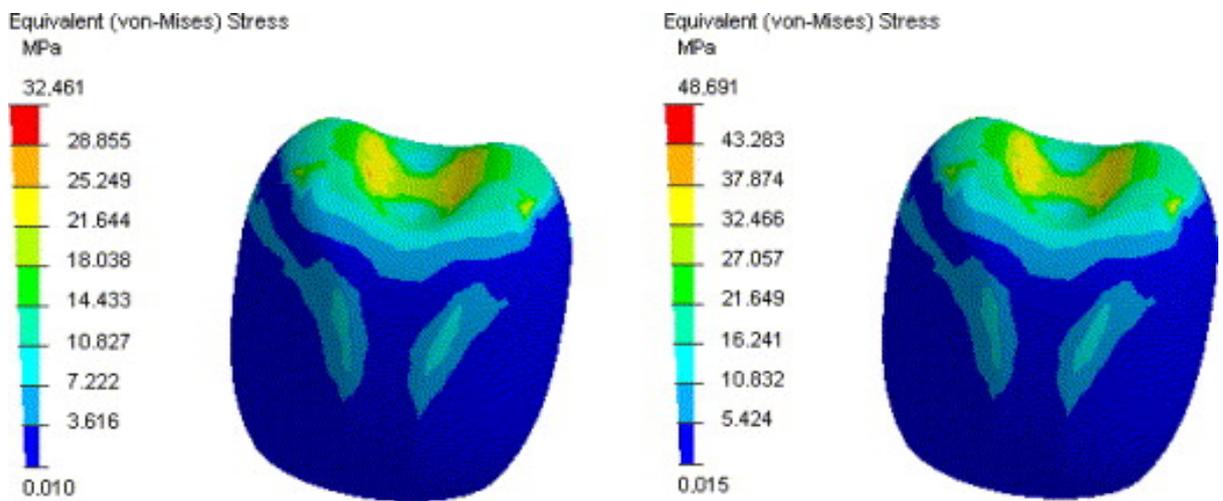


Fig. III.5 : Distribution des contraintes sur la surface occlusale pour un chargement statique et dynamique.

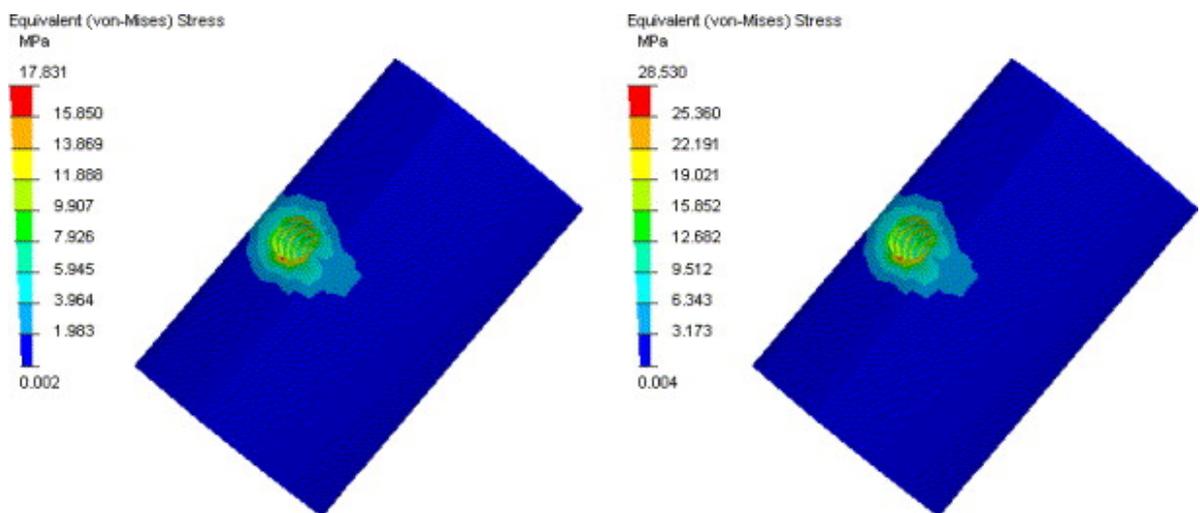


Fig. III.6 : Distribution des contraintes dans l'os cortical et spongieux pour un chargement statique et dynamique.

III. 3. Travaux de Liang Kong et col

En 2008, **Liang Kong et col [23]** ont étudié les effets du diamètre et de la longueur de l'implant sur les contraintes équivalentes maximales dans des os de mâchoire et les déplacements maximum examinés sur l'implant-pilier en utilisant la méthode des éléments finis. Tous les modèles ont été conçus et analysés par le logiciel AnsysWorkbench10.0 (SAS IP, Inc., Etats-Unis).

Le diamètre de l'implant s'est étendu de 3,0 mm à 5,0 mm, et la longueur de l'implant s'est étendu de 6,0 mm à 16,0 mm. Les résultats ont suggéré que sous la charge axiale, les contraintes maximales équivalentes dans des os corticaux diminuent de 77,4% et de 68,4% avec l'augmentation du diamètre et de la longueur respectivement. Sous la charge buccolingual, elles sont diminuées de 64,9% et de 82,8% respectivement. Les déplacements maximum de l'implant-pilier ont diminué de 56,9% et de 78,2% sous la charge axiale et buccolingual respectivement. Quand le diamètre excède 3,9 mm et la longueur a excède 9,5 mm, le minimum contrainte/déplacement a été obtenu(Figure.III.8).

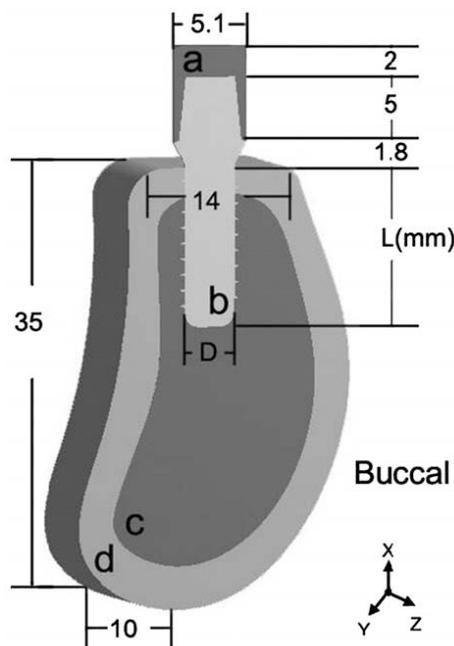


Fig.III.8 : Vue en coupe du modèle étudié.

(a) superstructure; (b) implant ; butée; (c) os trabéculaire; (d) os cortical; (D) diamètre de l'implant; (L) longueur de l'implant

Une pleine superstructure en céramique d'épaisseur 2mm occlusive a été simplifiée comme cylindre. Le diamètre (d) et la longueur (l) de l'implant ont été placés comme variables d'entrée.

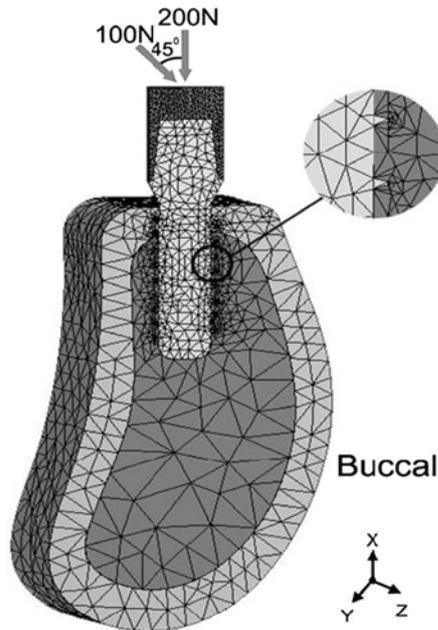


Fig.III.9: Vue en coupe du modèle maillé et application du chargement.

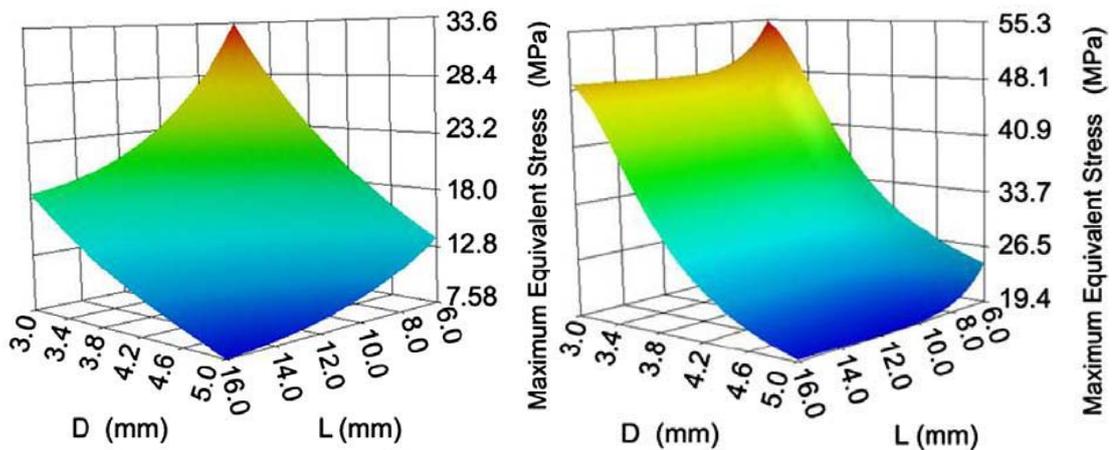


Fig.III.10: Contrainte de Von-Mis maximale dans l'os cortical(MPa)

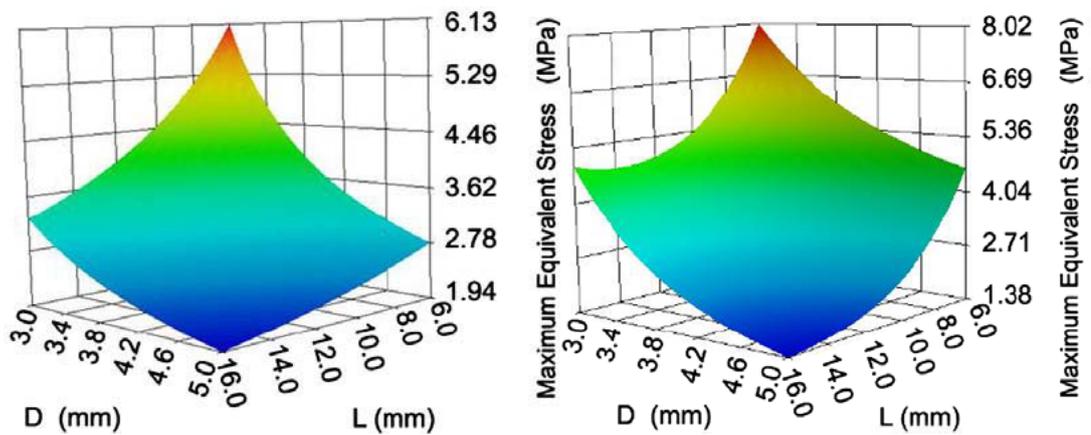


Fig.III.11: Contrainte de Von-Mis maximale dans l'os spongieux(MPa)

Ils ont conclu que l'évaluation était plus sensible au changement de diamètre que celle de la longueur et que le diamètre excédant 3,9 millimètres et que la longueur excédant 9,5 millimètres était le choix optimal pour l'os du type B/2 pour un implant cylindrique pour des considérations biomécaniques. Les données dans cette étude ont suggéré que :

- Le diamètre de l'implant affecte la distribution de la contrainte dans l'os de la mâchoire et donne d'avantage de stabilité en fonction de la longueur de l'implant
- Le diamètre excédant 3,9 mm et la longueur excédant 9,5 mm sont la combinaison optimale des propriétés biomécaniques pour des os du type B/2 dans un implant cylindre.

III. 4. Travaux de Yingying Sun et col.

En 2008 également, **Yingying Sun et col.** [24] ont évalué les effets de la taille transgingivale de l'implant sur les contraintes équivalentes maximales dans l'os de la mâchoire et le déplacement maximum dans l'implant-pilier par la méthode des éléments finis. La taille transgingivale s'est étendue de 1,0-4,0 mm. Sous la charge axiale, la contrainte équivalente maximale dans l'os cortical a pu être réduite de 4,7%, et sous une charge bucco lingual, la contrainte équivalente maximale dans les os corticaux et cancellous ont pu être réduits de 17,3% et 18,5%, respectivement.

L'auteur a constaté que le déplacement maximum de l'implant-pilier a pu être réduit de 4,1% et 48,9% sous les charges axiales et bucco lingual, respectivement. Quand la taille transgingivale était dans la gamme de 1,7-2,8 mm, la contrainte dans les os de mâchoire et le déplacement dans l'implant-pilier sont minimum. Les données indiquent que la taille transgingivale joue un rôle plus important dans la protection de l'implant dentaire sous une charge bucco lingual que sous une charge axiale; et les tailles transgingival qui s'étendent de 1.7-2.8mm étaient bio mécaniquement optimales pour l'implant. Tous les diagrammes dans cette étude ont été fait par le programme d'AnsysWorkbench Design explorer.

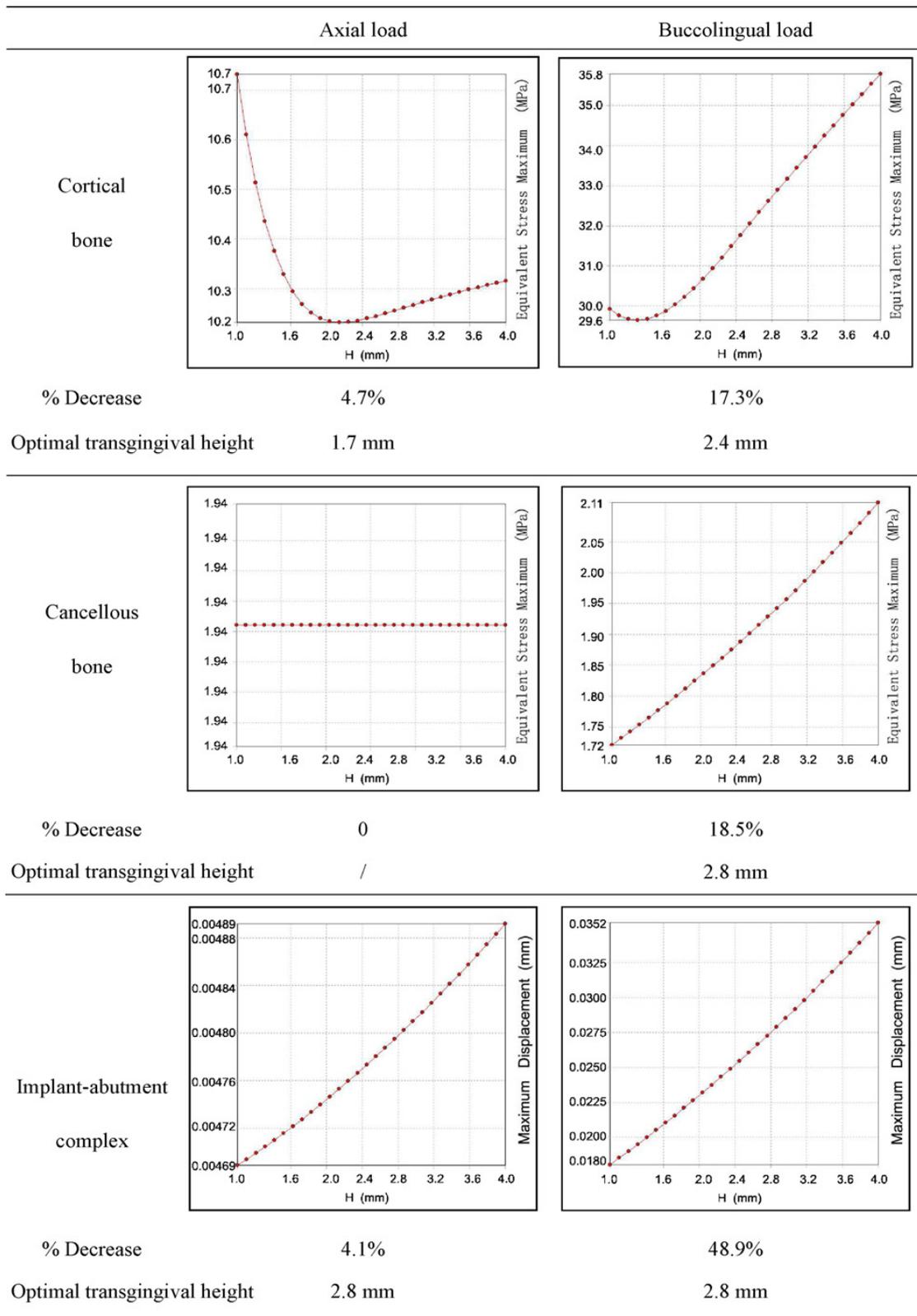


Fig.III.12: Courbes représentant la contrainte maximale équivalente en fonction de la hauteur transgingivale ainsi que le déplacement maximal dans l'implant/os cortical.

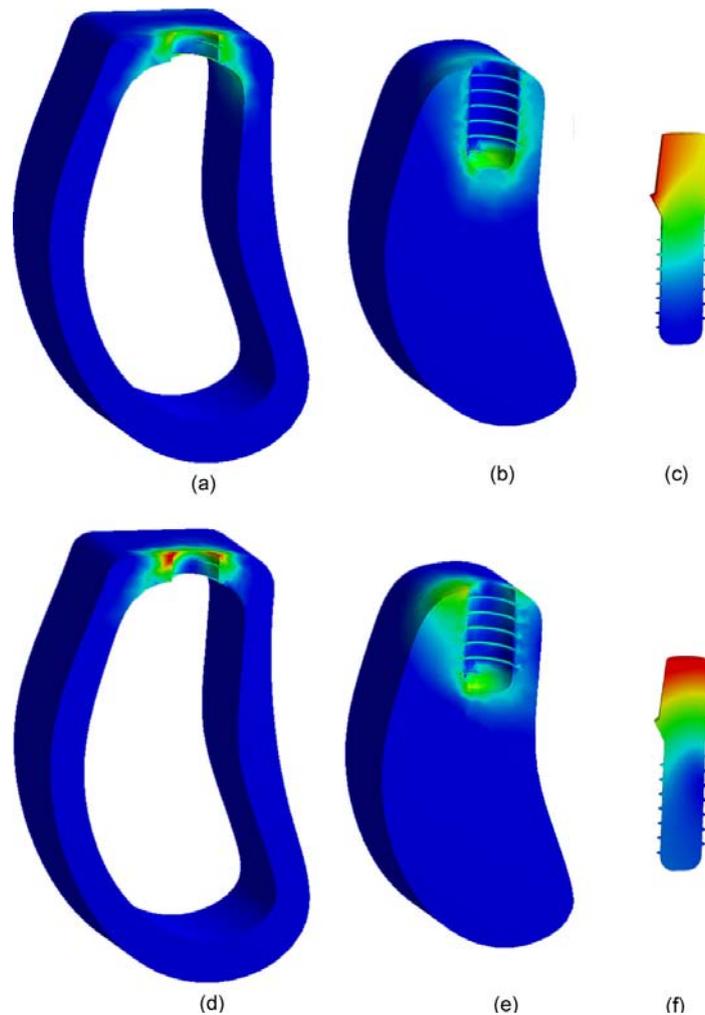


Fig.III.13: Vue en coupe illustrant la distribution des contraintes équivalentes dans l'os de mâchoire et du déplacement dans l'implant/pilier

Contraintes équivalentes dans l'os cortical (a) et l'os spongieux (b) sous charge axiale.

Déplacement dans l'implant/pilier sous la charge axiale (c).

Contraintes équivalente dans l'os cortical (d) et l'os spongieux (e) sous la charge bucco lingual

Déplacement entre l'implanter/pilier sous la charge bucco lingual(f).

III. 5. Travaux de Jie Yang et Hong-Jun Xiang

En 2006, **Jie Yang et Hong-Jun Xiang [25]** ont étudié le comportement biomécanique des implants dentaires FGBM en utilisant la méthode des éléments, en tenant compte de l'interaction entre l'implant et l'os environnant sous chargements statiques et harmonique induits par les forces occlusales (figure III.14).

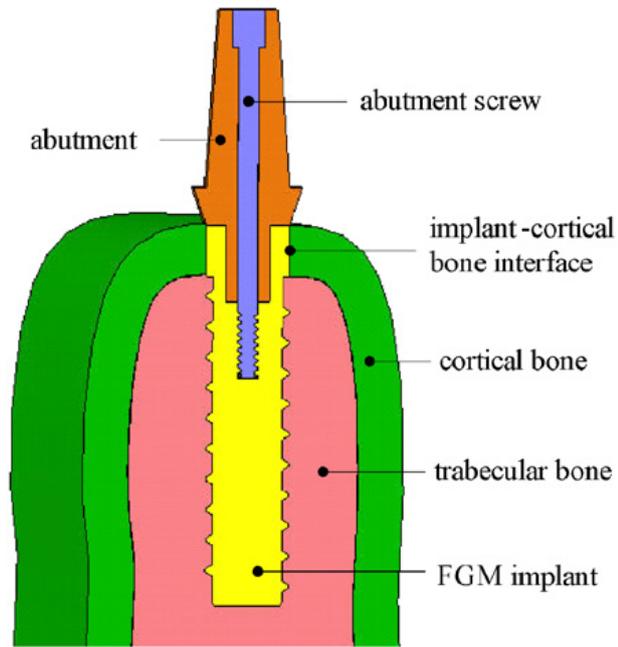


Fig.III.14:Représentation de l'implant FGBM dentaire et l'os environnant (mâchoire)

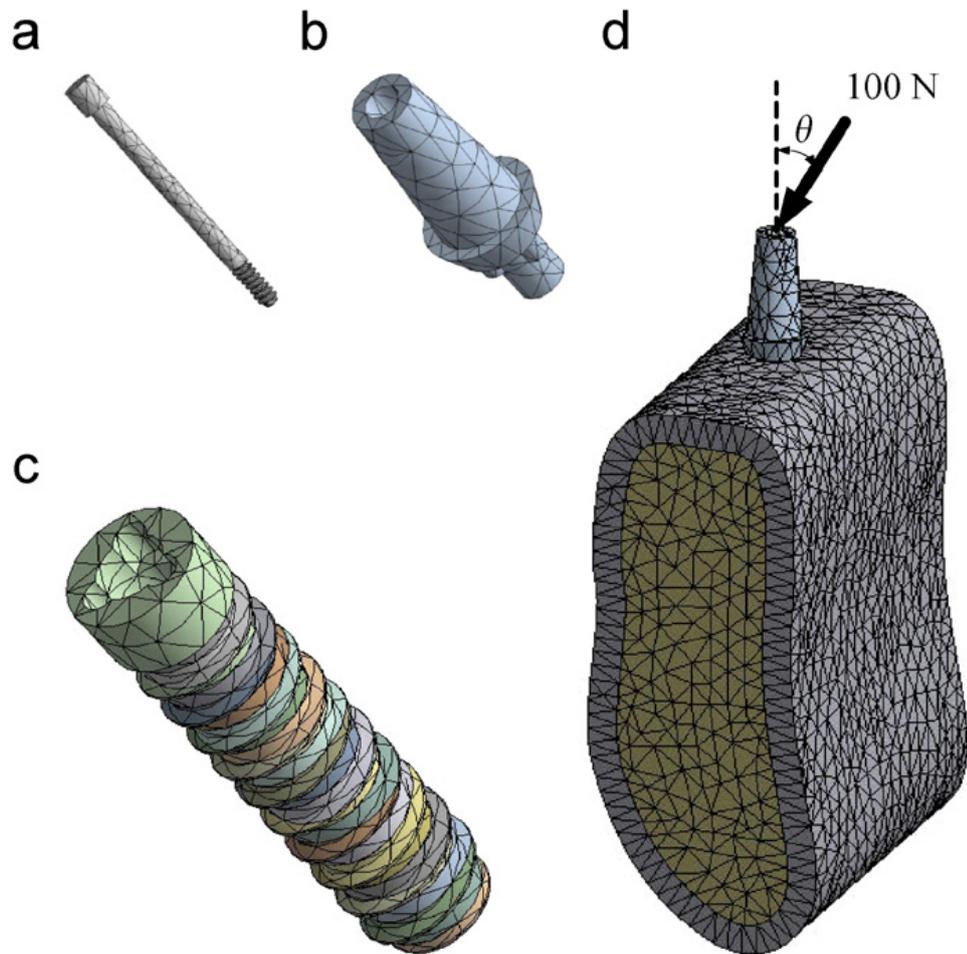


Fig.III.15:Maillage de : (a) vis,(b) Pilier,(c)Implant,(d) l'ensemble et la force occlusale.

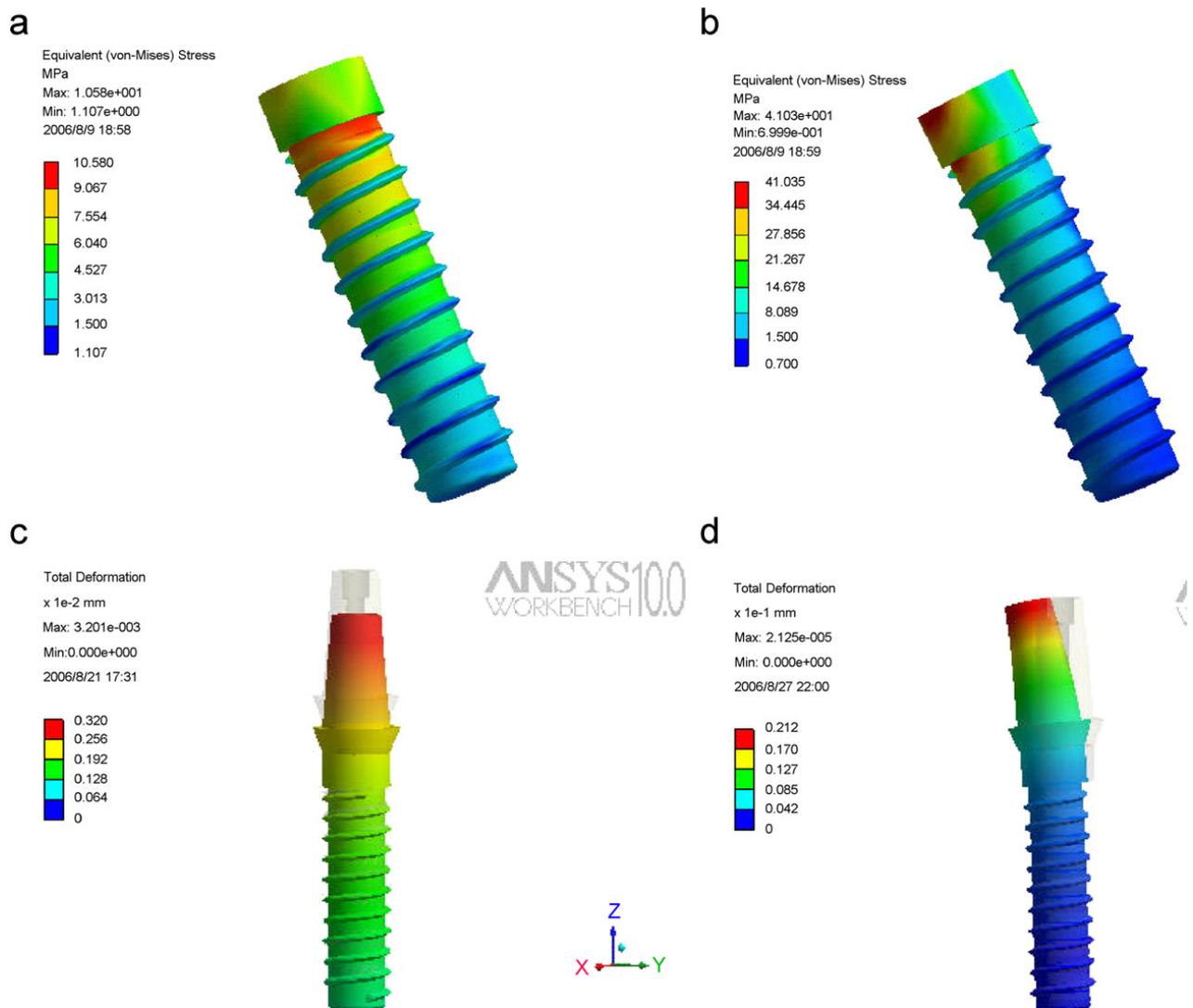


Fig.III.16:Distribution des contraintes de Von-Mises et déformation totale de l'implant

- (a) sous une force occlusale verticale
- (b) sous une force occlusale inclinée
- (c) déformation totale sous une force occlusale verticale
- (d) déformation totale sous une force occlusale inclinée

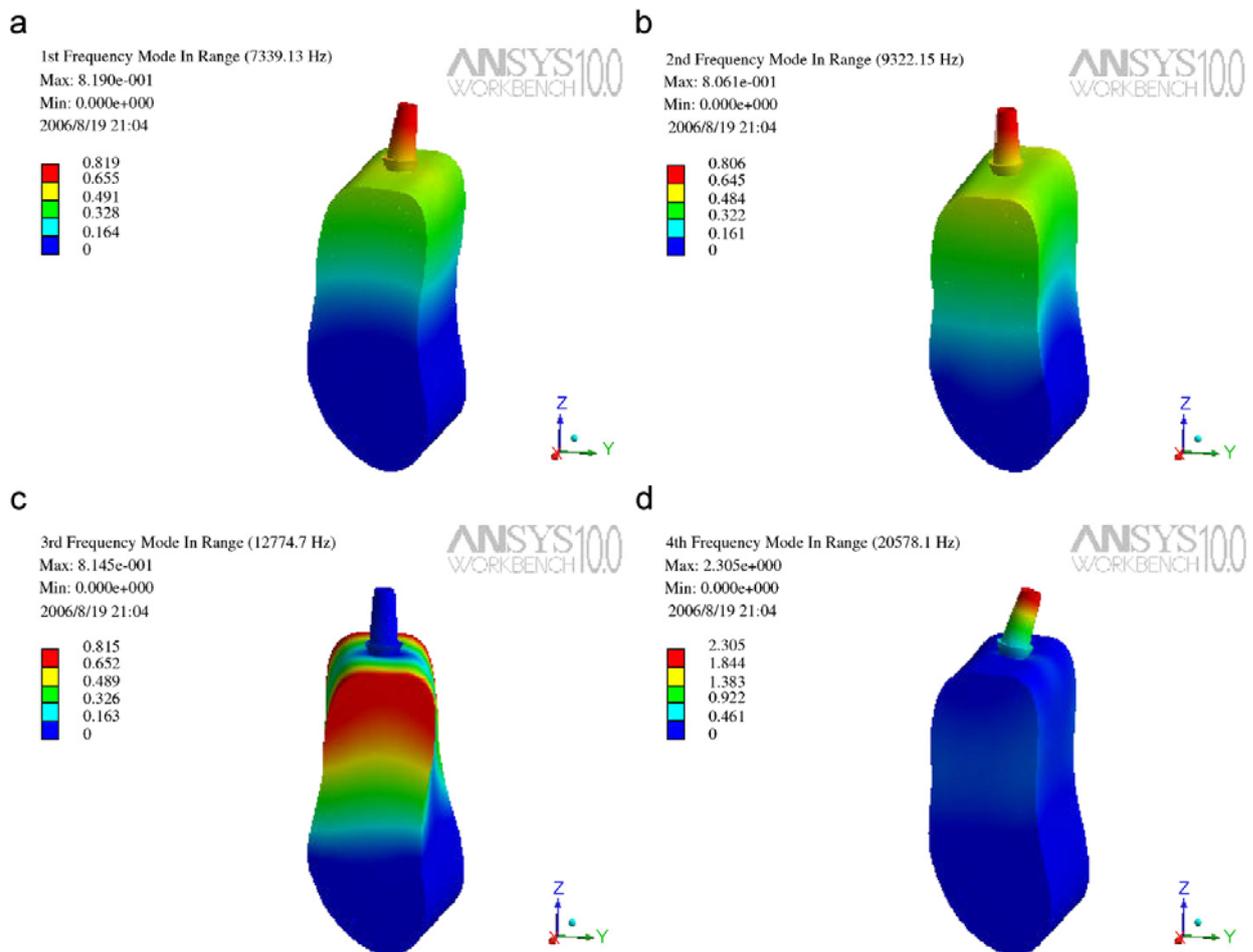


Fig.III.17:Quatre modes déformés de l'implant/os
(a) Mode 1,(b) Mode 2,(c)Mode 3,(d)Mode 4.

Ils ont conclu que L'utilisation d'un implant FGBM réduit efficacement les contraintes à l'interface implant-os.

- La contrainte maximal de Von- Mises est située dans le début du premier filet de l'implant FGBM et la zone de contact entre l'os cortical –implant.
- Un indice de la fraction volumique plus grand contribue à réduire la contrainte maximale à l' interface implant-os.

III. 5. Conclusion

A travers cette brève et très récente synthèse bibliographique, il est question pour nous d'acquérir la technique de simulation numérique des prothèse dentaires, et surtout de pouvoir prédire leur comportement statique, dynamique modal et à la fatigue, afin d'estimer la durée de vie et l'endommagement de ces derniers.

Chapitre V

Analyse par FEM en Statique et Dynamique de la Prothèse Dentaire

IV.1. Modélisation de l'implant et la prothèse dentaire

IV.1.1. Introduction

Le modèle choisi est un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire. Dans cette étude, L'os Trabéculaire (spongieux) a été modélisé comme étant une structure pleine de 24,2 mm de hauteur et 16,3 mm de largeur fondu dans une couche de 2 mm d'os cortical, voir figure IV.1. Une vis (ou implant) en alliage de titane de 4,1 mm diamètre et de 12 mm de longueur enfoncée dans la mâchoire, reçoit un pilier du même matériau et de 8 mm de hauteur. Pour la surface occlusale (couronne dentaire), on a utilisé de la porcelaine feldspathique d'une épaisseur de 1.5 mm, pour l'armature un alliage de chrome/cobalt a été employé avec une épaisseur de 0,5 mm. La couche de ciment a une épaisseur de 60 µm [2]. L'implant et ses composants ont été modélisés en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) solidworks 2007. Le modèle complet en coupe est montré dans la figure IV.1.



Fig. IV.1 : Prothèse dentaire étudiée. Vue 3D en coupe.

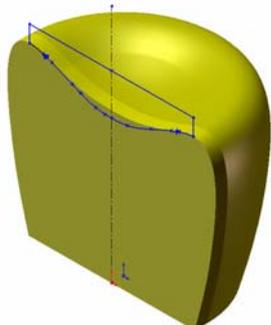
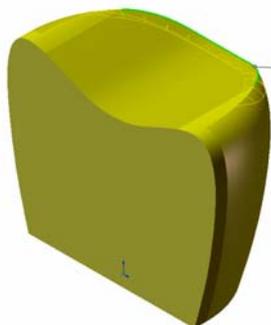
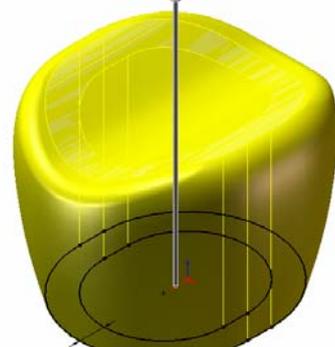
IV.1.2. Modélisation

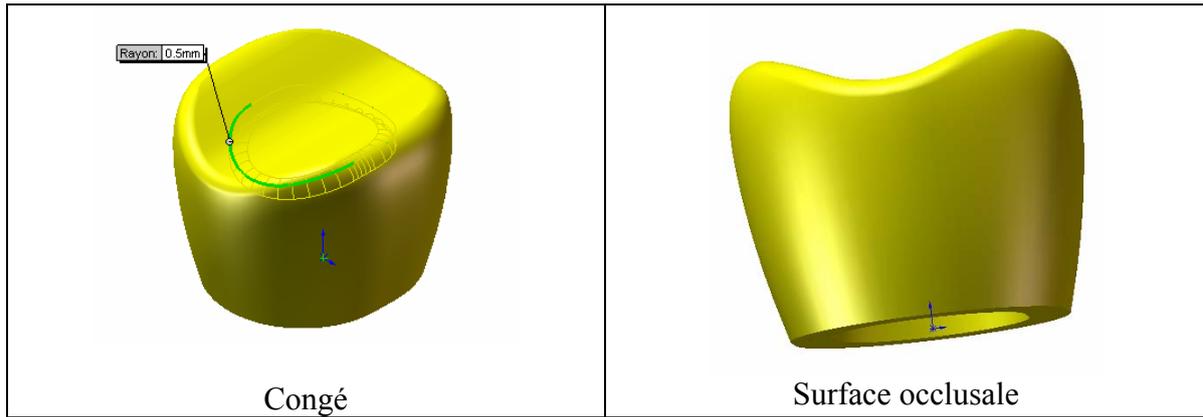
Le dessin et la conception sont réalisés avec le logiciel solidworks 2007, les dimensions dépendent de chaque patient, le médecin fait l'analyse de l'anatomie des mâchoires (en particulier le volume osseux disponible) par un examen clinique et radiologique (souvent à l'aide d'un scanner). Il détermine ainsi la solution et les dimensions les plus appropriées au cas présenté. Les dimensions de l'implant et ses composants sont prises à partir des références [2], [23], [24].

IV.1.2.1 Modélisation de la couronne (surface occlusale)

La couronne dentaire représente la surface occlusale, elle est généralement réalisée en céramique dentaire, la modélisation est basée sur les courbes b-splines. Les étapes de dessins sont montrées dans le tableau IV.2.

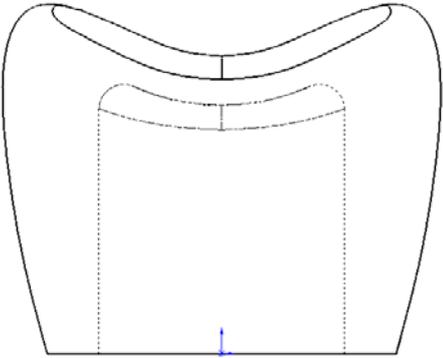
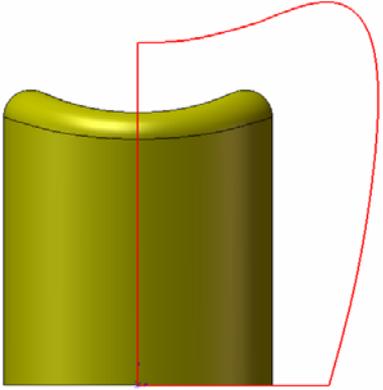
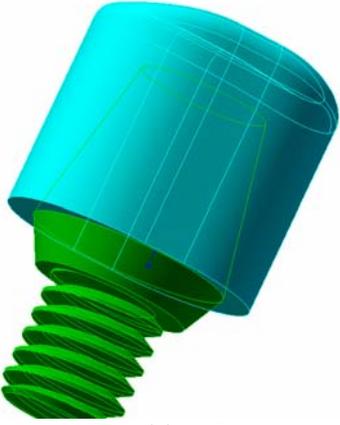
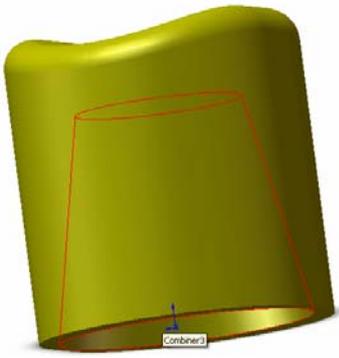
Tableau IV.2 : Etapes de dessins de la surface occlusale

Etape 5	Etape 6
 <p>Esquisse pour enlever la matière</p> <p>Etape 7</p>	 <p>Enlèvement de matière+ congé</p> <p>Etape 8</p>
 <p>Symétrie 2</p> <p>Etape 9</p> <p>Extrusion 2</p>	 <p>Coque</p> <p>Etape 10</p> <p>Symétrie 1</p>

Suite du tableau IV.2 : Etapes de dessins de la couronne**IV.1.2.2. Modélisation de l'armature**

C'est une pièce intermédiaire entre la couronne et le pilier, elle est réalisée en alliage de Cr-Co, la modélisation est basée sur les courbes b-splines. Les étapes de dessins sont montrées dans le tableau IV.3

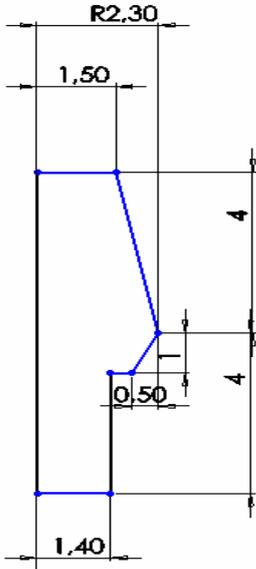
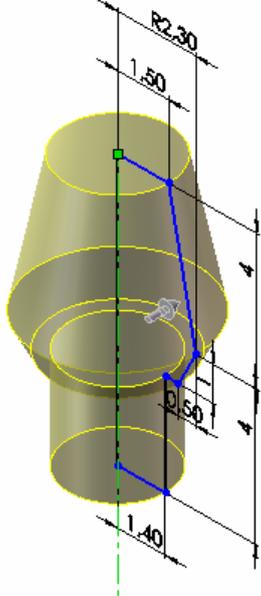
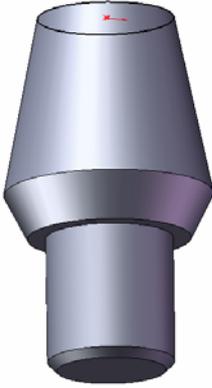
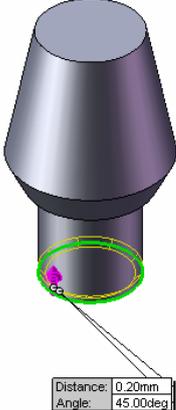
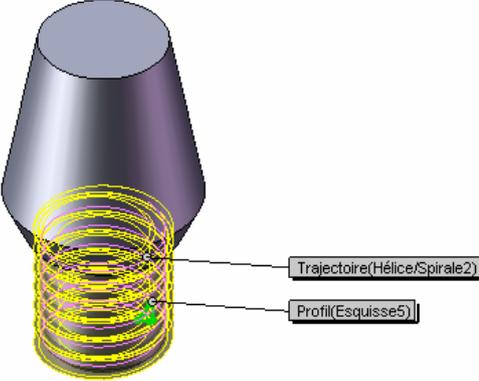
Tableau IV.3 : Etapes de dessins de l'armature

<p style="text-align: center;">Etape 1</p>  <p style="text-align: center;">Esquisse</p>	<p style="text-align: center;">Etape 2</p>  <p style="text-align: center;">Combiné1</p>
<p style="text-align: center;">Etape 3</p>  <p style="text-align: center;">Combiner2</p>	<p style="text-align: center;">Etape 4</p>  <p style="text-align: center;">Enlèvement de matière</p>
<p style="text-align: center;">Etape 5</p>  <p style="text-align: center;">Armature</p>	<p style="text-align: center;">Etape 6</p>  <p style="text-align: center;">Armature</p>

IV.1.2.3. Modélisation du pilier

C'est une pièce intermédiaire entre l'implant (la vis) et l'armature, elle est réalisée généralement en titane. Les étapes de dessins sont montrées dans le tableau IV.4.

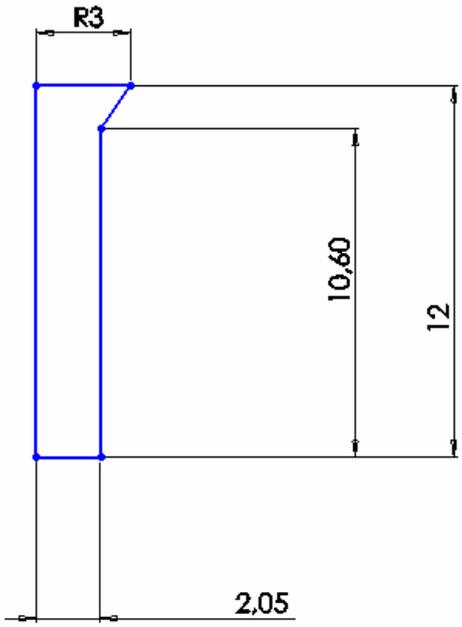
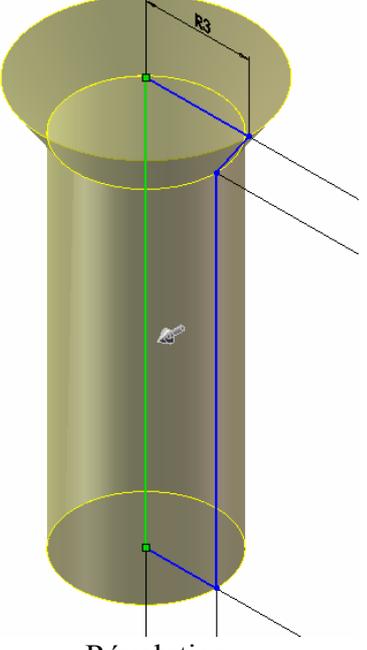
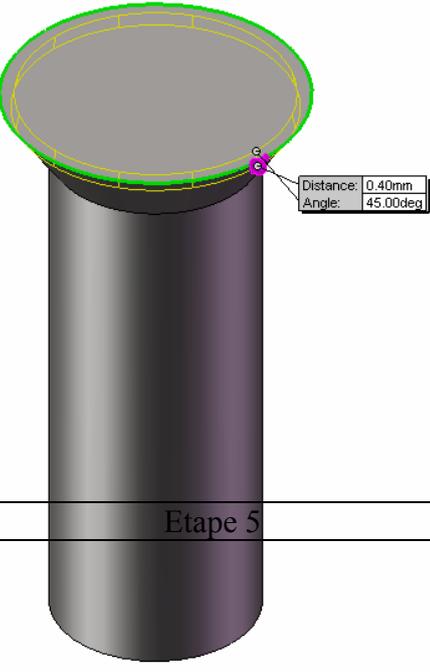
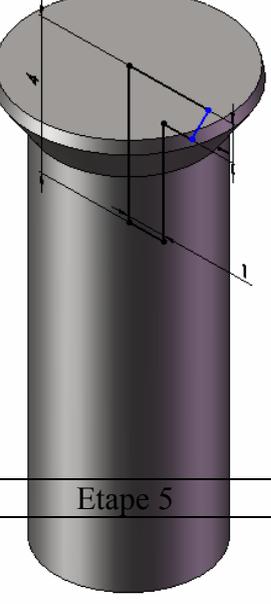
Tableau IV.4 : Etapes de dessins du pilier

<p style="text-align: center;">Etape 1</p>  <p style="text-align: center;">Esquisse 2D</p>	<p style="text-align: center;">Etape 2</p>  <p style="text-align: center;">Révolution</p>
<p style="text-align: center;">Etape 3</p>  <p style="text-align: center;">Révolution</p>	<p style="text-align: center;">Etape 4</p>  <p style="text-align: center;">Chanfrein 1</p>
<p style="text-align: center;">Etape 5</p>  <p style="text-align: center;">Filetage</p>	<p style="text-align: center;">Etape 6</p>  <p style="text-align: center;">Pilier</p>

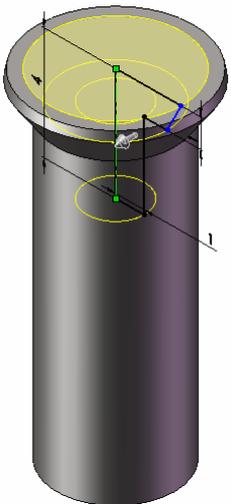
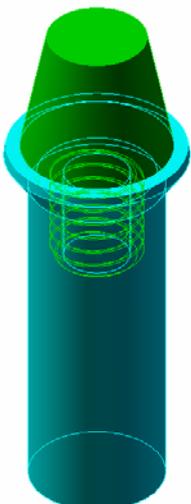
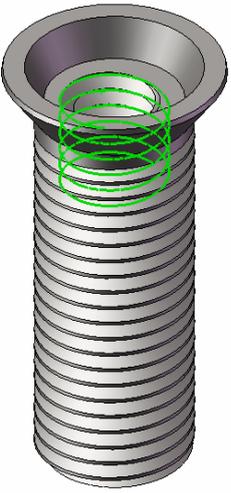
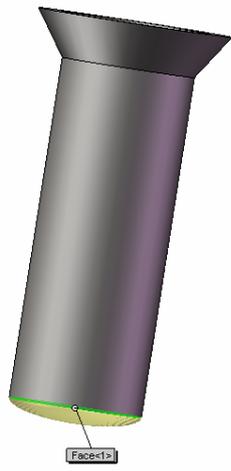
IV.1.2.4. Modélisation de l'implant

L'implant dentaire est une vis ancrée dans l'os de la mâchoire .C'est une pièce intermédiaire entre le pilier et la mâchoire, elle est réalisée en alliage de titane ou zircone. Les étapes de dessin sont montrées dans le tableau IV.5

Tableau IV.5 : Etapes de dessins de l'implant

<p style="text-align: center;">Etape 1</p>  <p style="text-align: center;">Esquisse 2D</p>	<p style="text-align: center;">Etape 2</p>  <p style="text-align: center;">Révolution</p>
<p style="text-align: center;">Etape 3</p>  <p style="text-align: center;">Chanfrein 1</p>	<p style="text-align: center;">Etape 4</p>  <p style="text-align: center;">Esquisse 2D du trou</p>
<p style="text-align: center;">Etape 5</p>	<p style="text-align: center;">Etape 5</p>

Suite du tableau IV.5 : Etapes de dessins de l'implant

 <p>Enlèvement de matière-balayage</p>	 <p>Combiner</p>
<p>Etape 6</p>	<p>Etape 7</p>
 <p>Tarudage</p>	 <p>Dôme</p>
<p>Etape 7</p>	<p>Etape 8</p>
 <p>Filetage</p>	 <p>Implant dentaire</p>

IV.1.2.5. Modélisation de la mâchoire

La mâchoire est représentée en deux parties (coté extérieur et coté intérieur), le coté extérieur représente l'os cortical et le coté intérieur l'os trabéculaire. Les étapes de dessins sont montrées dans les tableaux (IV.6) et (IV.7).

Tableau VI.6 : Etapes de dessins de la mâchoire (l'os cortical)

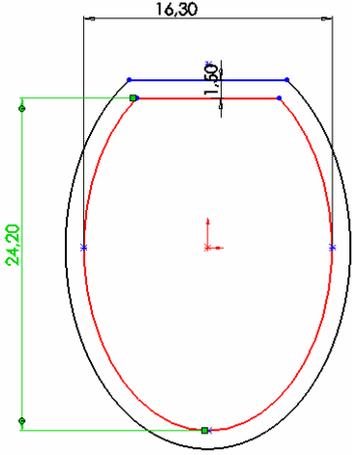
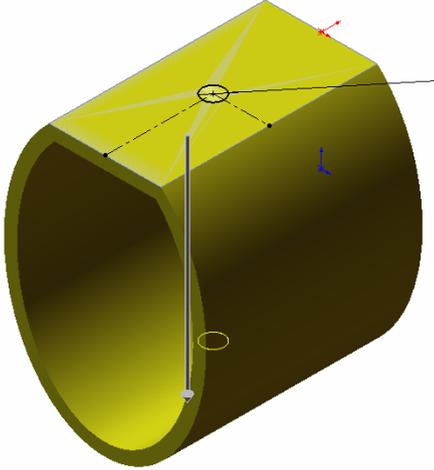
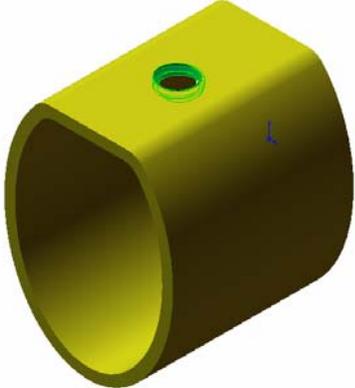
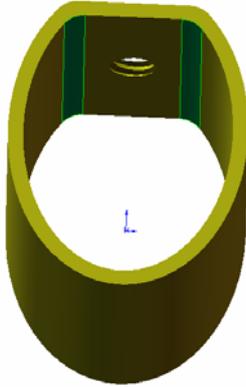
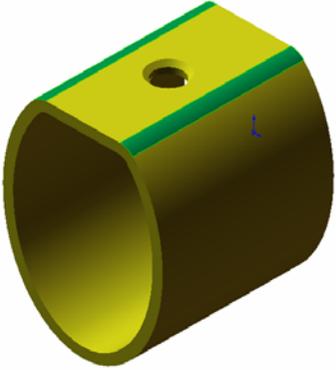
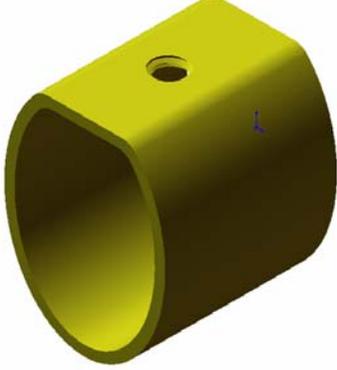
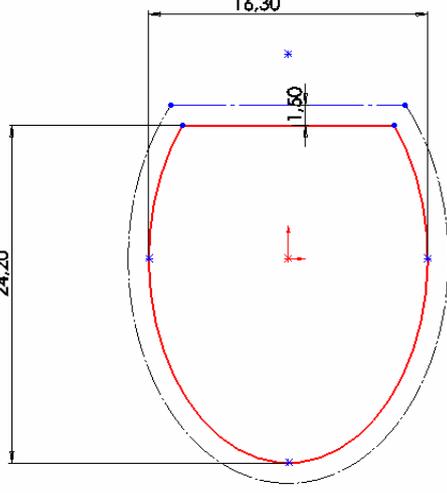
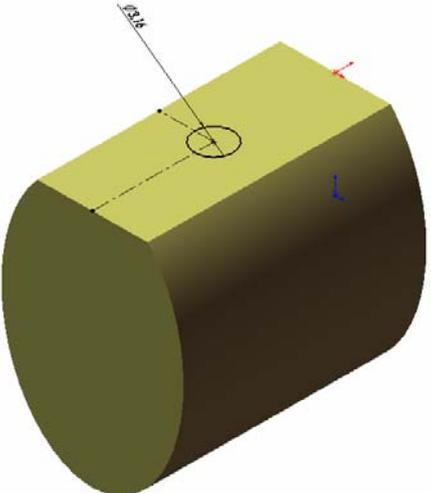
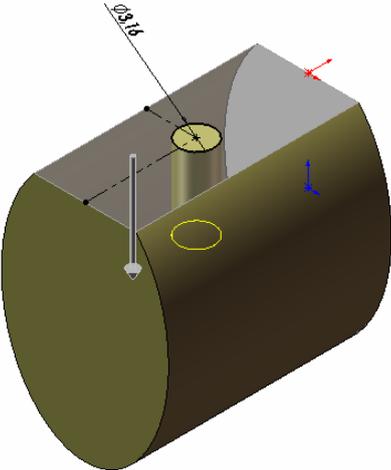
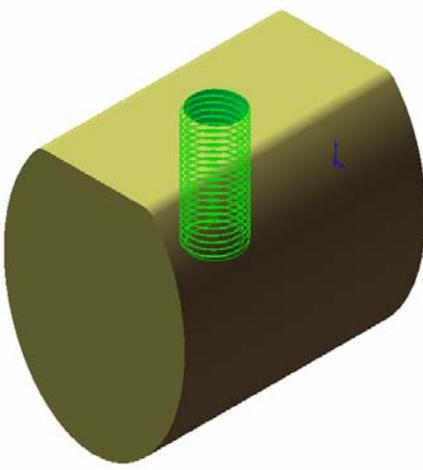
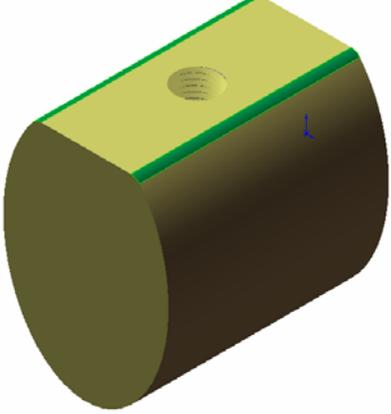
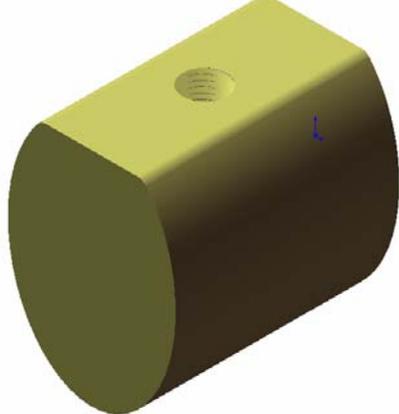
<p style="text-align: center;">Etape 1</p>  <p style="text-align: center;">Esquisse 2D</p>	<p style="text-align: center;">Etape 2</p>  <p style="text-align: center;">Extrusion et esquisse du trou</p>
<p style="text-align: center;">Etape 3</p>  <p style="text-align: center;">Taraudage</p>	<p style="text-align: center;">Etape 4</p>  <p style="text-align: center;">Congé1</p>
<p style="text-align: center;">Etape 5</p>  <p style="text-align: center;">Congé2</p>	<p style="text-align: center;">Etape 6</p>  <p style="text-align: center;">Mâchoire (os cortical)</p>

Tableau IV.7 : Etapes de dessins de la mâchoire (l'os trabéculaire) [1]

Etape 1	Etape 2
 <p data-bbox="427 817 590 853">Esquisse 2D</p>	 <p data-bbox="917 817 1284 853">Extrusion et esquisse du trou</p>
Etape 3	Etape 4
 <p data-bbox="359 1400 662 1435">Enlèvement de matière</p>	 <p data-bbox="1029 1388 1173 1424">Taraudage</p>
Etape 5	Etape 6
 <p data-bbox="462 1971 550 2007">Congé</p>	 <p data-bbox="925 1982 1268 2018">Mâchoire (os trabéculaire)</p>

Dans le tableau ci-dessous, sont regroupés les matériaux et les dimensions des différents composants de l'implant et la prothèse dentaire.

Tableau IV.1 : Matériaux et dimensions des différents composants [2].

composante	matériaux	Dimensions
Mâchoire (Région de la 2^{ème} prémolaire)	L'os spongieux	24.2 mm de hauteur et 16.3 mm largeur pour l'os spongieux, entouré par 2 mm d'os compact ou os cortical.
	L'os cortical	
Implant	Ti-6Al-4V	Ø 4.1 mm × 12 mm
Pilier	Ti-6Al-4V	8 mm de hauteur
Couronne armature	Alliage de Cobalt chrome	Epaisseur=0.5
Surface occlusale	Céramique feldspathique	Epaisseur=1.5mm
Cément	Cément	Epaisseur=60 um

IV.1.3. Représentation de l'assemblage implant/prothèse dentaire en vues éclatées

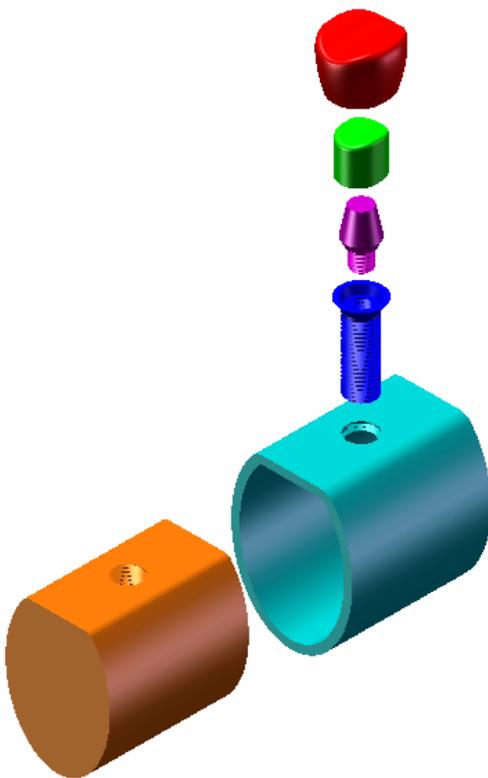


Fig. IV.2 : Assemblage en perspective isométrique

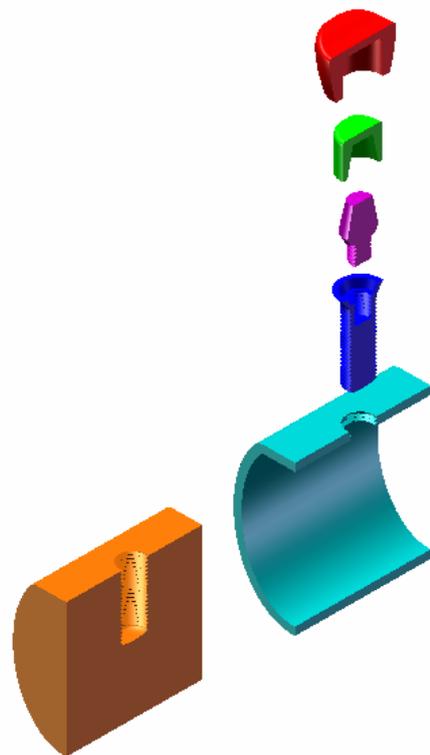


Fig. IV.3 : Vue éclatée en coupe

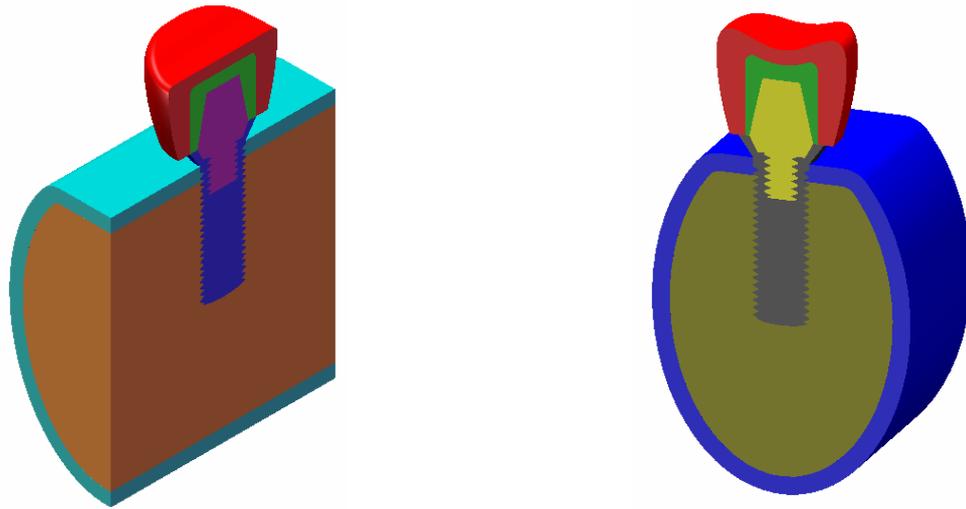


Fig. IV.4 : Assemblage en coupe

IV.1.4. Conclusion

Nous avons choisi un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire d'après [2]. L'ensemble est composé de six pièces : la couronne en céramique feldspathique, l'armature en alliage de Chrome-Cobalt, le pilier/implant en alliage de titane et la mâchoire qui est composée de l'os spongieux et l'os cortical.

L'implant et ses composants ont été modélisés en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) SolidWorks 2007.

Dans le prochain chapitre, nous allons faire une analyse en Statique et Dynamique de l'implant et la prothèse dentaire en utilisant la méthode des éléments finis et moyennant le logiciel d'analyse ANSYS Workbench.

Chapitre IV

Dessin, Conception et Modélisation de l'Implant et la Prothèse Dentaire

V.1. Modélisation par éléments finis

V.1.1. Introduction

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure.

Ce chapitre sera d'abord consacré à l'analyse statique et dynamique de l'implant dentaire modélisé dans le chapitre précédent, ainsi qu'à l'ensemble des méthodes récentes associées à la génération de ces modèles : maillage, attribution des propriétés des matériaux et définition des conditions de chargement, validation du modèle.

V.1.2. Matériaux utilisés pour les différents composants de l'implant dentaire

- Titane : L'implant et le pilier sont réalisés en alliage de titane (Ti6Al4V).
- Alliage de cobalt-chrome : L'armature est réalisée en alliage de Cobalt-Chrome (Co-Cr).
- Céramique feldspathique : La couronne est faite en céramique feldspathique.
- Os : La mâchoire est constituée de l'os spongieux entouré de l'os cortical.
 - *Os cortical* : L'os cortical, parfois appelé os compact, constitue la paroi externe des os. Il est formé d'une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, reliées entre elles par des lamelles interstitielles issues des restes d'ostéons antérieurs. De cet ensemble résulte une structure compacte, hétérogène et anisotrope.
 - *Os spongieux ou l'os trabéculaire* : L'os spongieux est le composant interne des corps vertébraux, des épiphyses des os longs, ou encore des os plats et des os courts. Il est constitué de travées, dans différentes directions, qui forment une structure alvéolaire.

V.1. 3. Propriétés des matériaux utilisés dans l'étude

Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont montrées dans le **tableau V.1**

Tableau V.1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire. [1]

Matériaux	Module de Young (GPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite de rupture (MPa)
Ti-6Al-4V	110	0.32	800
Alliage de Cobalt chrome	220	0.30	720
Céramique feldspathique	61.2	0.19	500
Os	14.7	0.30	130
gencive	0.0196	0.30	–
Cément	14	0.35	29
Os cortical (anisotrope)	$E_x = E_y = 11.5$ GPa $E_z = 17$ GPa $G_{xy} = 3.6$ GPa $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$ GPa	$\nu_{xy} = 0.51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	130
Os trabéculaire	$E = 2.13$	$\nu = 0.3$	130

V.1. 4. Maillage

Le logiciel ANSYSworkbench dispose d'un puissant mailleur automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté. Pour le comportement étudié, nous avons utilisé des éléments tétraédriques, de type Solid187, Conta174 et Targe170 conforme aux surfaces paramétriques définies (**Figure.V.1**).

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

Nom de type d'élément générique	Nom ANSYS	Description
Tétraèdre quadratique à 10 noeuds	Solid187	10 Node Tetrahedral Structural Solid
Contact triangulaire quadratique	Conta174	3D 8 Node Surface to Surface Contact
Cible triangulaire quadratique	Targe170	3D Target Segment

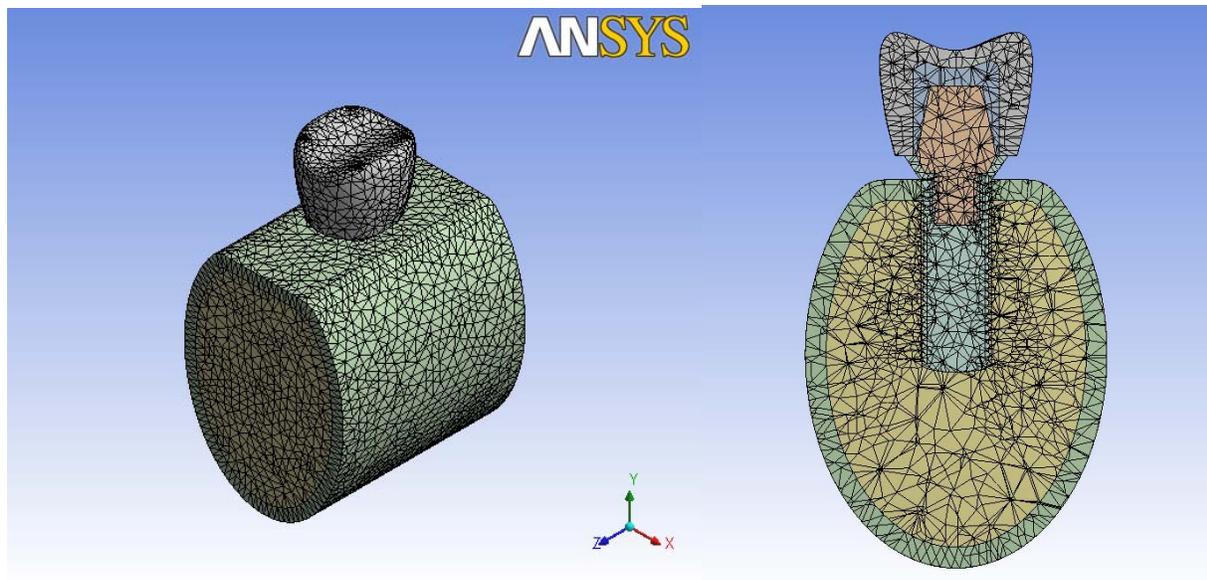


Fig.V.1 : Maillage global de l'ensemble

V.1. 4.1. Maillage des différents composants

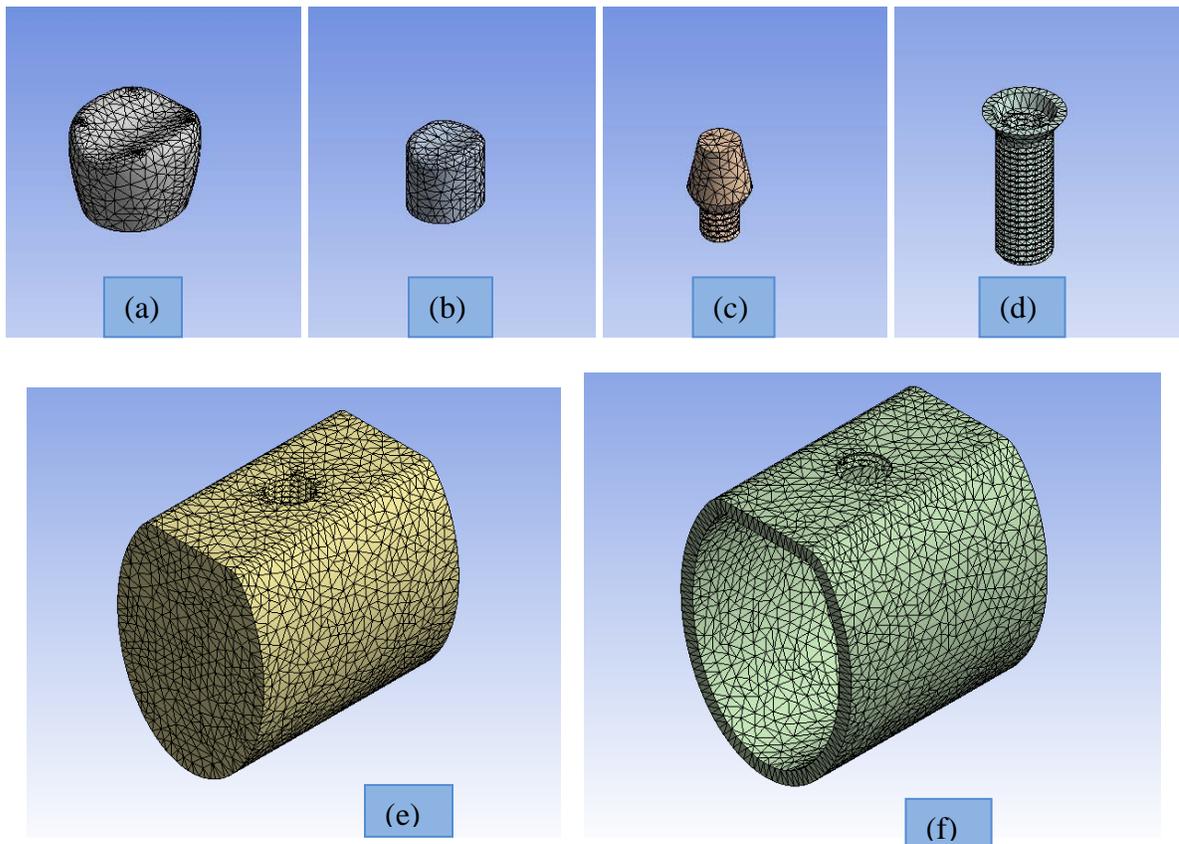


Fig.V.2 : Maillage de la surface occlusale (a), de l'armature (b), du armature (c), de l'implant (d) et de la mâchoire (os cortical et spongieux respectivement) (e) et (f).

V.1. 4.2. Statistiques

Les résultats du maillage sont représentés dans le tableau V.3.

Tableau V.3. Résultats du maillage

	Nœuds	Eléments
Surfaces occlusale	6163	3329
couronne	2164	1053
Pilier	4235	2059
Implant	17273	8151
Mâchoire (os trabéculaire)	66613	42813
Mâchoire (os cortical)	21096	10152

V.2. Analyse statique

V.2. 1. Conditions de chargement

Les forces occlusales s'appliquent chaque fois qu'il existe des contacts dento-dentaires. Ces contacts se produisent lors de la mastication déglutition durant un temps assez court. Ces forces occlusales dépendent de la force musculaire du patient, de l'équilibre occlusal, des paras fonctions, de la situation des dents et de leurs états parodontaux et des habitudes alimentaires [27]. Les efforts de mastication varient d'une personne à une autre.

En se basant sur le travail de Oguz [2], les grandeurs de force, ainsi que le point d'application, ont été choisies de la façon suivante : Le chargement de l'implant(à trois dimensions), avec des forces de 17.1 Newton, 114.6 Newton, et 23.4 Newton, respectivement dans les directions linguale, axiale et mesio-distale, voir (**Figure.V.3**) .

La force moyenne simulée de mastication a une direction oblique par rapport à la normale. Cette composante est représentée par la force de 118.2 N avec un angle approximatif de 75° avec la normale. Le modèle de FEM était fixe sur le fond des mandibules comme montré dans la figure. On a considéré que la dent est au commencement à une température uniforme de 36 °C, puis simulée dans le cas d'un changement brusque de température tel que : un liquide chaud à (60 °C) et puis froid à (15 °C). Une analyse thermique d'élément fini passager a été effectuée pour établir les températures nodales à chaque fois qu'on fait un pas. On a supposé que ces températures ont été maintenues constantes pendant une période de 1 s, ce qui signifie que le liquide chaud et le liquide froid ont été maintenus pendant 1 s dans la bouche [26], [28], [29]et [30].

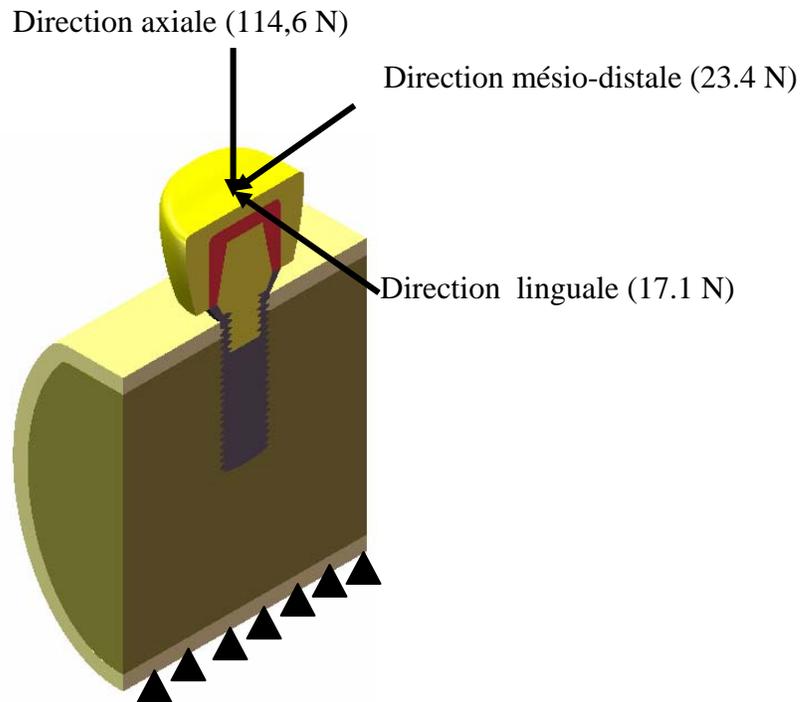


Fig.V.3: Chargements appliqués et conditions aux limites.

V.2.2. Résultats obtenus

Nous présentons dans ce qui suit les résultats de l'analyse statique en vue de faire une première validation à la résistance et à la rigidité. Les résultats de l'étude statique englobent les déformations et contraintes normales et de Von-mises pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour chaque élément constitutif.

V.2.2.1. Déformée totale

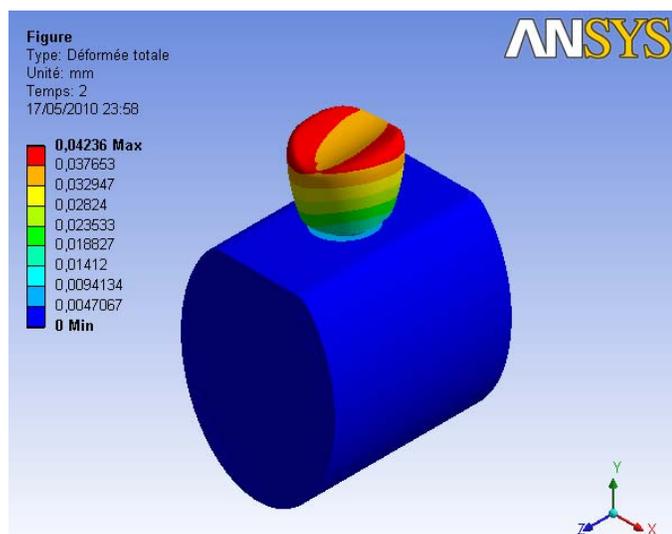


Fig.V.4.: Déformée totale de tous les corps

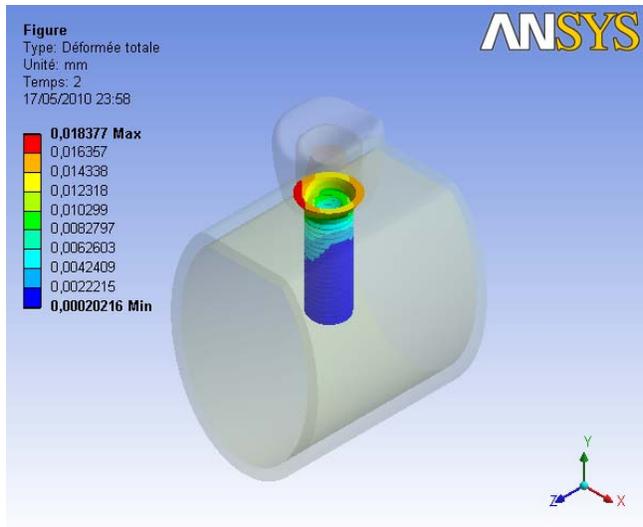


Fig.V.5.: Déformée totale de l'implant

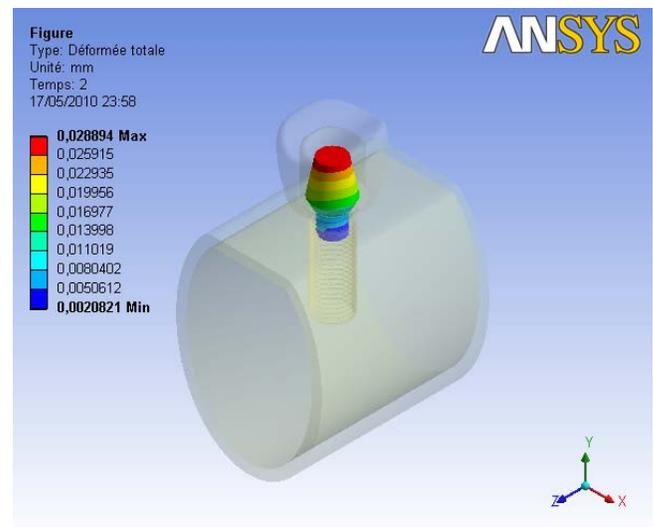


Fig.V.6.: Déformée totale du pilier

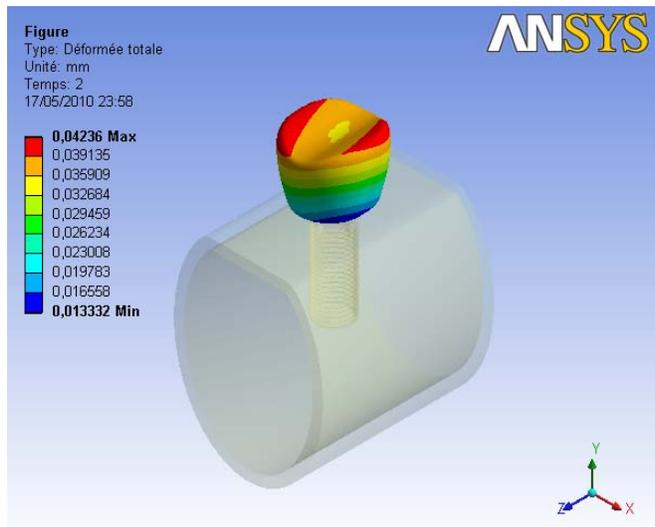


Fig.V.7: Déformée totale de la surface occlusale

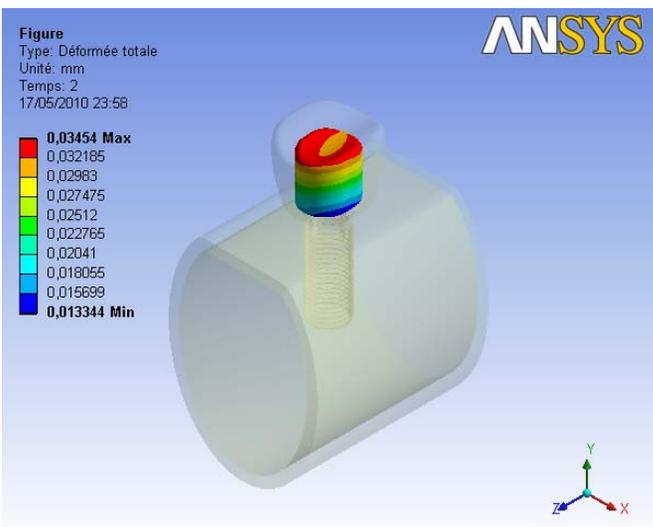


Fig.V.8: Déformée totale de l'armature

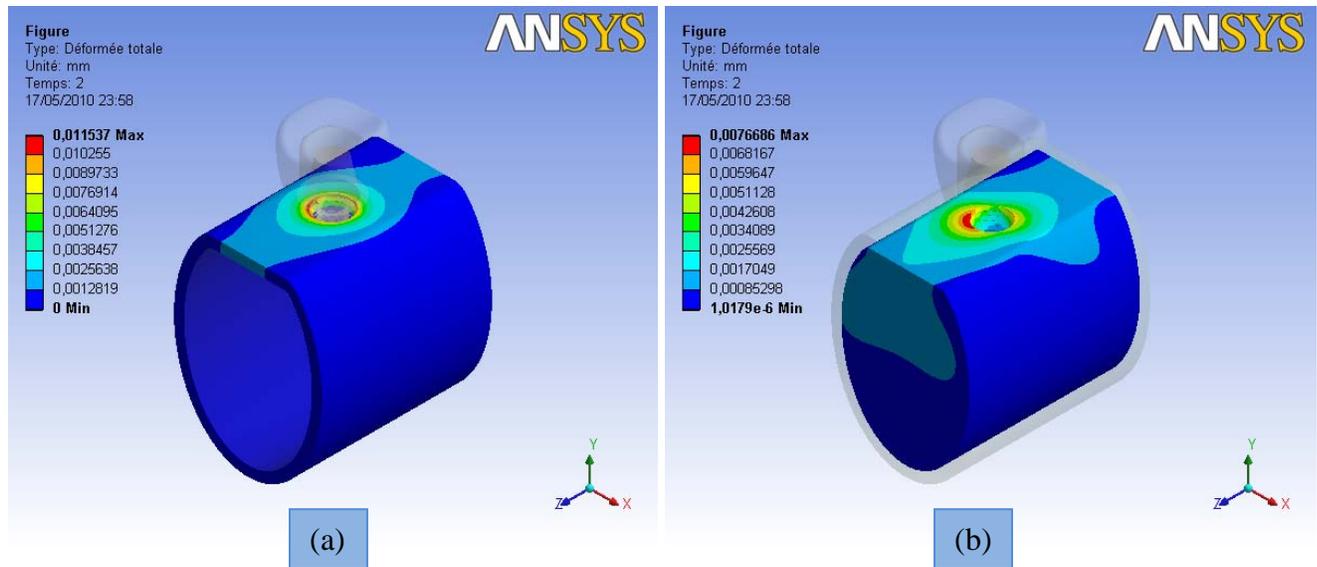


Fig.V.9.: Déformée totale de la mâchoire, os cortical (a), os spongieux (b)

Tableau V.4. Récapitulatif des résultats obtenus pour la déformée totale

Composants	Déformée totale (mm)	
	Max.	Min.
Tous les corps	4,236e-002	0
Surface occlusale	4,236e-002	1,3332e-002
Armature	3,454e-002	1,3344e-002
Pilier	2,8894e-002	2,0821e-003
Implant	1,8377e-002	2,0216e-004
Mâchoire (os cortical)	1,1537e-002	0
Mâchoire (os spongieux)	7,6686e-003	1,0179e-006

o Interprétation des résultats

La constatation générale que l'on peut faire, c'est que, pour l'ensemble de la prothèse ou bien pour chacun des corps constituant cette dernière, les déformations sont infimes relativement à la taille des éléments, cela nous conduit à conclure que l'ensemble reste rigide sous l'effet des forces de mastication engendrées. La deuxième remarque que l'on peut faire, c'est que même la partie la plus fragile de l'ensemble, à savoir l'os spongieux de la mâchoire résiste très bien à la transmission d'efforts.

V.2.2.2. Contraintes de Von-Mises

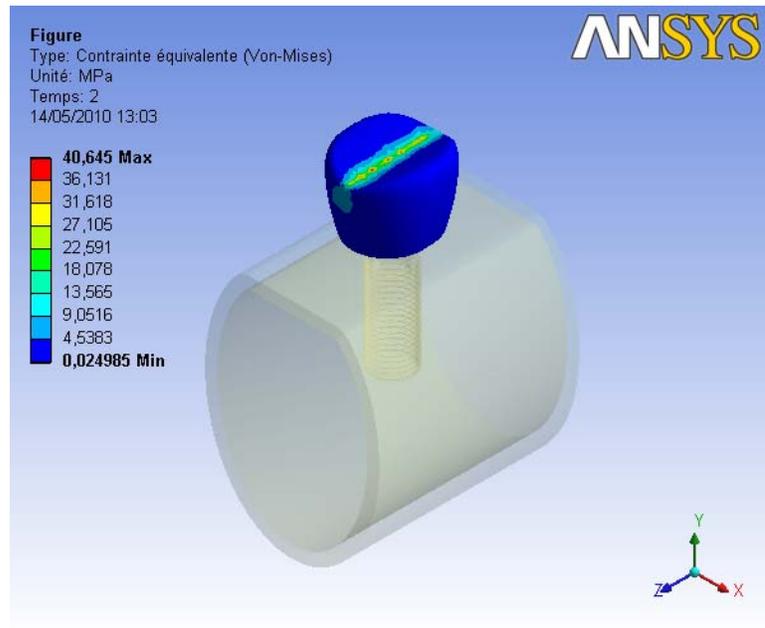


Fig.V.10 : Contrainte de Von-Mises de la surface occlusale

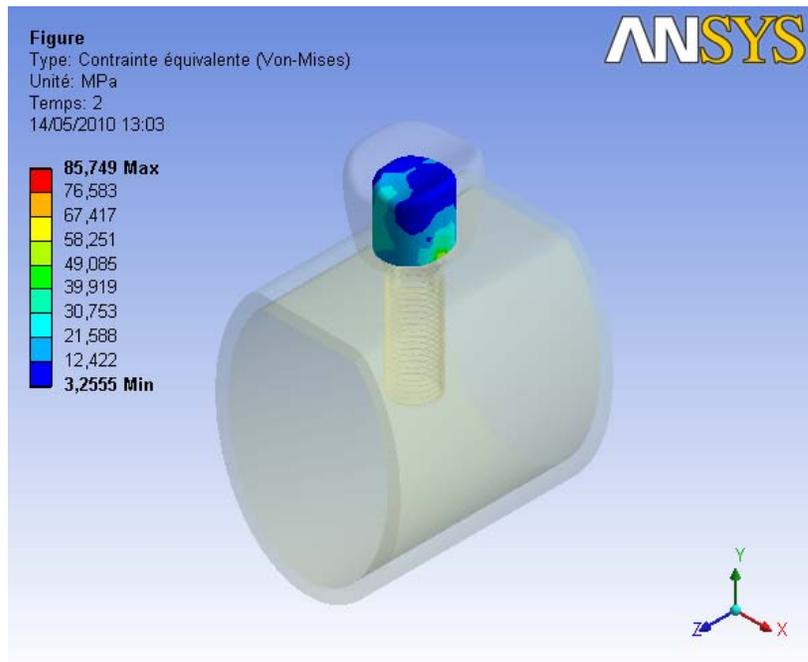


Fig.V.11 : Contrainte de Von-Mises de la couronne

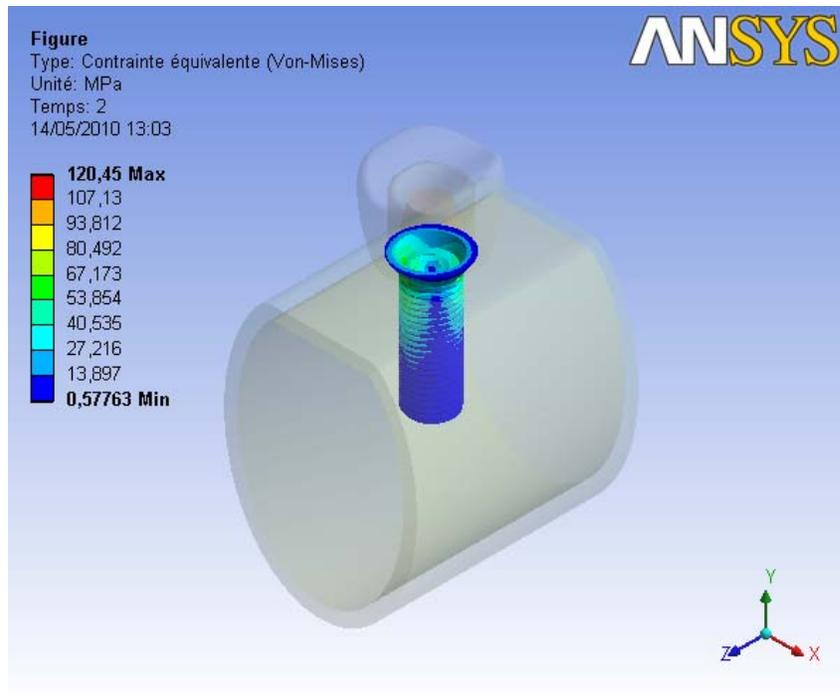


Fig.V.12 : Contrainte de Von-Mises de l'implant

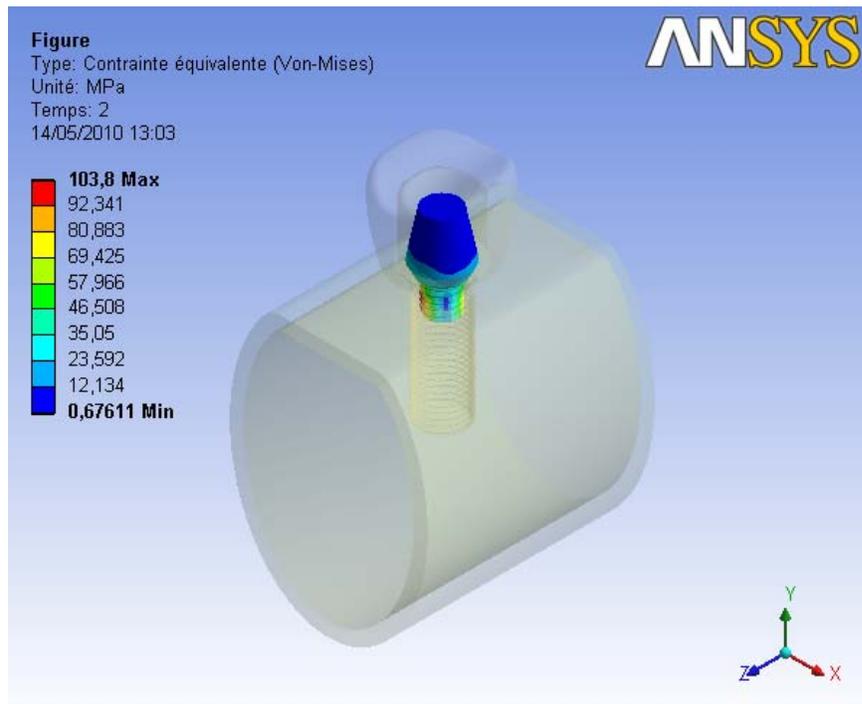


Fig.V.13 : Contrainte de Von-Mises du pilier

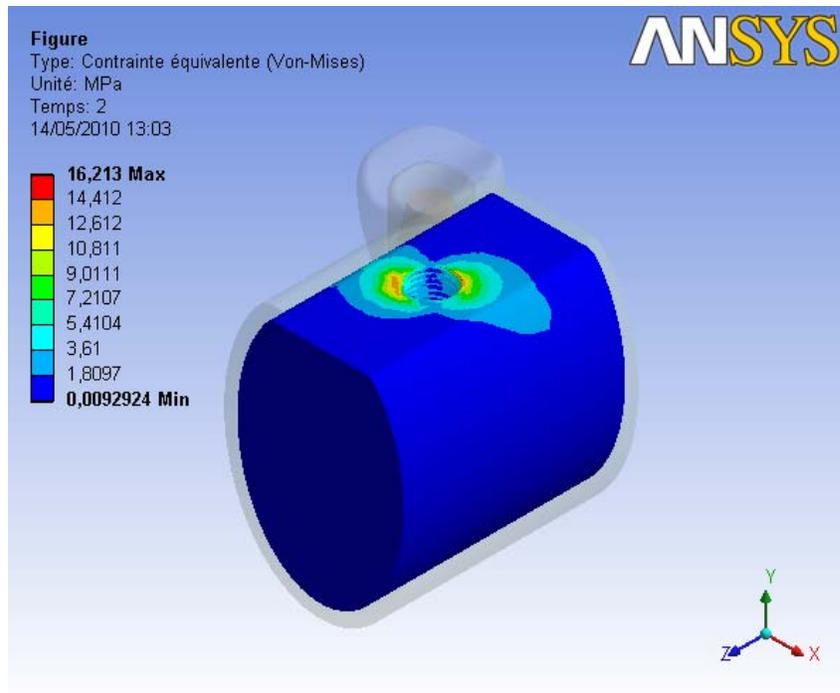


Fig.V.14 : Contrainte de Von-Mises de la mâchoire (os trabéculaire)

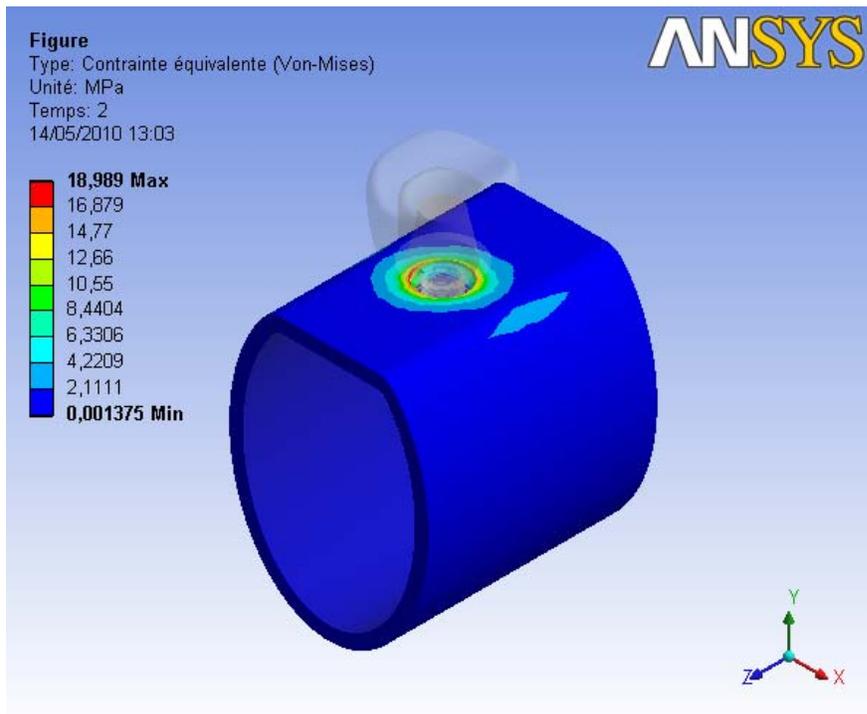


Fig.V.15 : Contrainte de Von-Mises de la mâchoire (os cortical)

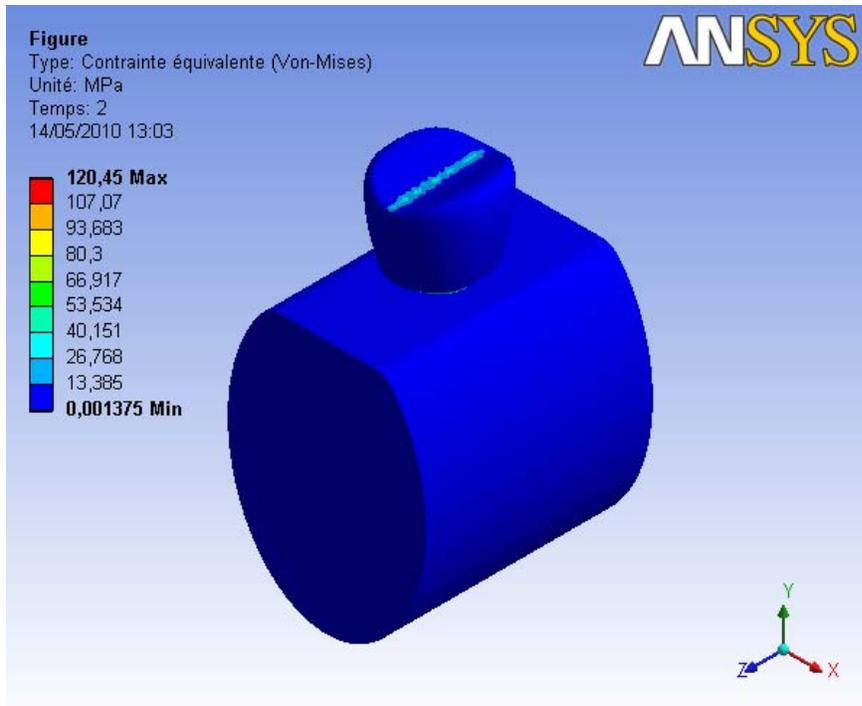


Fig.V.16 : distribution de la contrainte de Von-Mises dans tous les corps

Tableau V.5 : Valeurs maximales et minimales des contraintes équivalentes de Von-Mises.

Contraintes de Von-Mises / Composants	Résultats de Oguz 2006		Résultats de notre travail		Limite élastique du Matériau (MPa)
	σ_{max} (MPa)	σ_{min} (MPa)	σ_{max} (MPa)	σ_{min} (MPa)	
surface occlusale	32,461	0,01	40,645	0,024985	69 (porcelaine)
couronne	110,919	3,147	85,749	3,2555	720 (Co-Cr)
implant	118,317	0,069	120,45	0,57763	462 (Ti-6Al-4V)
pilier	113,955	0	103,8	0,67611	462 (Ti-6Al-4V)
Mâchoire (os spongieux)	17,831	0.01	16,213	0,0092924	130
Mâchoire (os cortical)	17.831	0.01	18,989	0,001375	130

o Interprétation des résultats

Il est question, bien sur ici, de vérifier à la résistance l'ensemble des corps constituant la prothèse dentaire, qu'ils soient pris séparément ou bien en assemblage lié. Par la suite valider les résultats obtenus en comparaison avec les résultats de la littérature, tel que le travail de Oguz [2].

Dans le tableau V.5. On retrouve les maximums et les minimums de contraintes équivalentes de Von-Mises qui sont générées par le torseur d'efforts appliqué, comparés aux travaux de Oguz [2], et validés avec les limites élastiques des différents éléments de la prothèse.

Les valeurs obtenues sont largement en dessous des limites élastiques données, ce qui confirme la vérification à la résistance de l'ensemble de la prothèse. En comparant ces valeurs avec ceux obtenus dans les travaux de Oguz [2], on constate que l'ordre de grandeur est très comparable, avec quelques différences minimales qui sont certainement dues à la différence de géométrie de la surface occlusale.

V.2.2.3. Contraintes normales

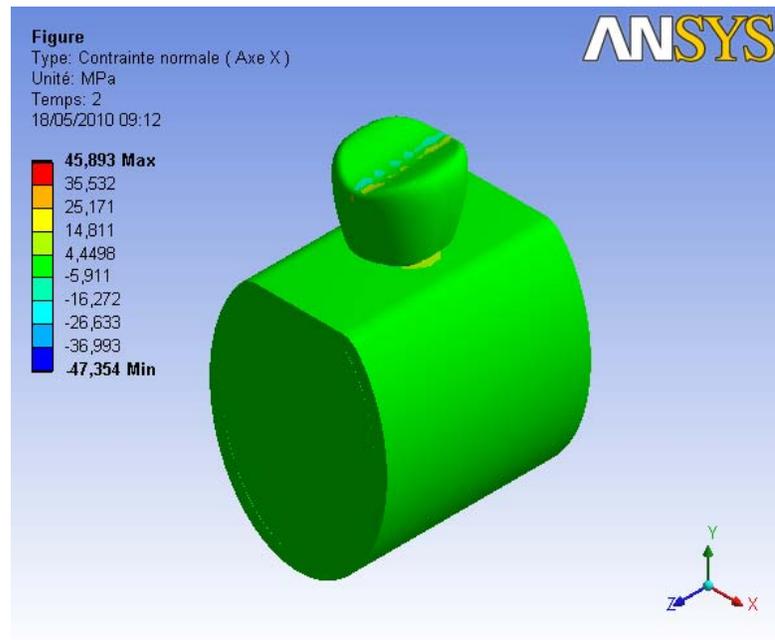


Fig.V.17: Contraintes normale de l'ensemble Suivant l'axe X

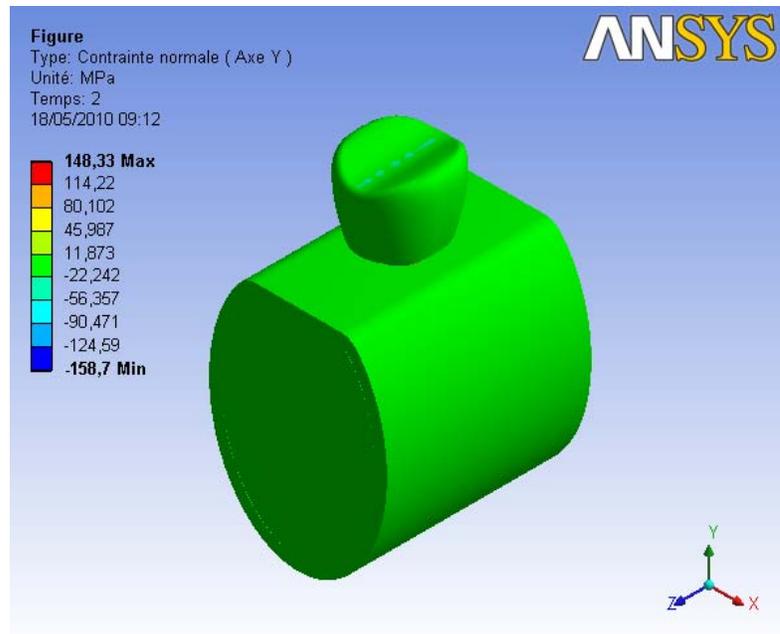


Fig.V.18: Contraintes normale de l'ensemble Suivant l'axe Y

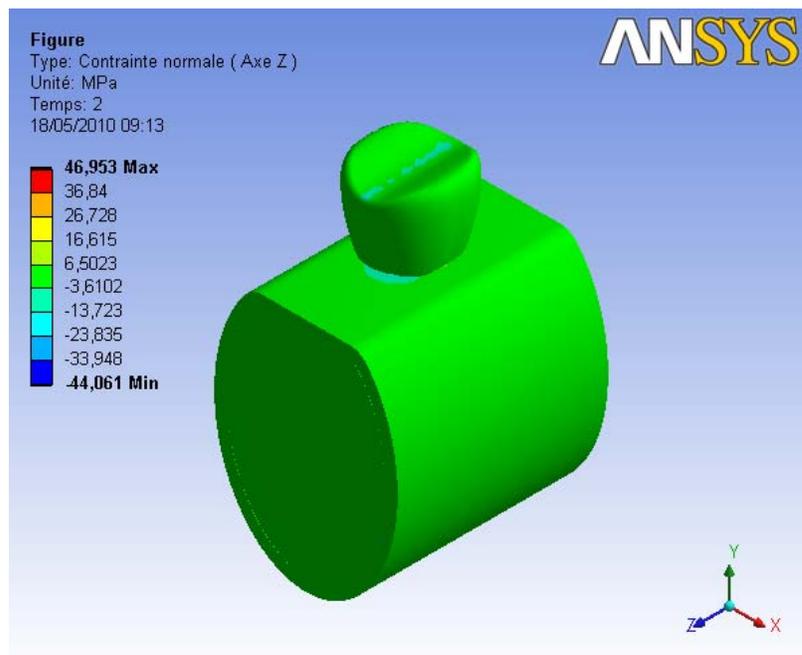


Fig.V.19: Contraintes normale de l'ensemble Suivant l'axe Z

- **Contraintes normales sur l'implant**

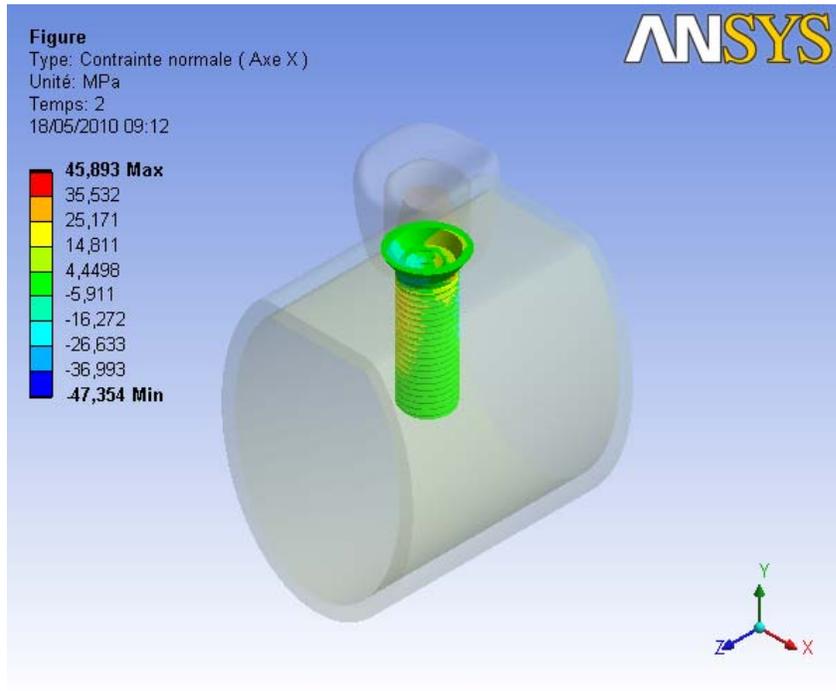


Fig.V.20: Contraintes normale sur l'implant Suivant l'axe X

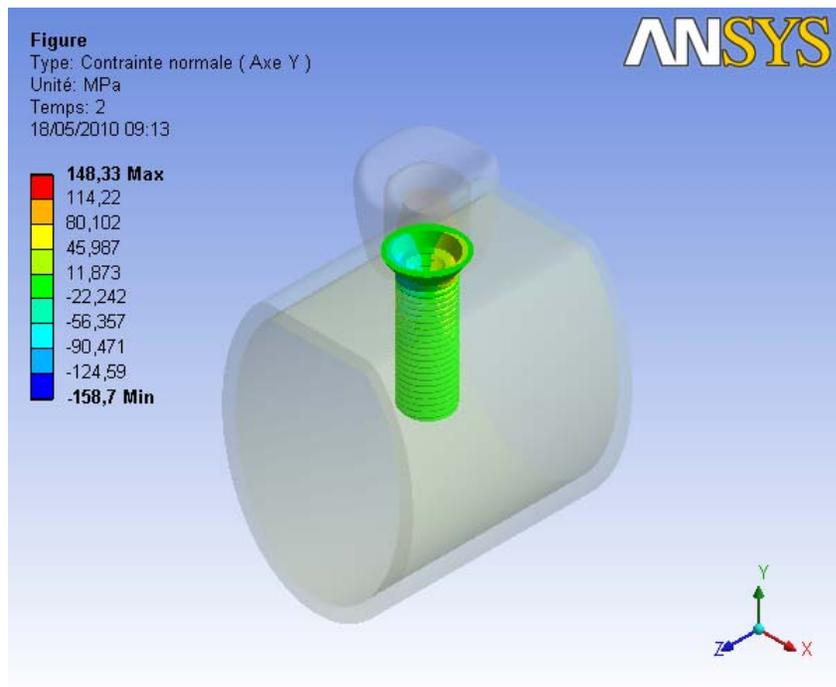


Fig.V.21: Contraintes normale sur l'implant Suivant l'axe Y

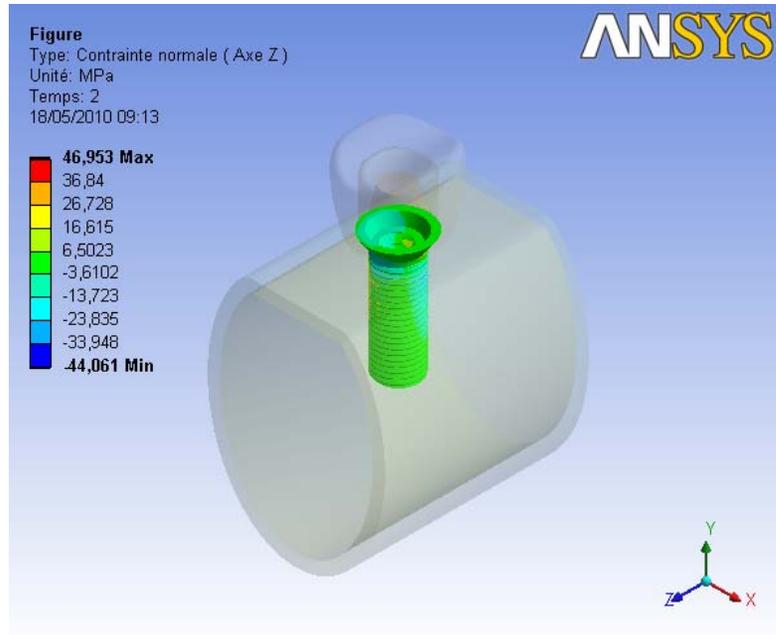


Fig.V.22: Contraintes normale sur l’implant Suivant l’axe Z

Tableau V.6. Récapitulatif des résultats obtenus en contraintes normales

	Contrainte normale (MPa)					
	Axe X		Axe Y		Axe Z	
	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.
Tous les corps	45,893	-47,354	148,33	-158,7	46,953	-44,061
Implant	45,893	-47,354	148,33	-158,7	46,953	-44,061

o **Interprétation des résultats**

Les résultats obtenus concernant les contraintes normales, montrent que suivant la direction axiale, la contrainte normale en compression avoisine les 160 MPa pour le cas de l’implant en alliage de titane et reste bien en dessous de la limite élastique de ce dernier. En comparaison avec les travaux de Oguz [2], la différence constatée reste toujours tributaire de la nouvelle conception de l’implant que nous avons proposé.

V.3. Analyse thermomécanique

Dans cette partie, nous allons essayer d'étudier le comportement thermomécanique de la couronne dentaire (surface occlusale) en régime permanent et en régime transitoire, lors d'un changement brusque de température allant de la température normale du corps humain 36°C vers 60°C ou vers 15°C en un espace de temps très court d'environ 1 s.

Pour ce travail, nous avons simulé le comportement d'une couronne dentaire en céramique, puis en acier standard et enfin en argent.

V.3.1. Résultats de l'analyse thermomécanique

V.3.1.1. Résultats pour une couronne en acier standard

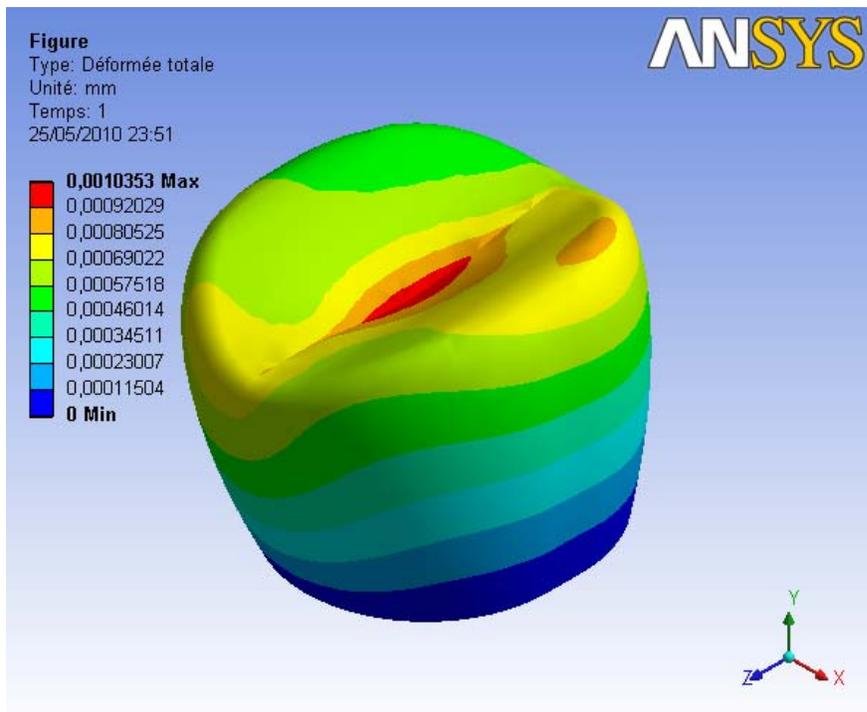


Fig.V.23: Déformée totale en régime permanent ($t^{\circ} = 36^{\circ}\text{C}$) pour une couronne en acier.

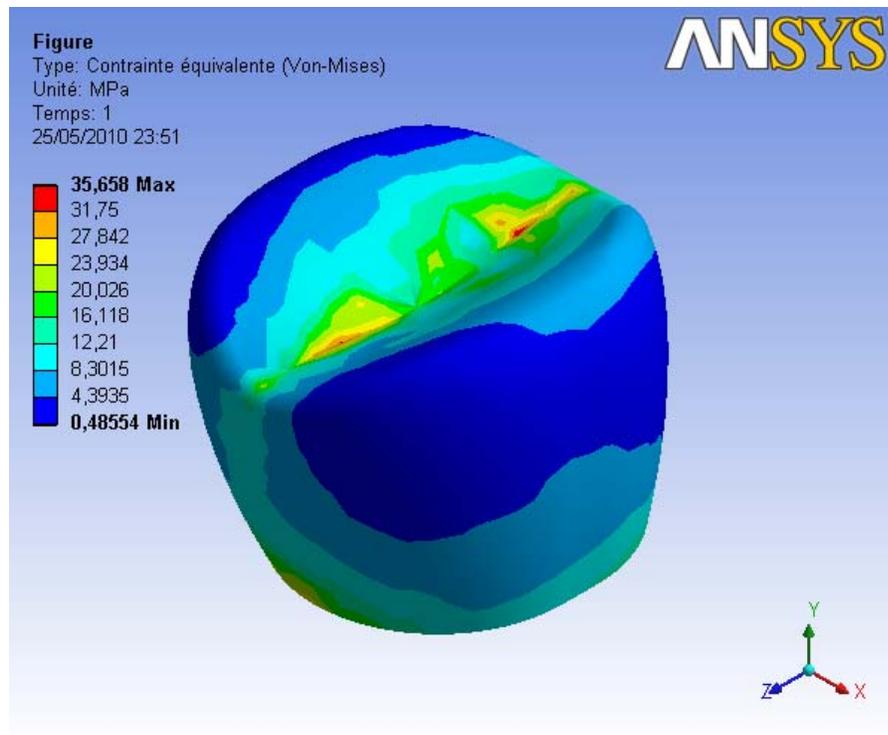


Fig.V.24: Contrainte de Von-Mises en régime permanent ($t^\circ = 36^\circ\text{C}$) pour une couronne en acier.

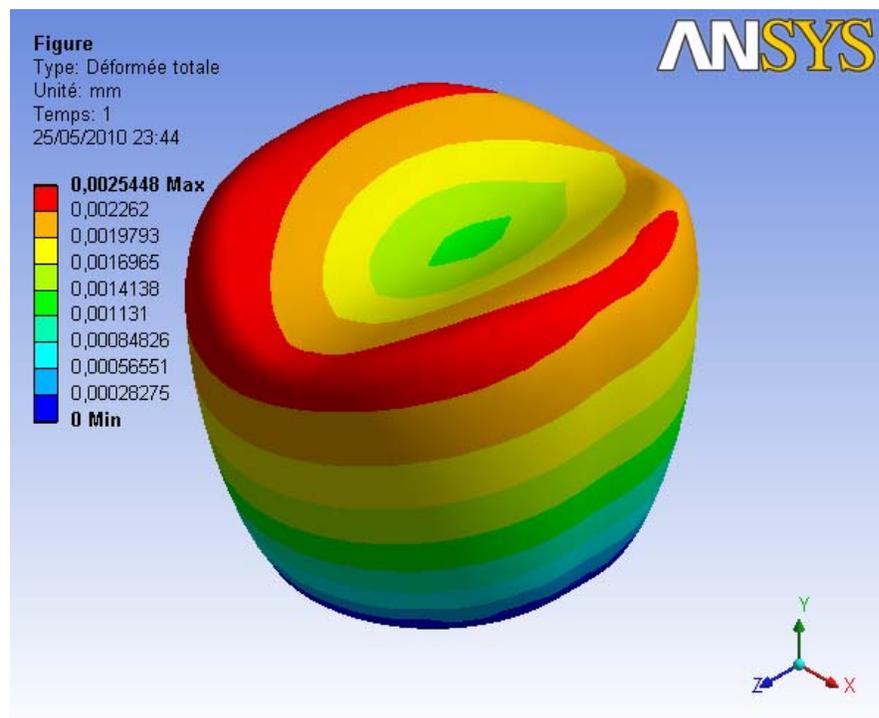


Fig.V.25: Déformée totale en régime transitoire ($36^\circ\text{-}60^\circ\text{C}$) pour une couronne en acier.

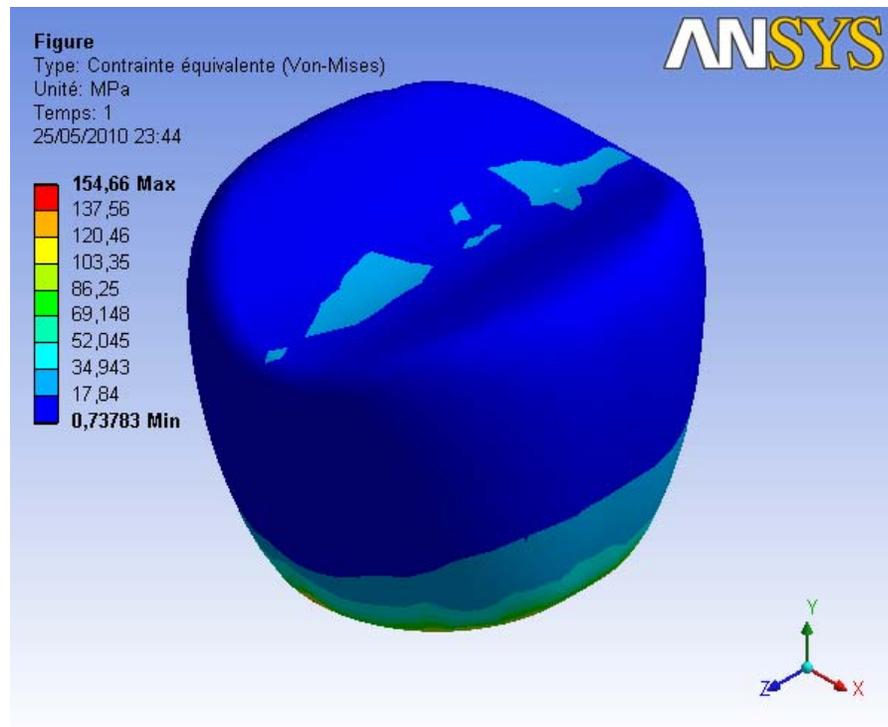


Fig.V.26: Contrainte de Von-Mises en régime transitoire (36°-60°C) pour une couronne en acier.

V.3. 1.2. Résultats pour une couronne en céramique

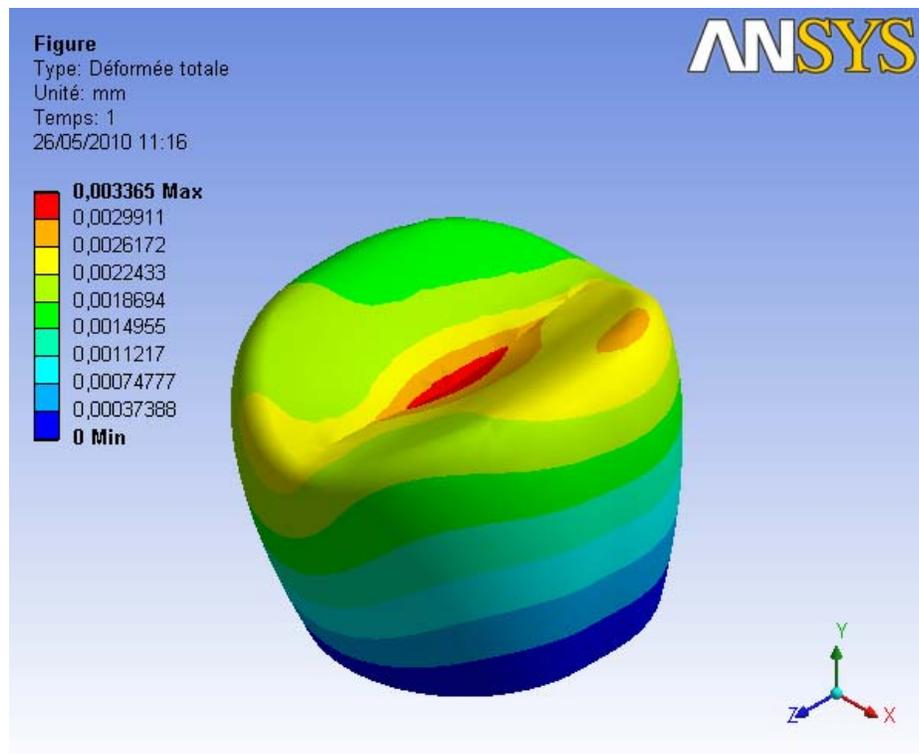


Fig.V.27: Déformée totale en régime transitoire (36°-60°C) pour une couronne en céramique.

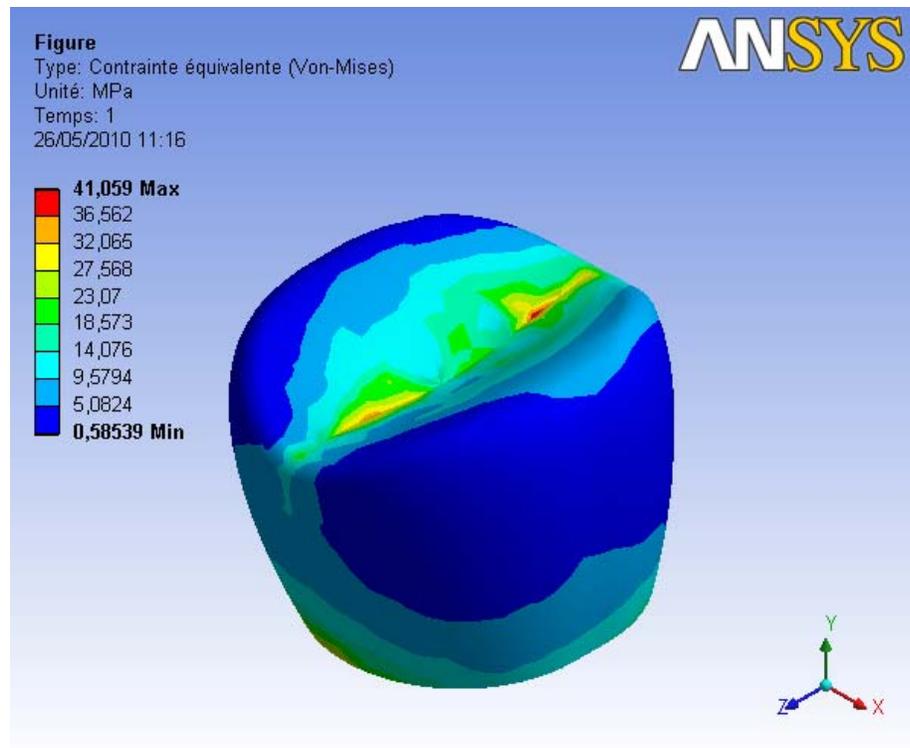


Fig.V.28: Contrainte de Von-Mises en régime transitoire (36°-60°C) pour une couronne en céramique.

V.3. 1.3. Résultats pour une couronne en argent

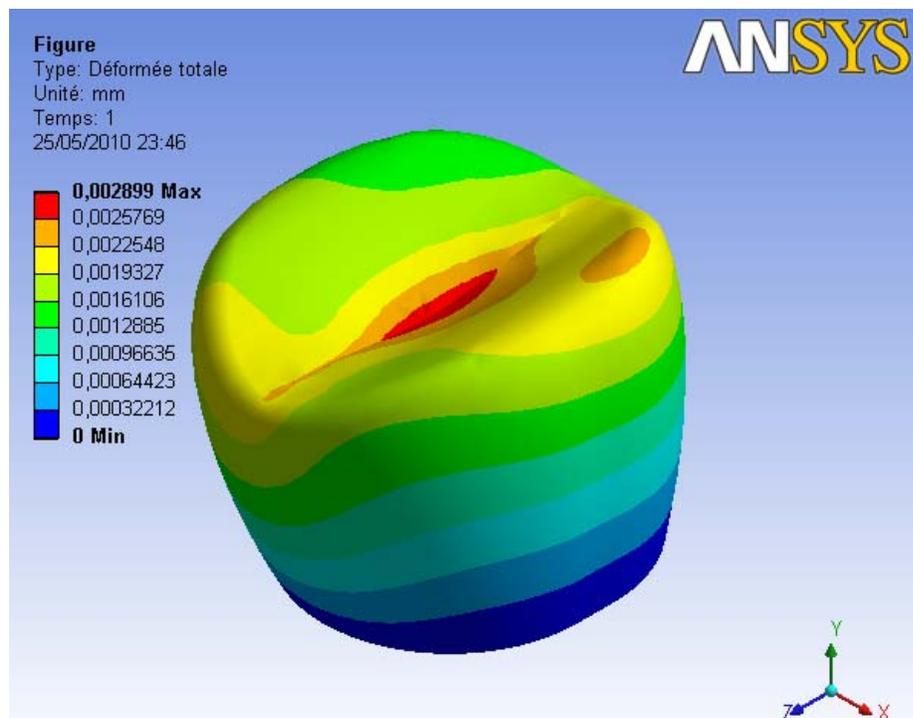


Fig.V.29: Déformée totale en régime transitoire (36°-60°C) pour une couronne en argent.

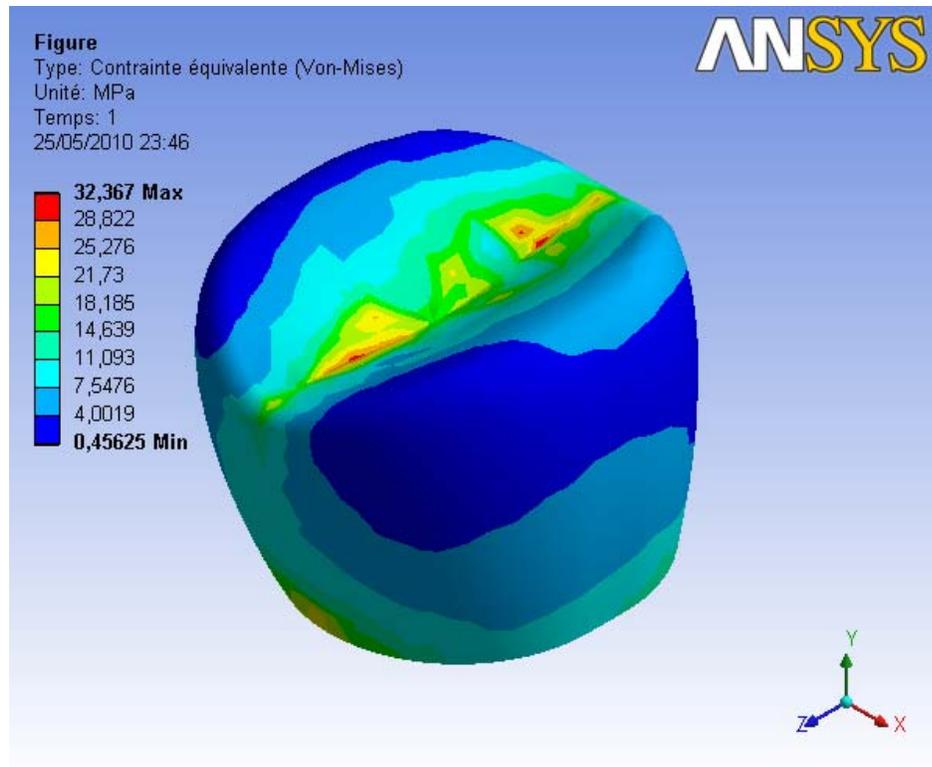


Fig.V.30: Contrainte de Von-Mises en régime transitoire (36°-60°C) pour une couronne en argent.

○ **Interprétation des résultats**

A travers ces résultats, nous avons voulu montrer l'influence d'un changement brusque de température sur la surface extérieure d'une prothèse dentaire, à savoir la couronne (ou la surface occlusale). En effet en observant les figures de V.23 à V.26, on remarque la variation relativement importante du champ des déformations et des contraintes, pour une couronne en acier standard, en passant d'un régime permanent (36°C) vers un régime transitoire (variation brusque de 36 à 60 °C en 1 s), ceci étant dû essentiellement aux propriétés physiques (chaleur spécifique et conductivité thermique) du matériau utilisé.

Par contre, pour le matériau de la couronne en céramique, on constate qu'il n'y a quasiment aucune variation ni des déformations ni des contraintes entre le régime permanent et transitoire, fig.V.27-30, d'où l'intérêt de conception de couronnes en céramique feldspathique ou encore anciennement en argent, leur durabilité aux changements brusque de température est importante.

V.4. Analyse dynamique modale

A travers cette étude dynamique ou analyse fréquentielle, nous présentons les cinq premiers modes déformés pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour l'implant, qui constitue l'un des composants les plus importants de l'assemblage.

V.4.1. Résultats obtenus en dynamique

V.4.1.1. Modes déformés de l'ensemble (l'implant et ses composants)

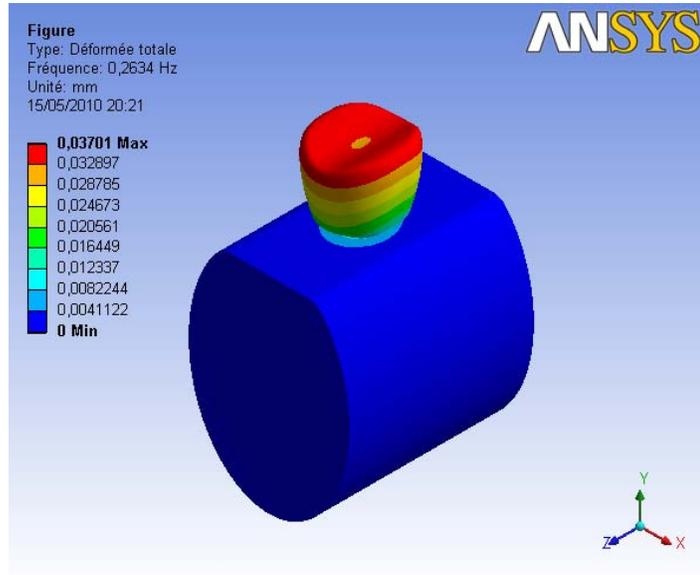


Fig.V.31 : Déformée totale de tous les corps, mode 1

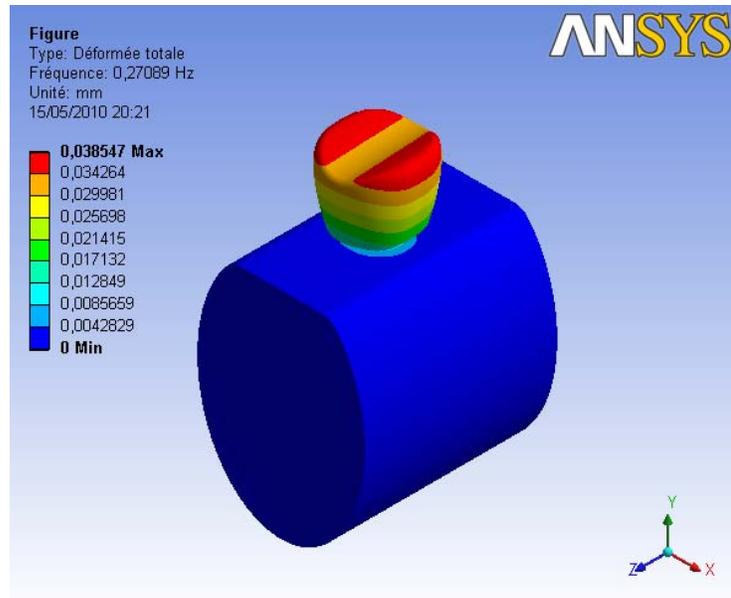


Fig.V.32 : Déformée totale de tous les corps, mode 2

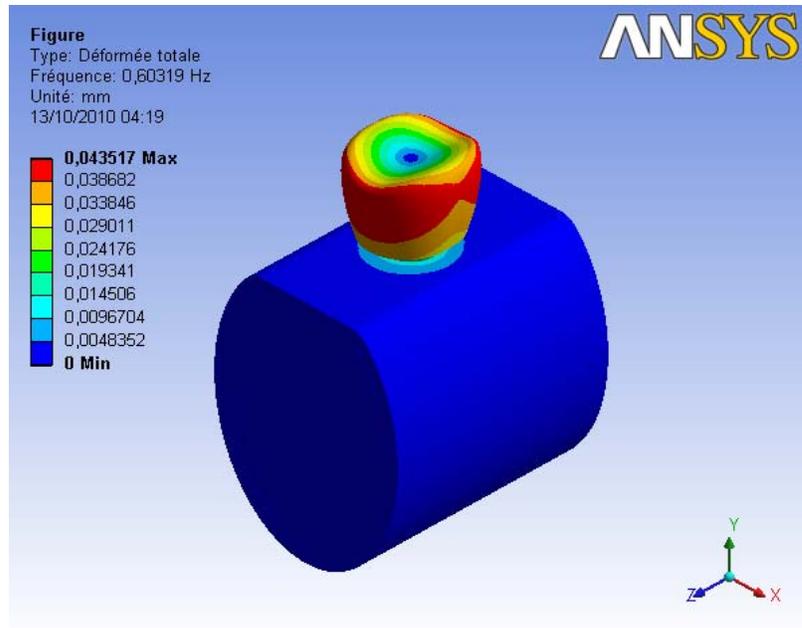


Fig.V.33 : Déformée totale de tous les corps, mode 3

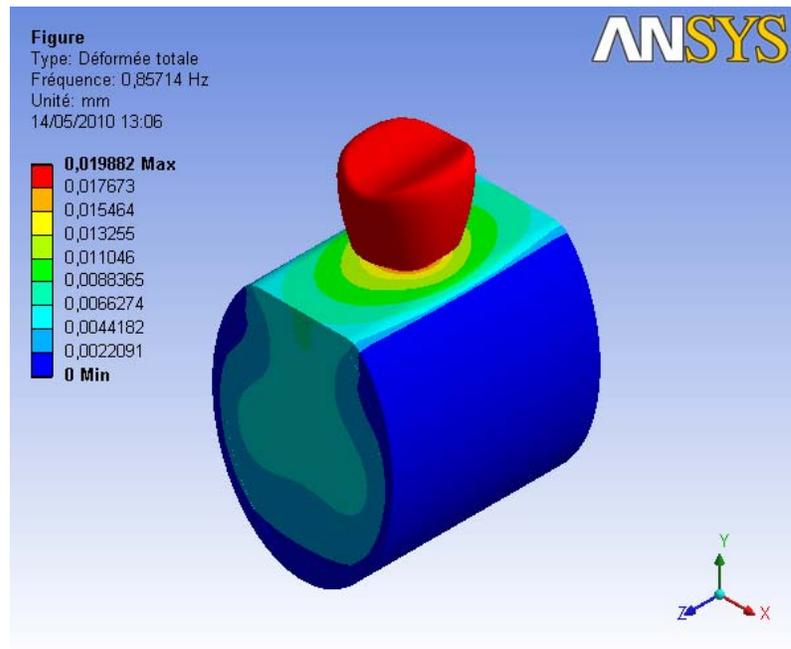


Fig.V.34 : Déformée totale de tous les corps, mode 4

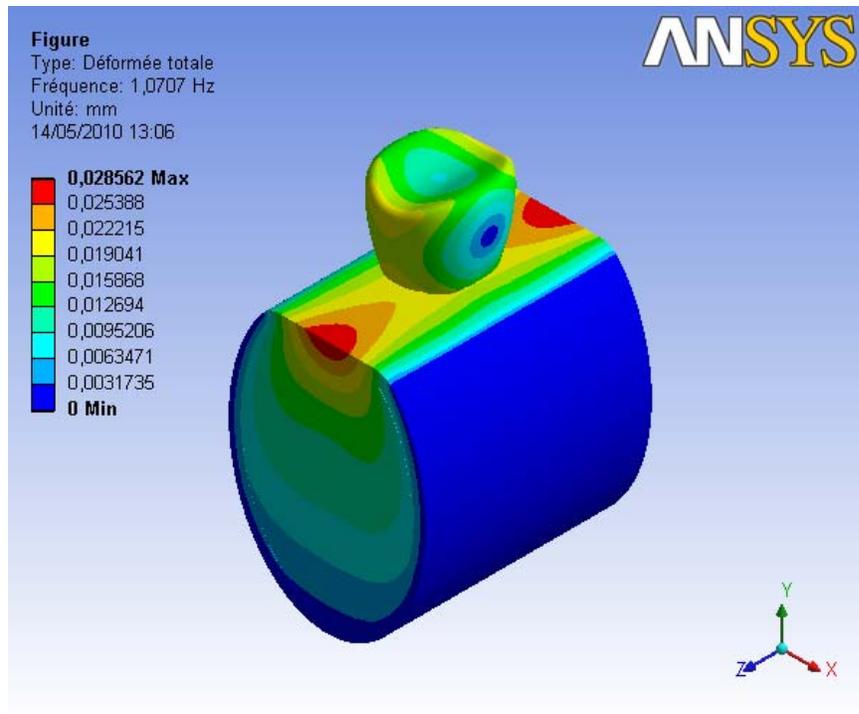


Fig.V.35 : Déformée totale de tous les corps, mode 5

V.4.1.2. Modes déformés de l'implant

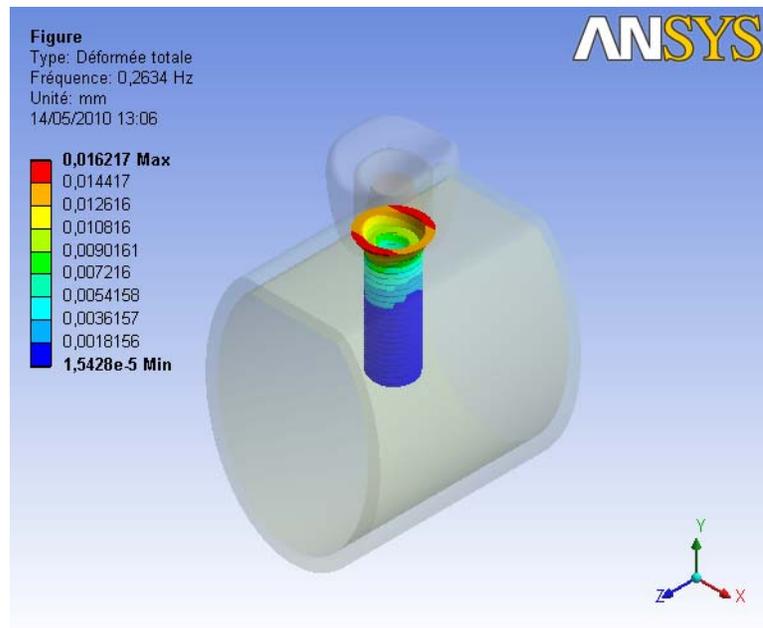


Fig.V.36 : Déformée totale de l'implant, mode 1

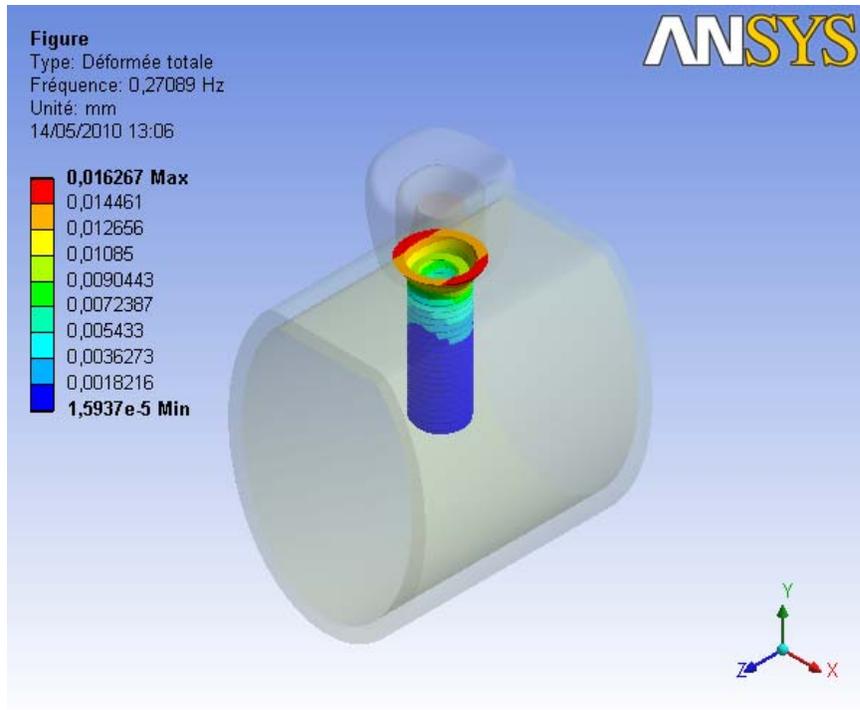


Fig.V.37 : Déformée totale de l'implant, mode 2

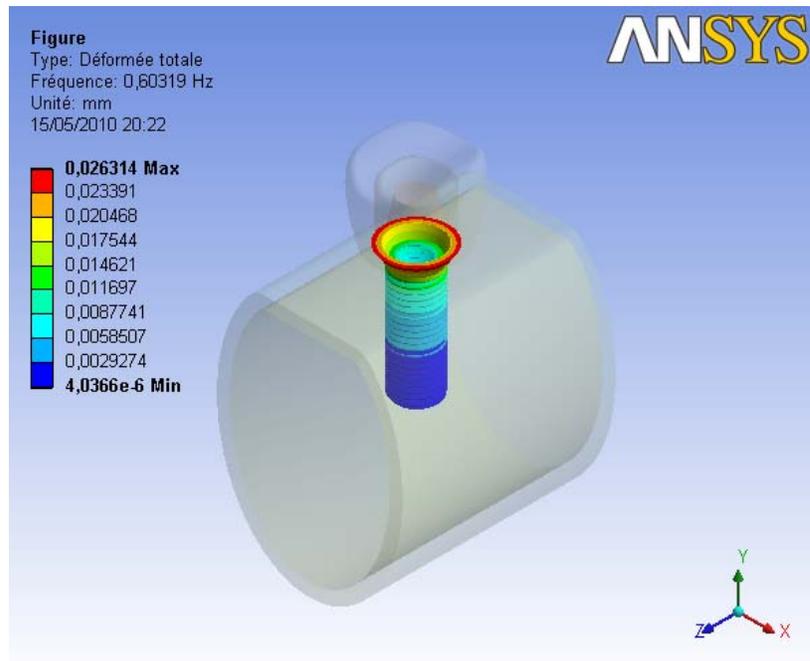


Fig.V.38 : Déformée totale de l'implant, mode 3.

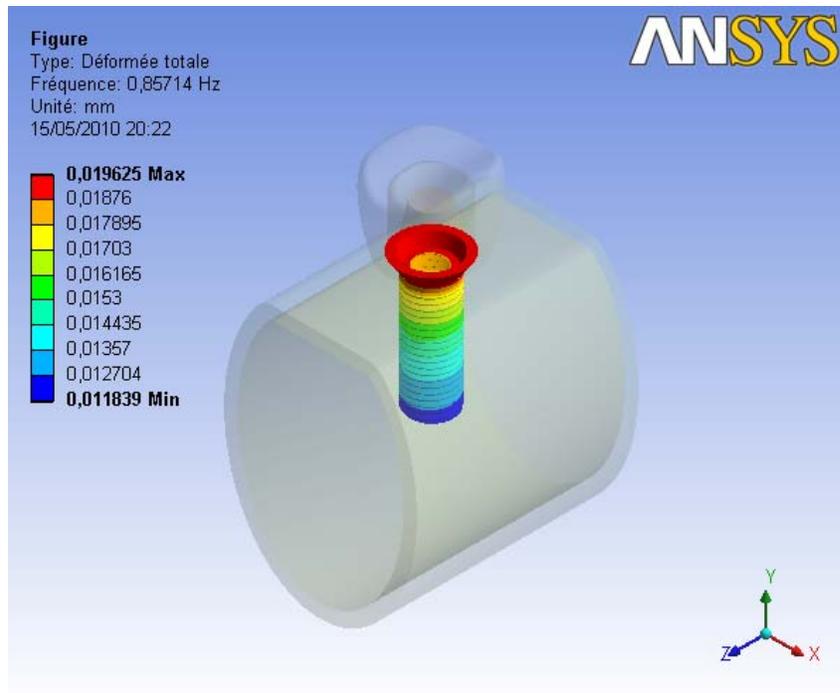


Fig.V.39 : Déformée totale de l'implant, mode 4

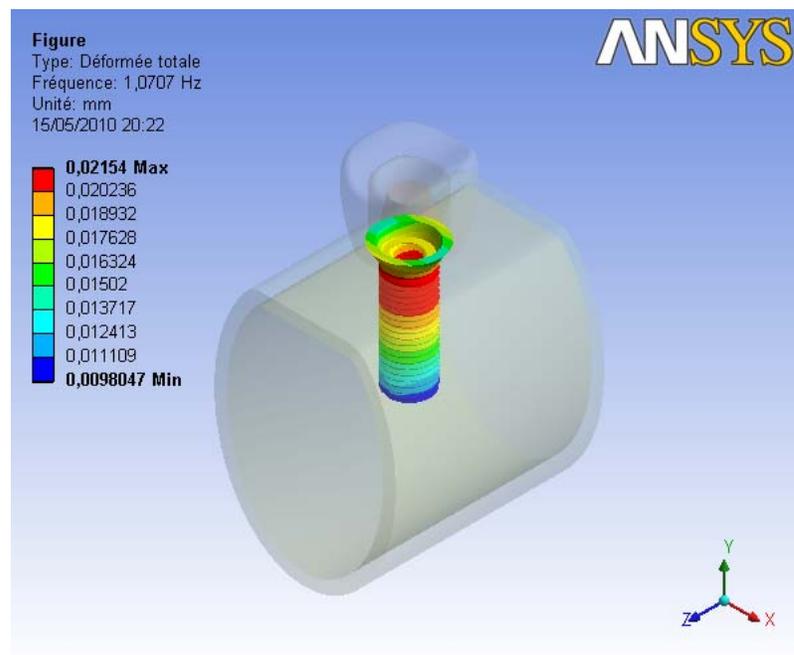


Fig.V.40 : Déformée totale de l'implant, mode 5

Tableau V.7. Récapitulatif des résultats obtenus en analyse dynamique modale

Mode	Fréquence	L'ensemble		L'implant	
		Déformée max. (mm)	Déformée min. (mm)	Déformée max. (mm)	Déformée min. (mm)
Mode 1	0,2634	3,701e-002	0	1,5428e-005	1,5428e-005
Mode 2	0,27089	3,8547e-002	0	1,6267e-002	1,5937e-005
Mode 3	0,60319	4,3517e-002	0	2,6314e-002	4,0366e-006
Mode 4	0,85714	1,9882e-002	0	1,9625e-002	1,1839e-002
Mode 5	1,0707	2,8562e-002	0	2,154e-002	9,8047e-003

o Interprétation des résultats

Les résultats des 5 premiers modes déformés, montrent clairement que les fréquences de vibrations sont très faibles, et l'amplitude des déformées est très stable se situant aux alentours de 2.e-002 et cela malgré la nouvelle conception que nous avons développé pour la prothèse. Ces résultats illustrent bien notre rapprochement avec le comportement réel de l'ensemble d'une prothèse dentaire en activité à l'intérieur de la bouche.

Pour le reste des éléments constituant la prothèse dentaire, nous n'avons pas jugé nécessaire de présenter leurs résultats en fréquences propres car ils confirment bien les constatations ci-dessus.

V.5. Conclusion

L'étude statique et dynamique réalisée sur la prothèse dentaire complète a donné lieu à des résultats très satisfaisant, que ça soit du côté de la vérification de la résistance et de la rigidité, ou bien du côté de la comparaison avec les résultats des travaux de Oguz [2]. Les résultats en dynamique modale n'ont fait que confirmer la validité de notre modélisation à travers les fréquences propres et les modes déformés. Cette étude constituera la base de l'approche à la fatigue qui va être développée au chapitre prochain.

Chapitre VI

Fatigue par la Méthode des Eléments Finis

VI.1. Analyse en fatigue

Pour faire une analyse en fatigue, il faut :

- Créer une ou plusieurs études statiques définir au moins une courbe S-N pour chaque matériau.
- Créez une étude de fatigue et définir ces propriétés.
- Définir le type d'événements
- Définir le chargement.
- Exécutez l'étude de fatigue.
- Afficher les résultats

VI.2. Données des matériaux utilisés dans l'étude

VI.2.1. Céramique dentaire

VI.2.1.1. Propriétés mécaniques et thermique

Structural	
Module de Young	61000 MPa
Coefficient de Poisson	0,19
Masse volumique	2300, kg/mm ³
Thermique	
Conductivité thermique	1,4922e-003 W/mm.°C
Chaleur spécifique	877,96 J/kg.°C

VI.2.1.2. Courbe S-N

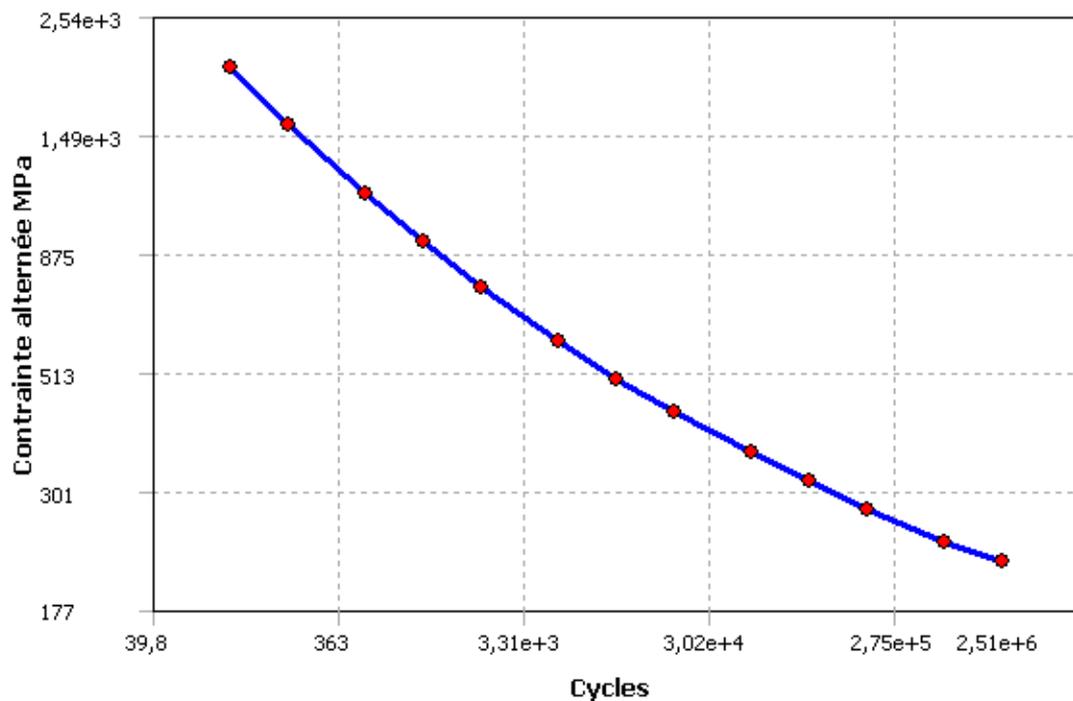


Fig.V.1 : Courbe S-N de la céramique dentaire

VI.2.2. Alliage Cr-Co

VI.2.2.1. Propriétés mécaniques et thermique

Structural	
Module de Young	2,2e+006 MPa
Coefficient de Poisson	0,31
Masse volumique	8900, kg/mm ³
Thermique	
Conductivité thermique	
Chaleur spécifique	410, J/kg.°C

VI.2.2.2. Courbe S-N

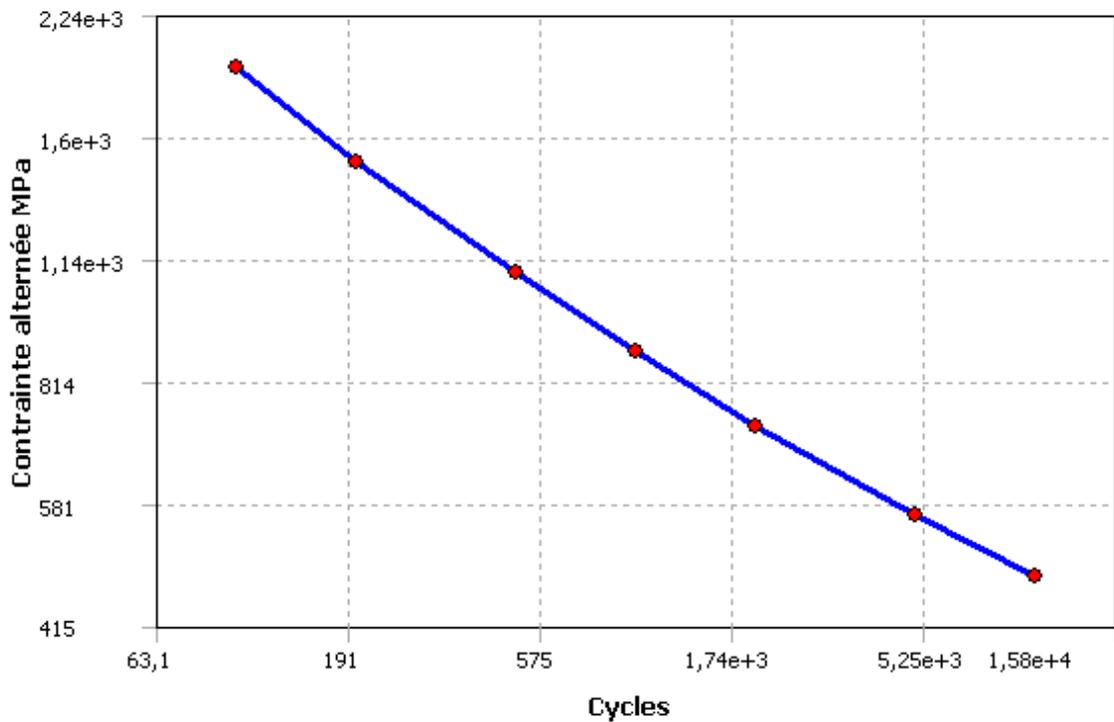


Fig.V.2 : Courbe S-N de l'alliage cobalt-chrome

VI.2.3. Os spongieux

VI.2.3.1. Propriétés mécaniques et thermique

Structural	
Module de Young	2130, MPa
Coefficient de Poisson	0,3
Masse volumique	1100, kg/mm ³
Thermique	
Conductivité thermique	1,6e-004 W/mm.°C
Chaleur spécifique	1140, J/kg.°C

VI.2.3.2. Courbe S-N

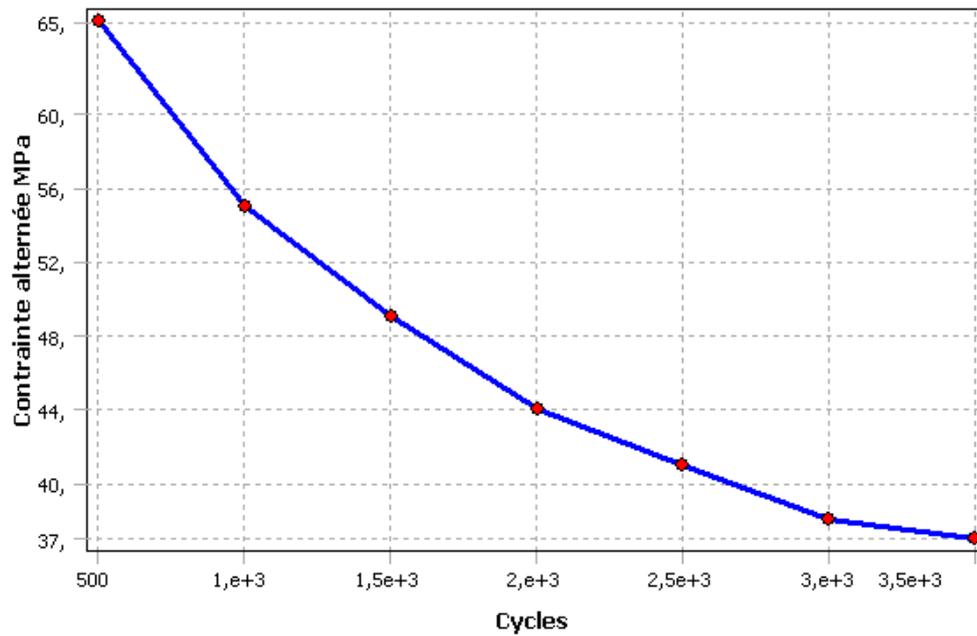


Fig.V.3 : Courbe S-N de l'os spongieux

VI.2.4. Os cortical

VI.2.4.1. Propriétés mécaniques et thermique

Structural	
Module de Young - Direction X	1150, MPa
Module de Young - Direction Y	1150, MPa
Module de Young - Direction Z	1700, MPa
Coefficient de Poisson - XY principal	0,51
Coefficient de Poisson - YZ principal	0,31
Coefficient de Poisson - XZ principal	0,31
Module de cisaillement - XY	3600, MPa
Module de cisaillement - YZ	3300, MPa
Module de cisaillement - XZ	3300, MPa
Thermique	
Conductivité thermique	3,4e-004 W/mm·°C
Chaleur spécifique	2370, J/kg·°C

VI.2.4.2. Courbe S-N

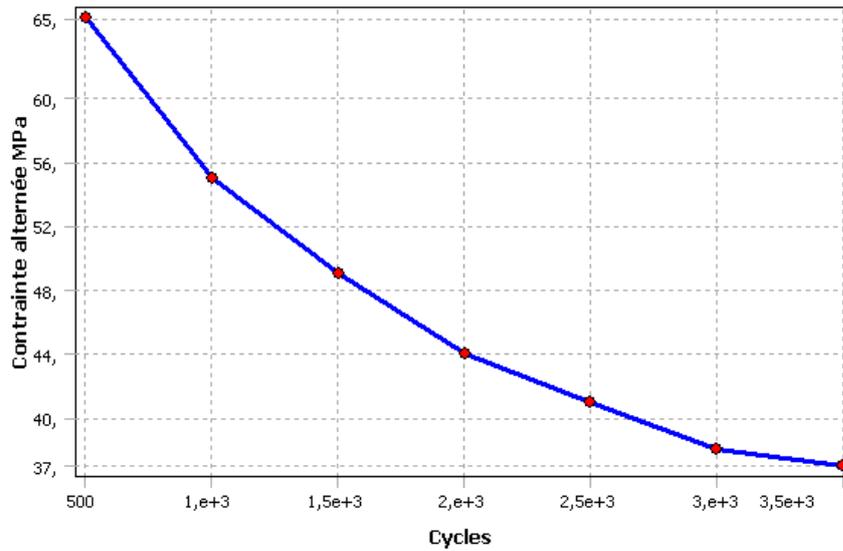


Fig.V.4 : Courbe S-N de l'Os cortical

VI.2.5. Alliage de titane

VI.2.5.1. Propriétés mécaniques et thermique

Structural	
Module de Young	1,048e+005 MPa
Coefficient de Poisson	0,31
Masse volumique	4428,8 kg/mm ³
Thermique	
Conductivité thermique	1,86e-003 W/mm.°C
Chaleur spécifique	586,04 J/kg.°C

VI.2.5.2. Courbe S-N

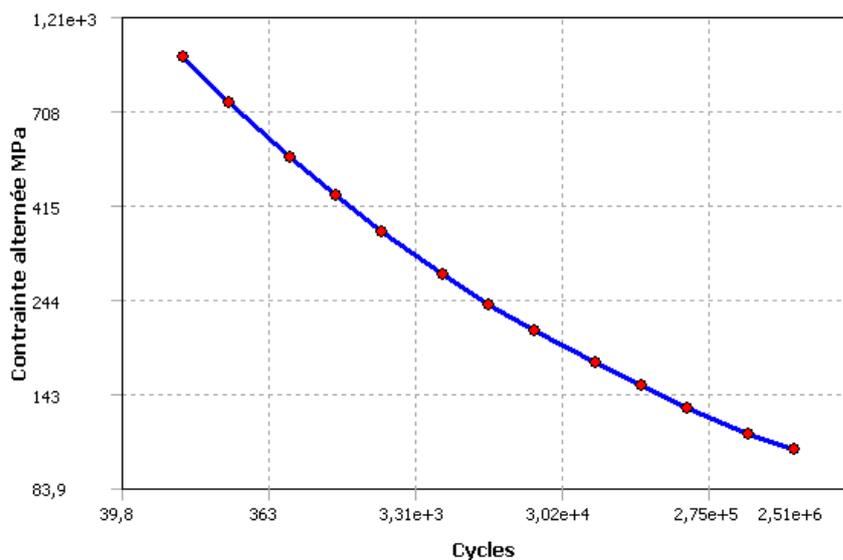


Fig.V.5 : Courbe S-N de l'alliage de titane Ti6Al4V

VI.3. Tableau regroupant les propriétés d'une étude de fatigue

Matériaux	
Facteur de résistance à la fatigue	0,85
Chargement	
Type	Valeurs alternée
Facteurs d'échelle	1
Type d'analyse	Contrainte-Durée de vie
Théorie de contrainte moyenne	Soderberg
Composante de contrainte	Contrainte équivalente (Von-Mise)

VI.4. Type de chargement

Amplitude de charge constante
Valeur alternée

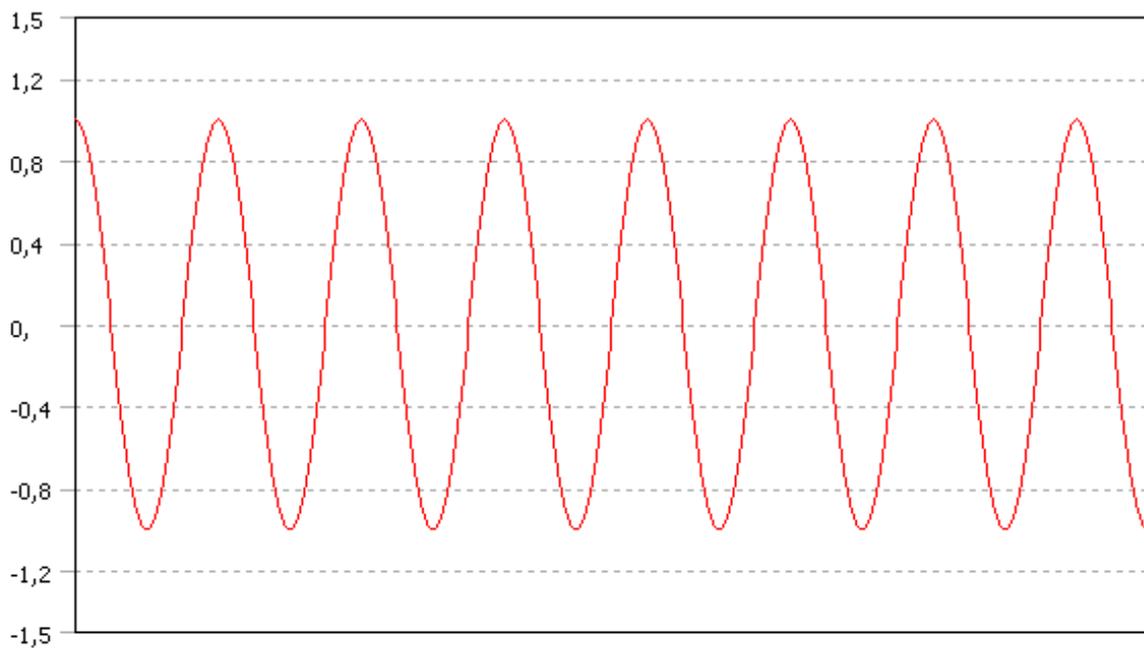


Fig.V.6 : Type de chargement alterné adopté

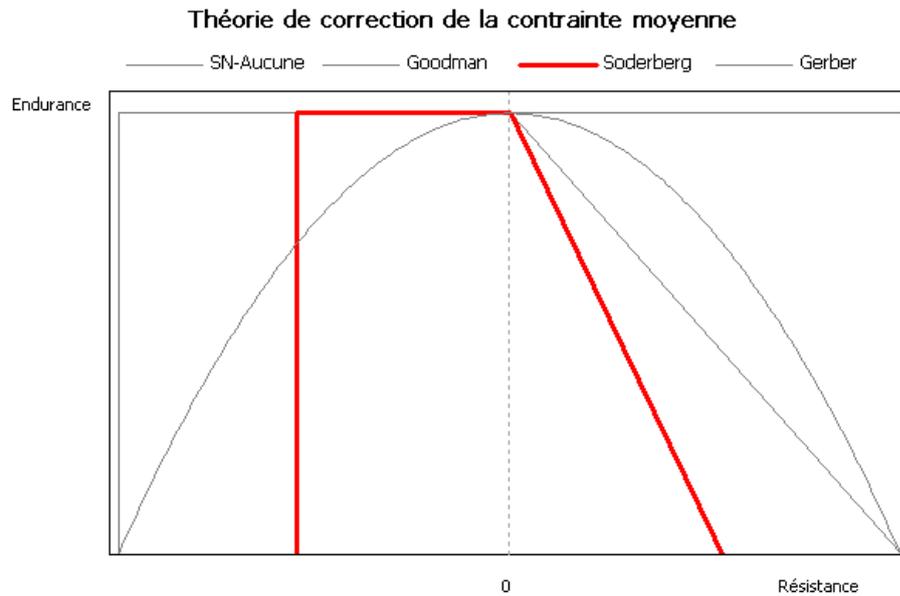


Fig.V.7 : Correction de la contrainte moyenne

Pour cette étude, nous avons considéré qu'un individu effectue trois phases de mastication par jour, de 15min chacune, à raison de 60 cycles/min. Ce qui est équivalent à 2700 cycles /jour, soit environ 106 cycles/an.

VI.5. Résultats obtenus

Dans cette partie, nous avons concentré notre étude des paramètres de fatigue sur l'ensemble de la prothèse dentaire et par la suite sur l'implant, qui constitue l'essentiel de l'assemblage.

VI.5.1. Durée de Vie en Fatigue

Si le chargement est d'amplitude constante, ceci représente le nombre de cycles jusqu'à l'échec de la pièce en raison de la fatigue.

Si le chargement est non-constant, ceci représente le nombre de blocs de chargement jusqu'à l'échec. Si l'effort alternatif équivalent est inférieur au plus bas effort alternatif défini dans la courbe S.N, la durée de vie en ce point sera employée.

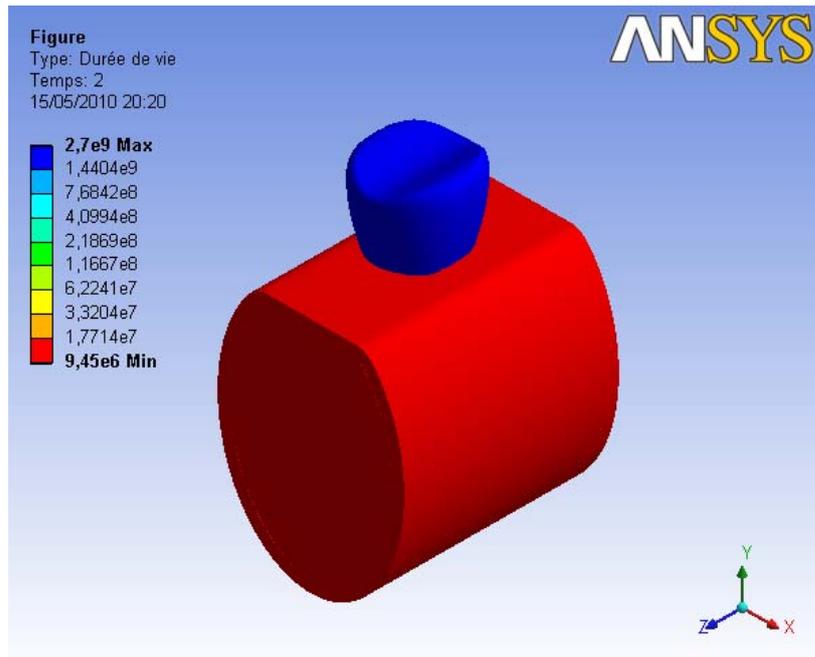


Fig.V.8 : Durée de vie en fatigue de tous les corps

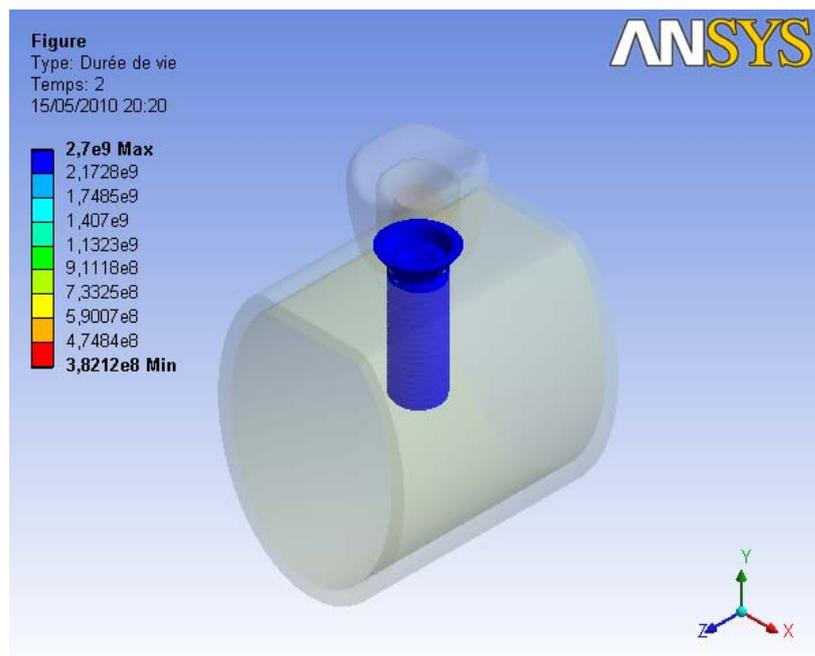


Fig.V.9 : Durée de vie en fatigue de l'implant

VI.5.2. Dommages de Fatigue

Pour des dommages de fatigue, les valeurs plus grandes que 1 indiquent l'échec avant que la durée de vie de conception soit atteinte.

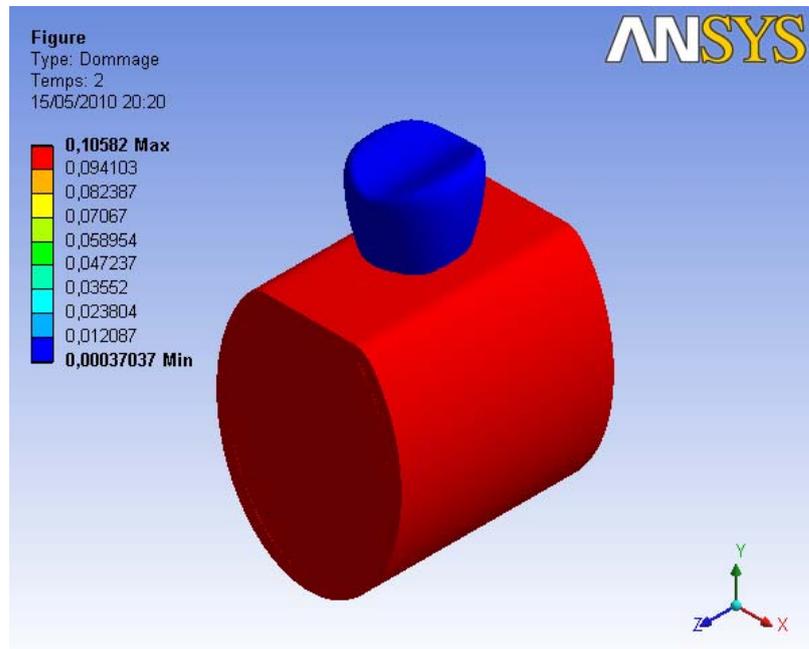


Fig.VI.10 : Endommagement pour tous les corps

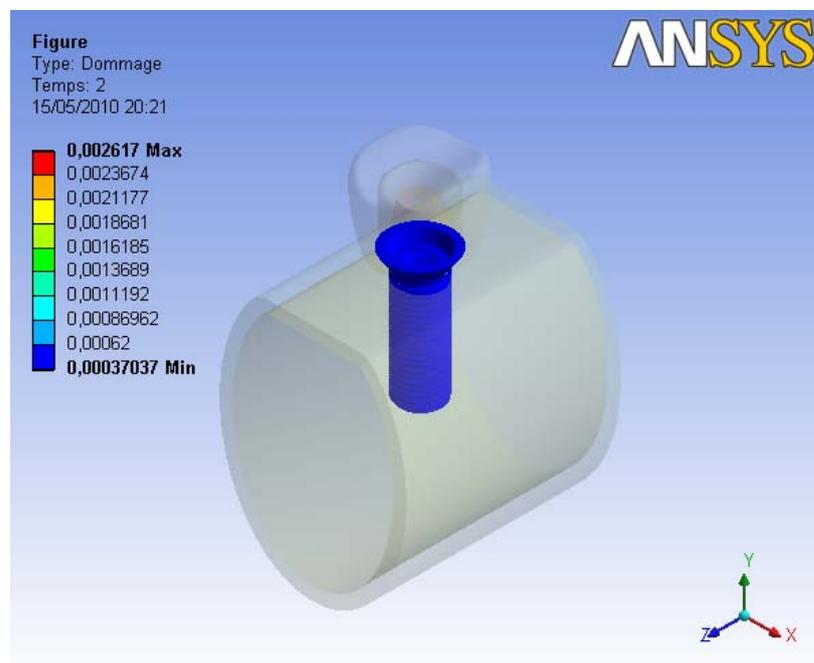


Fig.V.11 : Endommagement de l'implant

VI.5.3. Facteur de sécurité de Fatigue

Le facteur maximum de sécurité montré est 15. Les valeurs inférieures à 1 indiquent l'échec avant que la durée de vie de conception soit atteinte.

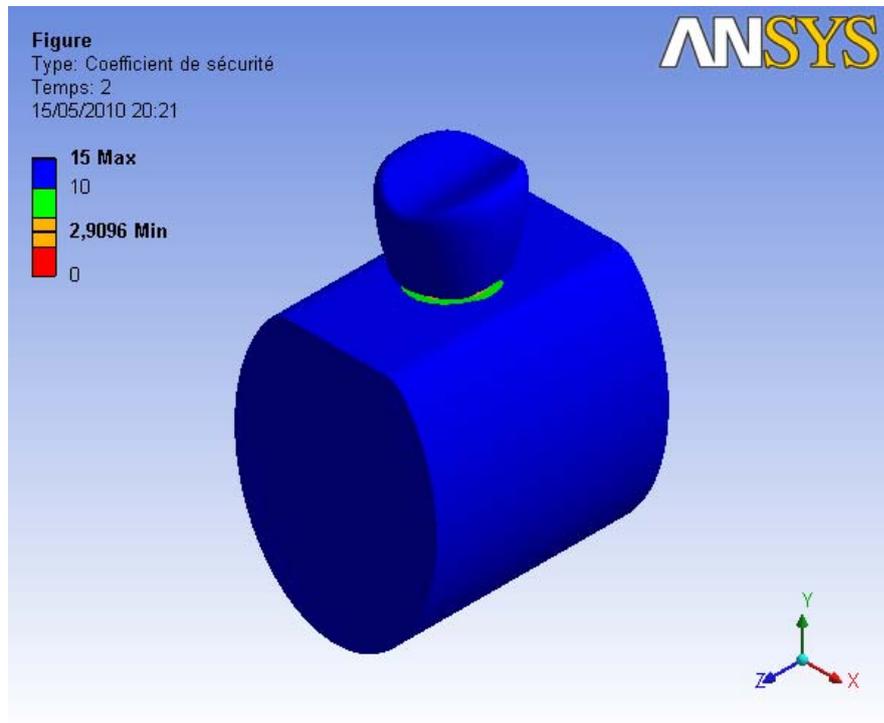
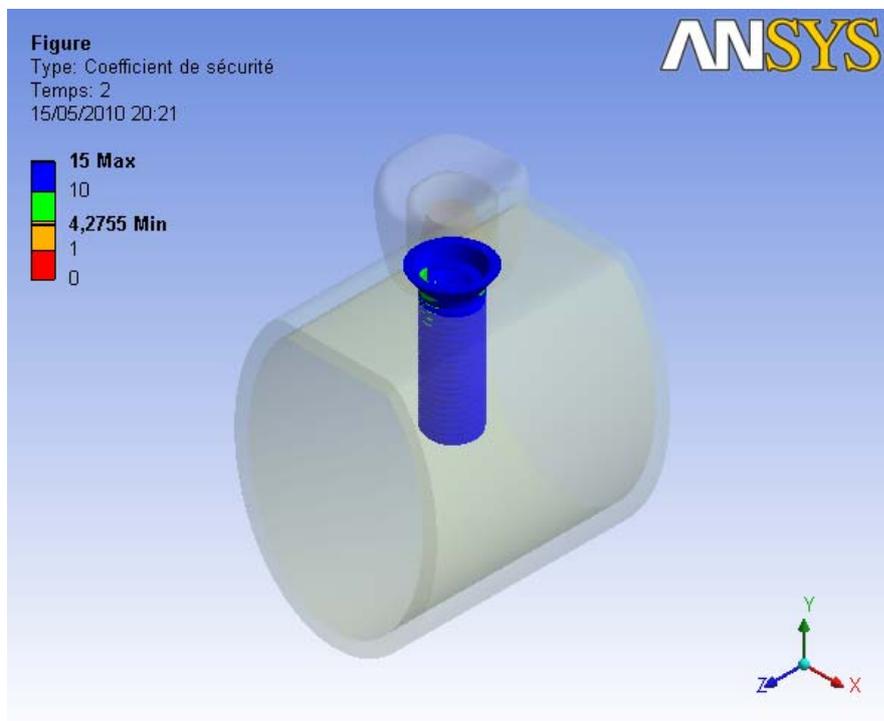


Fig.V.12 : Coefficient de sécurité de tous les corps



(Fig.V.13) : Coefficient de sécurité de l'implant

VI.6. Tableau récapitulatif des résultats

	Durée de vie	Domage	Coefficient de sécurité
	Valeur minimale	Valeur maximale	Valeur minimale
L'ensemble	9,45e+006 cycles	0,10582	2,9096
Implant	3,8212e+008 cycles	2,617e-003	4,2755

VI.7. Interprétation des résultats

D'après les résultats obtenus de l'étude en fatigue, la durée de vie obtenue pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour l'implant dépasse largement le million de cycles pour l'ensemble et avoisine le milliard de cycles pour l'implant seul, ces résultats confirment bien la validité de notre conception et modélisation.

Les valeurs obtenues pour l'endommagement sont inférieures à 1 et les valeurs du coefficient de sécurité sont en grande majorité proches du maximum de 15.

De la, on peut dire que les valeurs obtenues pour l'endommagement sont relativement éloignés de la zone d'échec dictée par la durée de vie, et le coefficient de sécurité vient pour confirmer l'exactitude de ces résultats.

VI.8. Conclusion

Après avoir effectué les études statiques, thermomécaniques et dynamiques de la prothèse dentaire que nous avons conçue, dans ce chapitre nous avons voulu, focaliser la lumière sur le comportement en fatigue de l'ensemble et de l'implant dentaire seul.

Les résultats de cette dernière étude nous ont également donnés une grande satisfaction et nous permettent d'affirmer la validité et la compatibilité du modèle de prothèse conçue ainsi que la procédure de modélisation abordée.

Conclusion générale

VIII. CONCLUSION GENERALE

Un des facteurs les plus importants dans la conception des implants est l'étude statique, dynamique et le comportement de fatigue de l'implant dentaire. Dans ce mémoire, Nous avons étudié le comportement statique, dynamique et de fatigue de l'implant dentaire en considérant des conditions différentes que dans d'autres travaux. Pour les conditions de charge examinées, les valeurs maximales des contraintes n'ont pas atteint la limite élastique du pilier et des vis prothétiques des systèmes communs de l'implant/pilier évalués. Cela veut dire que l'implant a une très grande durée de vie sous les conditions de chargement statique et dynamique appliqués sur l'implant.

De ce fait, l'implant peut être conçu et étudié avant qu'il soit mis en application sur le patient.

Les données dans cette étude ont suggéré ce qui suit :

Pour l'étude statique, les déformations sont infimes relativement à la taille des éléments, cela nous conduit à conclure que l'ensemble reste rigide sous l'effet des forces de mastication engendrées. La deuxième remarque que l'on peut faire, c'est que même la partie la plus fragile de l'ensemble, à savoir l'os spongieux de la mâchoire résiste très bien à la transmission d'efforts.

Pour la vérification à la résistance de l'ensemble des corps constituant la prothèse dentaire, qu'ils soient pris séparément ou bien en assemblage lié. Les valeurs obtenues sont largement en dessous des limites élastiques données, ce qui confirme la vérification à la résistance de l'ensemble de la prothèse. En comparant ces valeurs avec ceux obtenus dans les travaux de Oguz [2], on constate que l'ordre de grandeur est très comparable, avec quelques différences minimales qui sont certainement dues à la différence de géométrie de la surface occlusale.

Les résultats obtenus concernant les contraintes normales, montrent que suivant la direction axiale, la contrainte normale en compression avoisine les 150 MPa pour le cas de l'implant en alliage de titane et reste bien en dessous de la limite élastique de ce dernier. En comparaison avec les travaux de Oguz [2], la différence constatée reste toujours tributaire de la nouvelle conception de l'implant que nous avons proposé.

Pour l'étude thermomécanique, nous avons voulu montrer l'influence d'un changement brusque de température sur la surface extérieure d'une prothèse dentaire, à savoir la couronne (ou la surface occlusale). En effet en observant les figures de V.23 à V.26, on remarque la variation relativement importante du champs des déformations et des contraintes, pour une couronne en acier standard, en passant d'un régime permanent (36°C) vers un régime transitoire

(variation brusque de 36 à 60 °C en 1 s), ceci étant dû essentiellement aux propriétés physiques (chaleur spécifique et conductivité thermique) du matériau utilisé.

Par contre, pour le matériau de la couronne en céramique, on constate qu'il n'y a quasiment aucune variation ni des déformations ni des contraintes entre le régime permanent et transitoire, d'où l'intérêt de conception de couronnes en céramique feldspathique ou encore anciennement en argent, leur durabilité aux changements brusque de température est importante.

Pour l'étude dynamique, les résultats des 5 premiers modes déformés, montrent clairement que les fréquences de vibrations sont très faibles, et l'amplitude des déformées est très stable se situant aux alentours de $2 \cdot 10^{-2}$ et cela malgré la nouvelle conception que nous avons développé pour la prothèse. Ces résultats illustrent bien notre rapprochement avec le comportement réel de l'ensemble d'une prothèse dentaire en activité à l'intérieur de la bouche.

La dernière partie de l'étude concerne le comportement en fatigue de l'ensemble, la durée de vie obtenue pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour l'implant dépasse largement le million de cycles pour l'ensemble et avoisine le milliard de cycles pour l'implant seul, ces résultats confirment bien la validité de notre conception et modélisation.

Les valeurs obtenues pour l'endommagement sont inférieures à 1 et les valeurs du coefficient de sécurité sont en grande majorité proches du maximum de 15.

De là, on peut dire que ces valeurs sont relativement éloignées de la zone d'échec dictée par la durée de vie, et le coefficient de sécurité vient pour confirmer l'exactitude de ces résultats.

Les résultats de cette dernière étude nous ont donné grande satisfaction et nous permettent d'affirmer la validité et la compatibilité du modèle de prothèse conçue ainsi que la procédure de modélisation abordée, ce qui est conforme avec les objectifs de départ.

-
- [1] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler and P.I. Branemark, A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 6 ,pp. 387–416, 1981.
- [2] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbasioğlu et Fehmi Erzincanlı, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, p.649–658, 2006.
- [3] Erwann DELVAT, Contribution au Développement de Nouveaux Alliages Biocompatibles à base de Titane, *Thèse de doctorat*, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2006.
- [4] Barlas Bruno, Etude du comportement et de l'endommagement en fatigue d'alliages d'aluminium de fonderie, *Doctorat Sciences Génie des Matériaux*, ENSMP - Centre des Matériaux P.M. Fourt, ENSMP, p.224, 2004.
- [5] La fatigue, [en ligne], http://materiaux2005.free.fr/2006/MDM3/MDM3_1.pdf, Consulté le 22/11/2009.
- [6] Jabbado Mohamed, Fatigue polycyclique des structures métalliques: durée de vie sous chargements variables, *Doctorat LMS*, EP-LMS Laboratoire de Mécanique des Solides, EP/X, p.148, 2006.
- [7] Jean Barralis, *Précis de métallurgie*, Edition Nathan, 1998.
- [8] Jean Barralis, Gérard Maeder, *Métallurgie : élaboration, Structures, propriétés, normalisation*, AFNOR, p. 232, 2001.
- [9] NobelActive™-, une résistance étudiée et éprouvée , [en ligne], <http://www1.nobelbiocare.com/fr/implants-and-abutments/products/nobelactive/technical-facts.aspx>, Consulté le 1/5/2010.
- [10] Sylvaine De plaen, *La transplantation d'organes*, 2006.
- [11] Marie-aimée Courbeyrotte, Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée, *Thèse de doctorat*, Université d'Auvergne Clermont I, 2001.
- [12] Fabien Guillemot, Etude métallurgique d'alliage de titane pour application biomédicale, *Thèse de doctorat*, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.
- [13] T. Kokubo, T. Matsushita, H. Takadama, Titania-based bioactive materials, *Journal of the European Ceramic Society*, Volume 27, Issues 2-3, Pages 1553-1558, 2007.
- [14] A. Yokohama, F. Watari, R. Miyao, H. Matsuno, M. Uo, T. Kawasaki, T. Kohgo, M. Omori, T. Hirai, Zirconia Ceramics for Dental Applications, *Key engineering materials*, 192-195 ,p 445, 2001
- [15] W. Cao, L. L. Hench, Bioactive Materials, *Ceramics International* 22, p 493, 1996.
- [16] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons, *Annals of NY academy of Science*, p 54, 1988.
- [17] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, *EMC-Dentisterie* 1, p.101–117, 2004.
- [18] William D.Callister,Jr ,*Science et génie des matériaux*, Collection Sciences Sup, p.800, 2003.
- [19] Vincent Perrier-Perrery, Implantologie, S.C.D.I. – Study Club Dentaire et Implantaire, [en ligne], « <http://www.scdi.asso.fr/implantologie> », Consulté le 03/03/2010.
- [20] 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.
- [21] Focus sur les implants dentaires, Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaamse tandartsen vzw,[en ligne], « http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten», Consulté le 03/03/2010.
- [22] Brochure patient :Zimmer dental ‘Les implants dentaires :une solution naturelle et élégante pour retrouver confiance en soi’ 2005 Zimmer Dental. Tous droits réservés. 0010FR, Rev.04/05.

-
- [23] Liang Kong, Zexu Gu , Kaijin Hu, Hongzhi Zhou , Yanpu Liu et Baolin Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, Vol.40, Issue 9, p.935-940, 2009.
- [24] Yingying Sun, Liang Kong , Kaijin Hu, Cheng Xie, Hongzhi Zhou, Yanpu Liu et Baolin Liu, Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol.47, Issue 5, p.393-398, 2009.
- [25] Jie Yang, Hong-Jun Xiang, A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone, *Journal of Biomechanics*, vol.40, p.2377–2385, 2007.
- [26] R. Adell, B. Eriksson, U. Lekholm, P.-I. Branemark and T. Jemt, Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws, *Int J Oral Maxillofac Implants* 5, pp. 347–359, 1990.
- [27] Andréa B. Motta, Luiz C. Pereira and Andréia R.C.C. Da Cu, Finite Element Analysis in 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth, *in proc ABAQUS Users' Conference*, p.329-343 , 2006.
- [28] Spierings TM, Peters MCRB, Bosman F, Plasschaert AJM, Verification of theoretical modeling of heat transmission in teeth by in vivo experiments, *J Dent Res*,66,1336, 1987.
- [29] Toparlı M, Gokay N, Aksoy T, An investigation of temperature and stress distribution on a restored maxillary second premolar tooth using three-dimensional finite element method, *J Oral Rehabil*,27,1077, 2000.
- [30] Toparlı M, Aykul H, Sasaki S. Temperature and thermal stress analysis of a crowned maxillary second premolar tooth using threedimensional finite element method. *J Oral Rehabil*,30,99, 2003.

ملخص:

الهدف من هذا العمل هو وضع نماذج والمحاكاة لزراعة السن وهو جذر اصطناعي من التيتانيوم. على شكل برغي، ليحل محل الجذر الطبيعي ويكون سند لقمة الضرس، فيكون عنصر وسيط أو عنصر ربط الأسنان الاصطناعية. في هذه الدراسة، اخترنا زراعة متعلقة بسن من ضواحك الفك السفلي. و استخدمنا المواد الخاصة المتعلقة بالطب التي يراد لها أن تكون على اتصال دائم مع النظم البيولوجية. نمذجة زراعة السن و إنشائه تم باستخدام البرنامج 2007 solidworks و قمنا أيضا بدراسة سكونية و ديناميكية و دراسة الكلال لزراعة السن, باستخدام ansysworbench 11.

Résumé

L'objectif de ce travail est la modélisation et la simulation d'un implant dentaire. L'implant dentaire est une racine artificielle en titane, sous forme de vis, destinée à remplacer une racine naturelle pour servir de support à une couronne, un élément de pont ou un attachement de prothèse.

Dans cette étude, nous avons choisi un implant dentaire de la seconde prémolaire dans la mâchoire inférieure. Les matériaux utilisés sont des biomatériaux, ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques. La modélisation de l'implant dentaire et les différents composants est faite en utilisant solidworks 2007. Nous avons étudié les comportements statiques, dynamiques et de fatigue de l'implant en utilisant la méthode des éléments finis, en utilisant Ansysworbench 11.

Abstract

The objective of this work is the modeling and the simulation of a dental implant. The dental implant is an artificial root in titanium, in the form of screw, intended to replace a natural root to be used as a support with a crown, an element of bridge or an attachment of prosthesis.

In this work, we chose a dental implant of the second premolar in the jaw lower. The materials used are biomaterials; they are intended to be in contact with the systems biological. The modeling of the dental implant and its superstructure is made by using solid works 2007. We studied the static, dynamic and fatigue behaviors of the implant by using the finite element method, by using Ansysworbench 11.

