



## *Remerciements*

*Avant tout, je remercie Dieu le tout puissant de m'avoir donné la force pour accomplir cette thèse.*

*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 Mr Outtas Toufik, professeur à l'université de Batna 2, 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 Mr Brioua Mourad, professeur à l'université de Batna 2 pour l'honneur qu'il nous a fait en acceptant de présider le jury de ma soutenance.*

*Je tiens également à remercier les membres du jury, messieurs, Djebaili Hamid, professeur à l'université de Khenchela, Tati Abdelouahed, professeur à l'université de Biskra, Derfouf SemchEddine, maitre de conf.A à l'université de Biskra et Manaa Rabah, maitre de conf.A à l'université de Batna 2 pour m'avoir fait l'honneur 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.*

# *Dédicace*

الحمد لله و الشكر لله

*Je dédie ce travail à*

*Mes chers parents,*

*Mon mari,*

*Mes enfants,*

*Mes frères*

*Toute ma famille*

*Toutes mes amies.*

*Saida*

# Sommaire

Nomenclature .....	v
Liste des Figures .....	vi
Liste des Tableaux .....	x

## Introduction Générale

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

## Chapitre I : Généralités sur l'implantologie

1 Généralités sur l'implantologie.....	5
1.1 Introduction.....	5
1.2 Implant dentaire .....	5
1.2.1 Définition .....	5
1.2.2 Déroulement du traitement.....	6
1.2.3 Cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires .....	7
1.2.4 Avantages des implants dentaires.....	8
1.2.5 Cas d'échec .....	8
1.3 Biomatériaux.....	9
1.3.1 Introduction.....	9
1.3.2 Différents types de biomatériaux .....	9
1.3.3 Biomatériaux utilisés pour les prothèses.....	10
1.3.3.1 Alliages métalliques.....	10
1.3.3.1.1 Aciers inoxydables.....	10
1.3.3.1.2 Alliages à base de cobalt.....	10
1.3.3.1.3 Alliages à base de titane.....	10
1.3.3.2 Les polymères .....	11
1.3.3.3 Les céramiques.....	11
1.3.3.3.1 La porcelaine.....	12
1.3.3.3.2 Le verre .....	12
1.3.3.3.3 Les céramiques dentaires .....	12
1.3.4 Matériaux utilisés pour les implants dentaires .....	13
1.4 Tissu osseux .....	14
1.4.1 Anatomie osseuse.....	14
1.4.1.1 Maxillaires et mandibule.....	15
1.4.1.2 Os alvéolaire .....	16
1.4.2 Histologie osseuse.....	16
1.4.2.1 Cellules.....	16
1.4.2.1.1 Ostéoblastes .....	16

1.4.2.1.2	Ostéocytes .....	17
1.4.2.1.3	Ostéoclastes.....	17
1.4.2.1.4	Cellules bordantes .....	17
1.4.2.2	Types d'os .....	17
1.4.2.3	Qualité osseuse.....	18
1.4.2.3.1	Classification de Branemark et Alberktsson .....	18
1.4.2.3.2	Classification de Misch.....	18
1.4.2.3.3	Classification de Lekholm et Zarb .....	19
1.4.3	Physiologie osseuse.....	20
1.4.3.1	Croissance et remodelage osseux.....	20
1.4.3.2	Remodelage osseux autour de l'implant .....	21
1.5	Ostéointégration.....	21
1.5.1	Définition .....	21
1.5.2	Processus de l'ostéointégration .....	22
1.5.3	Stabilité primaire et secondaire.....	22
1.5.3.1	Stabilité primaire.....	22
1.5.3.2	Stabilité secondaire .....	22
1.5.4	Mise en charge immédiate .....	23
1.5.5	Facteurs qui influent sur l'ostéointégration .....	24
1.5.6	Critères de succès d'un implant.....	24
1.5.7	Ostéointégration en dépit des contraintes exercées.....	25
1.5.7.1	Facteurs optimisant la stabilité primaire des implants .....	26
1.5.7.2	Facteurs minimisant les contraintes exercées sur les implants .....	26
1.5.8	Détermination de la stabilité primaire.....	27
1.5.8.1	Détermination de la stabilité primaire à l'aide du torque d'insertion.....	27
1.5.8.2	Détermination de la stabilité à l'aide du Periotest.....	28
1.6	Implant : formes et dimensions.....	28
1.6.1	Evolution de la morphologie des implants.....	28
1.6.2	Choix de l'implant .....	29
1.6.2.1	Morphologie implantaire.....	30
1.6.2.1.1	Col de l'implant .....	30
1.6.2.1.2	Corps de l'implant.....	30
1.6.2.1.3	Apex .....	31
1.6.2.2	Architecture d'un implant .....	31
1.6.2.3	Type d'implant .....	32
1.6.2.3.1	Implant cylindrique ou vis standard.....	32
1.6.2.3.2	Implant conique (ou anatomique) .....	33
1.6.2.3.3	Implant cylindro-conique.....	33
1.6.2.4	Morphologie de la connexion implantaire .....	34
1.6.2.5	Diamètre implantaire.....	34
1.6.2.5.1	Implant de petit diamètre < à 3,4 mm .....	34
1.6.2.5.2	Implant de diamètre standard (3,75 à 4,1mm) .....	35
1.6.2.5.3	Implants de gros diamètre (> à 4,5 mm) .....	35
1.6.2.6	Longueur implantaire.....	36
1.6.3	Différentes techniques.....	36
1.6.3.1	Implants enfouis.....	36
1.6.3.2	Implants non enfouis .....	37
1.6.3.3	Extraction-implantation immédiate.....	38
1.7	Conclusion .....	39

## Chapitre II: Revue bibliographique

2	Revue bibliographique.....	41
2.1	Introduction.....	41
2.2	Modélisation et simulation des implants dentaires par la MEF.....	41
2.3	Conclusion .....	62

## Chapitre III: Modélisation et Simulation Numérique

3	Modélisation et Simulation Numérique.....	64
3.1	Introduction.....	64
3.2	Modélisation des différents implants et composants .....	64
3.2.1	Modélisation de la couronne (surface occlusale).....	64
3.2.2	Modélisation de l'implant .....	65
3.2.3	Modélisation de la mâchoire .....	65
3.2.4	Modélisation de l'ensemble .....	66
3.2.5	Modélisation des différentes structures.....	67
3.2.5.1	Variation du diamètre .....	67
3.2.5.2	Variation de la longueur .....	67
3.2.5.3	Variation de la morphologie de la surface du corps implantaire.....	68
3.2.5.4	Variation de la surface du col de l'implant .....	69
3.2.5.5	Variation de la forme du corps implantaire.....	69
3.3	Modélisation par éléments finis.....	70
3.3.1	Conditions de chargement et de fixation.....	71
3.3.2	Maillage .....	71
3.3.2.1	Maillage de l'ensemble en coupe.....	73
3.3.2.2	Maillage de chaque élément.....	73
3.3.3	Statistiques .....	75
3.4	Conclusion .....	75

## Chapitre IV: Résultats et discussion

4	Résultats et Discussion .....	77
4.1	Introduction.....	77
4.2	Résultats et discussion .....	77
4.2.1	Contraintes de Von Mises de l'implant et les différents composants.....	77
4.2.2	Détermination des micromouvements (déplacements) des implants.....	80
4.2.2.1	Déplacement total pour la structure avec D=3,5 mm - L=12 mm .....	81
4.2.2.2	Déplacement total pour la structure avec D=3,8 mm - L=12 mm .....	81
4.2.2.3	Déplacement total pour la structure avec D= 4 mm - L=12 mm .....	82
4.2.2.4	Déplacement total pour la structure avec D=4,8 mm - L=12 mm .....	82
4.2.3	Détermination des déformations équivalentes .....	83
4.2.3.1	Déformation totale de la structure avec D=3,5 mm - L=12 mm.....	83
4.2.3.2	Déformation totale de la structure avec D=3,8 mm - L=12 mm.....	83
4.2.3.3	Déformation totale de la structure avec D=4 mm - L=12mm.....	84
4.2.3.4	Déformation totale de la structure avec D = 4,8 mm - L= 12 mm.....	84
4.2.4	Détermination des contraintes à l'interface os/implant.....	85
4.2.4.1	Influence du diamètre.....	85
4.2.4.1.1	Implants avec corps implantaires lisses .....	85

4.2.4.1.2	Implants avec corps implantaires filetés .....	86
4.2.4.2	Influence de la longueur.....	88
4.2.4.3	Influence des dimensions du filet.....	89
4.2.4.3.1	Influence du pas de filet .....	89
4.2.4.3.2	Influence de la profondeur du filetage .....	90
4.2.4.3.3	Influence de l'angle.....	91
4.2.4.4	Influence de la forme du filetage .....	92
4.2.4.5	Influence du col strié.....	93
4.2.4.6	Influence de la forme du corps implantaire .....	95
4.2.4.7	Influence des contraintes interfaciales selon l'axe radial.....	96
4.3	Etude comparative .....	97
4.4	Conclusion .....	99

## **Conclusion générale**

5	Conclusion Générale.....	100
---	--------------------------	-----

## **Bibliographie**

6	Bibliographie .....	104
---	---------------------	-----

## **Annexe**

Annexe : 1	Surfaces de contact os/implant des cas étudiés.....	109
Annexe : 2	Contraintes maximales de Von-Mises à l'interface os/implant des cas étudiés ...	110
Annexe : 3	Influence des forces occlusales appliquée sur la dent sur la distribution des contraintes à l'interface os/implant.....	111

# Nomenclature

D : Le diamètre du corps implantaire (mm).

L : La longueur du corps implantaire (mm).

P : Le pas du filet du filetage (mm).

H : La profondeur du filet du filetage (mm).

$\theta$  : L'angle du filet du filetage ( $^{\circ}$ ).



# Liste des figures

## Chapitre I

Figure 1.1 : (a) Implant dentaire entre deux racines dentaires, (b) Implant dentaire [3].....	5
Figure 1.2 : Prothèse dentaire en coupe [4].....	6
Figure 1. 3: Tissu osseux [15].....	14
Figure 1. 4: Les os de la tête (Maxillaire et mandibule) [16].....	15
Figure 1. 5: Os maxillaire [17].....	15
Figure 1. 6: Os mandibulaire (maxillaire inférieur) [17].....	16
Figure 1. 7: Os alvéolaire [19].....	16
Figure 1. 8: Cellules osseuses [21].....	17
Figure 1. 9 : Classification de Mish [24].....	18
Figure 1.10 : Classification osseuse selon Lekholm et Zarb [25].	19
Figure 1. 11 : Taux de succès implantaire varient selon la qualité osseuse [14].....	19
Figure 1. 12: Cycle de remodelage osseux [27].....	20
Figure 1.13 : Implant au placement, sa stabilité primaire est assurée par les quelques points de contact entre l'os et les spires de l'implant [38].....	23
Figure 1.14 : Résultat de l'ostéo-intégration selon les micromouvements supra- implantaire pendant les premières semaines de cicatrisation [43].....	25
Figure 1.15 : Influence des contraintes mécaniques sur la stabilité primaire [22].....	26
Figure 1.16 : Paramètres intervenant dans l'optimisation des contraintes à l'interface os/implant [33].	27
Figure 1.17 : Torque d'insertion [45].	28
Figure 1.18 : (a) Periostest, (b) Marteau du Periostest [45].....	28
Figure 1.19 : Implant sous périoste [46].....	29
Figure 1.20 : Evolution des formes d'implants : de gauche à droite : implant vissé conique, implant vissé cylindrique, implant vissé à forme radiculaire, implant impacté [47].....	29
Figure 1.21 : les différentes parties de l'implant [48].	30
Figure 1.22 : Différents types de col implantaire [49].	30
Figure 1.23 : Implant en deux parties : Implant /pilier avec une vis de fixation [51].	32
Figure 1.24 : Implant en une seule partie : (a) Implant monobloc en titane [52], (b) Implant Straumann® monobloc en céramique.	32
Figure 1.25 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique [48].....	33
Figure 1.26 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique [48].	33
Figure 1.27 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique [48].	34
Figure 1.28 : Différentes formes des connexions [49] .	34
Figure 1.29 : Implant enfoui : phase1 [56].	37
Figure 1.30 : Implant enfoui : phase 2 (2 à 6 mois) [56].	37
Figure 1. 31 : Implant non enfoui : une seule phase chirurgicale [56].	38
Figure 1. 32 : Différentes étapes d'un traitement implantaire conventionnel [57].....	38
Figure 1. 33 : Extraction-implantation immédiate [48].....	39

## Chapitre II

Figure 2. 1 : Vue en coupe du modèle maillé et application du chargement [58].	41
Figure 2. 2 : Les contraintes maximales équivalentes dans l'os cortical et spongieux et les déplacements maximums de l'implant/pilier [58].	42

Figure 2. 3 : Modélisation et maillage des éléments de la prothèse : (a) implant, (b) pilier, (c) armature (d) surface occlusale [59].	43
Figure 2. 4 : Distribution des contraintes dans l'os spongieux pour un chargement statique et dynamique [59].	43
Figure 2. 5 : Vue en section droite du modèle 3D ; (a) Couronne; (b) Implant/Pilier, (c) Os spongieux, (d) Os cortical, (H) Hauteur trans-gingivale (variant de 1.0 - 4.0 mm) [60].	44
Figure 2. 6 : Courbes représentant la contrainte maximale équivalente en fonction de la hauteur transgingivale ainsi que le déplacement maximal dans l'implant/os cortical.	45
Figure 2. 7 : Représentation de l'implant FGBM dentaire et l'os environnant (mâchoire) [61].	46
Figure 2. 8 : Maillage de : (a) vis, (b) Pilier, (c) Implant, (d) l'ensemble et la force occlusale [61].	46
Figure 2. 9 : Distribution des contraintes de Von-Mises et déformation totale de l'implant....	47
Figure 2. 10 : Modèle 3D de l'ensemble un implant /os modélisé.	47
Figure 2. 11 : Déformations maximales de tous les modèles sous chargements axial et latéral.	48
Figure 2. 12 : Distribution des déformations équivalentes dans l'os alvéolaire avec un implant de 13 mm ; (a) dans un os spongieux de type 1 sous chargement latéral; (b) dans l'os spongieux de type 4 sous charge axiale [62].	48
Figure 2. 13 : Modèle 3D de l'ensemble [63].	49
Figure 2. 14 : Répartition des contraintes à l'interface os/implant des différentes structures dans la direction axiale [63].	50
Figure 2. 15: (A) Modèle 3D considéré. (B) Le modèle en coupe illustrant le maillage en particulier dans les sites fortement stressés [64].	50
Figure 2. 16 : Les formes étudiées : symétrique, carrée et trapézoïdale [64].	51
Figure 2. 17 : Distribution des contraintes de Von- Mises pour les neuf modèles considérés [64].	51
Figure 2. 18 : (a) Dimensions de l'implant, (b) CT scan de l'incisive et l'os environnant, (c) Modèle créé dans ANSYS [65].	52
Figure 2. 19 : Description de la forme du filetage (a) type-1, (b) type-2, (c) type-3, (d) type-4. Le maillage de chaque filetage est également montré [65].	52
Figure 2. 20 : (a) Distribution des contraintes de Von Mises (b) Contraintes normales ( $\sigma_{11}$ ) . (c) Contraintes de cisaillement ( $\sigma_{12}$ ) variation le long de l'interface(s) implant/os pour un implant avec les dimensions: $L_{b1}=5\text{mm}$ , $L_c =1\text{mm}$ , $\theta_c = -10^\circ$ , $L_{b2} =3\text{mm}$ , and $\theta_{b2}=5^\circ$ [65].	53
Figure 2. 21 : 3D FEM model et chargement ; (a) Chargement axiale, (b) Chargement lingual [66].	53
Figure 2. 22 : Contraintes de Von-Mises dans l'os cortical et l'os spongieux-	54
Figure 2. 23 : Terminologie de base du filetage [67].	55
Figure 2. 24 : Concentration des contraintes au niveau cortical et dans les cinq premiers mm de l'implant [68].	55
Figure 2. 25 : Mesures radiographiques enregistrées. A et B représentent la distance latérale (perte osseuse) de l'implant à la crête osseuse. C : Perte osseuse verticale. D : Distance entre les implants à l'interface implant/pilier [69].	56
Figure 2. 26 : (a) Un seul implant (b) Implant double [70].	57
Figure 2. 27 : Distribution des contraintes de Von Mises (La force est de 70 N inclinée d'un angle de $(15^\circ)$ par rapport à l'axe vertical, appliquée à la pointe de la cuspide distobuccale) [70].	57
Figure 2. 28 : Déformation totale, (La force est de 70 N inclinée d'un angle de $(15^\circ)$ par rapport à l'axe vertical, appliquée à la pointe de la cuspide distobuccale) [70].	57

Figure 2. 29 : Contraintes de Von Mises et déformation totale de différentes structures étudiées , force appliquée au centre (CF)- au milieu buccolingual de la crête marginale distale(DMR) - à la pointe de la cuspside distobuccale (DBC) [70].	58
Figure 2. 30 : Stabilité primaire et secondaire au cours des semaines [75].	59
Figure 2. 31 : FE modèle (implant/os de la mâchoire) [76].	60
Figure 2. 32 : Distribution de la densité sous différents contacts initiaux os/implant [76].	60
Figure 2. 33 : Modèle 2D considéré du système: pilier/implant/os [77].	61
Figure 2. 34 : Distribution des modules élastiques de quatre systèmes d'implants hypothétiques avec une charge occlusale de 100 N appliquée sur l'implant [77].	61

### Chapitre III

Figure 3. 1 : Esquisse et représentation 3D de la couronne.	64
Figure 3. 2 : Implant/pilier.	65
Figure 3. 3 : Os cortical.	65
Figure 3. 4 : Os spongieux.	66
Figure 3. 5 : Modèle 3D en coupe de l'ensemble étudié.	66
Figure 3. 6 : Dimensions de l'implant/pilier utilisées dans notre étude.	67
Figure 3.7 : Implants avec différentes longueurs (D = 4,8 mm ; L= 9 – 12 -15 mm).	68
Figure 3.8 : Formes de filetages considérées (métrique, carrée, ronde et trapézoïdale) et implant lisse.	68
Figure 3. 9 : Formes du filet du filetage des implants utilisés, (a)Métrique, (b) Ronde, (c)Trapézoïdale, (d) Carrée.	68
Figure 3. 10 : Implant avec col lisse et col strié.	69
Figure 3. 11 : Implant conique - Implant cylindrique - Dimension de l'implant conique.	69
Figure 3. 12 : Conditions de chargement et de fixation.	71
Figure 3. 13 : Maillage de l'ensemble en coupe.	73
Figure 3. 14 : Maillage de l'os spongieux.	73
Figure 3. 15 : Maillage de l'os cortical.	74
Figure 3. 16 : Maillage de l'implant monobloc.	74
Figure 3. 17 : Maillage de la couronne.	74

### Chapitre IV

Figure 4. 1 : Distribution des Contraintes sur Von-Mises sur la couronne.	78
Figure 4. 2 : Distribution des Contraintes de Von-Mises sur l'implant/pilier.	78
Figure 4. 3 : Distribution des contraintes de Von-Mises dans l'os spongieux.	79
Figure 4. 4 : Distribution des contraintes de Von-Mises dans l'os cortical.	79
Figure 4. 5 : Déplacement total dans la mâchoire D=3,5 mm ; L=12 mm.	81
Figure 4. 6 : Déplacement total dans la mâchoire D=3,8 mm ; L=12 mm.	81
Figure 4. 7 : Déplacement total dans la mâchoire D=4 mm ; L=12 mm.	82
Figure 4. 8 : Déplacement total dans la mâchoire D = 4,8 mm ; L =12 mm.	82
Figure 4. 9 : Déformation totale dans la mâchoire D=3,5 mm ; L=12 mm.	83
Figure 4. 10 : Déformation totale dans la mâchoire D=3,8mm, L=12 mm.	83
Figure 4. 11 : Déformation totale dans la mâchoire D = 4 mm ; L=12 mm.	84
Figure 4. 12 : Déformation totale dans la mâchoire D= 4,8 mm ; L=12 mm.	84
Figure 4. 13 : Les points sélectionnés sur l'interface os/implant lisse.	85
Figure 4. 14 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant pour un implant cylindrique lisse avec les diamètres : 3,8 mm, 4 mm et 4,8 mm.	86

Figure 4. 15 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ implant d'un implant cylindrique avec filetage métrique avec D=3,8 mm, D=4 mm, D=4,8 mm et p=0,6 mm. ....	87
Figure 4. 16 : Les points sélectionnés sur l'interface os/implant fileté. ....	87
Figure 4. 17 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ implant d'un implant cylindrique métrique avec D=3,8 mm, D=4 mm; D=4,8mm et p=0,6mm. ....	88
Figure 4. 18 : Forme du filet du filetage métrique utilisé dans l'étude. ....	89
Figure 4. 19 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant cylindrique avec un filetage métrique pour D=3,8 mm et p= 0,6 – 0,8 mm. ....	90
Figure 4. 20: Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant cylindrique avec un filetage métrique pour D=3,8 mm et p= 0,6 mm et H= 0,35 – 0,42 mm. ....	90
Figure 4. 21 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant cylindrique avec un filetage métrique pour D = 3,8 mm ; p = 0,6 mm et $\theta = 50^\circ - 60^\circ$ . ....	91
Figure 4. 22 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant (a) : Implant métrique ;(b) : Implant carré ;(c) : implant rond ;(d) : implant trapézoïdal pour un diamètre D= 3,5 mm, p= 0,4 mm. ....	92
Figure 4. 23 : Illustration des formes des fins des filets. ....	93
Figure 4. 24 : Implant contenant des stries. (a)-(b) : Implant modélisé, (c) Implant d'après [88]. ....	94
Figure 4. 25 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant (a) : Implant avec col strié ;(b) : Implant avec col lisse, avec D=4.8mm, p=0.6mm. ....	94
Figure 4. 26 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant avec 4 formes de filetage pour D=3,8 mm et p=0,6 mm - 0.8mm. ....	95
Figure 4. 27 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un conique et un implant cylindrique avec filetages métrique. ....	96
Figure 4. 28 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant selon l'axe radial. ....	97
Figure 4. 29 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant de : Implants cylindriques métriques D = 3,8 mm, p= 0,6 mm et p= 0,8 mm avec les quatre formes de filetages (forces occlusales et les propriétés mécaniques selon [64]). ....	98
Figure 4. 30 : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant selon [64]. ....	99

## Annexe

Figure 5. 1: Surface de contact de tous les implants étudiés. ....	109
Figure 5. 2: Contraintes maximales de Von-Mises de tous les implants étudiés. ....	110
Figure 5. 3: Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ Implant de deux implants cylindriques avec filetages métrique avec variation de la force occlusale appliquée sur la couronne. ....	112

# Liste des tableaux

## Chapitre I

Tableau 1. 1: Propriétés mécaniques des différents biomatériaux cités ci-dessus [6].	11
Tableau 1. 2 : Biomatériaux les plus couramment utilisés [10]. <b>Error! Bookmark not defined.</b>	
Tableau 1. 3 : Matériaux en usage en implantologie [14].	13
Tableau 1.4: Exemples de diamètres mesurés au col et au corps de divers systèmes implantaires existant sur le marché (12).	36

## Chapitre II

Tableau 2. 1 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans l'étude [63].	49
--	----

## Chapitre III

Tableau 3. 1: Les différents modèles des implants utilisés dans l'étude avec leurs dimensions respectives.	70
Tableau 3. 2: Propriétés mécanique des matériaux [82].	70
Tableau 3.3 : Détails du maillage (Pertinence 0 - sans utilisation de la fonction de taille avancée).	72
Tableau 3. 4 : Détails du maillage (Pertinence 0 - Utiliser la fonction de taille avancée).	72
Tableau 3. 5 : Résultats du maillage des quatre choix.	72
Tableau 3. 6 : Résultats du maillage de la structure (D=4.8 mm, L=12 mm et p=0.6 mm).	75

## Chapitre IV

Tableau 4. 1 : Contraintes maximales de Von-Mises des différents éléments de la prothèse et Limites élastiques.	80
Tableau 4. 2 : Dimensions des implants étudiés.	80
Tableau 4. 3 : Tableau récapitulatif des résultats : Déplacements, déformations et surfaces de contact.	85
Tableau 4. 4 : Propriétés mécanique des matériaux utilisés dans [64].	97
Tableau 4. 5 : Dimensions et charges de mastication selon [64].	97

## Annexe

Tableau 5. 1: Gain de surface de contact os/ implant [88].	111
Tableau 5. 2: Dimensions des implants utilisés pour étudier l'influence de la force occlusale.	111

---

# Introduction Générale

---

# Introduction Générale

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 Brånemark 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'implant dentaire est une solution durable et efficace aux personnes qui présente une édentation ou une anomalie au niveau de la dentition. Un implant dentaire est une racine artificielle de titane biocompatible ou de zircone, qui est placé chirurgicalement dans l'os alvéolaire pour supporter une couronne dentaire prothétique afin de remplacer les dents manquantes. Les matériaux utilisés sont des biomatériaux; ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques.

La mise en charge immédiate (MCI) des implants dentaires est depuis longtemps un sujet d'intérêt par les praticiens, parce qu'elle offre la possibilité de diminuer la durée des

traitements et permet au patient d'éviter des solutions prothétiques transitoires très inconfortables. L'amélioration des protocoles, la maîtrise des principes biomécaniques, l'amélioration de la forme et des états de surface des implants ont permis une utilisation plus étendue de cette technique. La durée classique de cicatrisation de 3 à 6 mois hors contrainte mécanique, comme Bränemark et al. [1] ont suggéré. Il y a plus de 25 ans, n'est plus considérée comme un pré requis incontournable de l'obtention de l'ostéointégration des implants. De nombreuses études ont démontré que les implants pouvaient s'intégrer dans des conditions contrôlées même s'ils sont mis en charge le jour de l'implantation.

Parmi les facteurs de succès d'un implant est l'ostéo-intégration, elle est basée sur deux facteurs, La stabilité primaire qui est définie comme la stabilité mécanique de l'implant et la stabilité secondaire qui représente la stabilité biologique après le remodelage osseux. Pour obtenir l'ostéo-intégration en dépit des forces exercées sur l'implant, il est nécessaire de maintenir les micromouvements en dessous du seuil de tolérance de l'implant considéré, pour cela il faut optimiser la stabilité primaire et minimiser les contraintes exercées à l'interface os/implant.

Les paramètres intervenant dans l'optimisation de la stabilité primaire et la minimisation des contraintes à l'interface os/implant sont : longueur, diamètre, type d'implant (cylindrique ou conique), état de surface, quantité osseuse, densité osseuse, séquence de forage, site post-extractionnel, profondeur du forage au-delà de l'apex, appui sur les corticales, axe des forces, solidarisation des implants, fonctionnalité, type d'occlusion, parafunctions.

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence de la géométrie et les dimensions d'un implant dentaire tels que le diamètre, la longueur, la forme du corps implantaire, col lisse/strié la forme et les dimensions du filet par une analyse tridimensionnelle sur les contraintes exercées au niveau de l'implant ainsi que le succès implantaire.

Pour atteindre nos objectifs, on a choisi et modélisé un implant dentaire de la deuxième prémolaire dans la mâchoire inférieure avec différents diamètres, différentes longueurs, différentes dimensions du filet, quatre types de filetages ; carré, métrique, rond et trapézoïdal, deux formes d'implants cylindrique et conique avec un filetage métrique et deux types de cols : un col lisse et un col strié en utilisant Solid Works.

On a considéré un os de type 2 selon le système de classification de Zarb et Lakhholm. On a simulé le comportement statique et on a déterminé les contraintes de Von-Mises de l'ensemble, les déplacements (micromouvements), les déformations et le profil des contraintes de Von-Mises au niveau de l'interface os/implant en utilisant la méthode des éléments finis



(MEF) moyennant le logiciel Ansys Workbench pour trouver la géométrie et les dimensions donnant la solution optimale permettant d'obtenir le succès implantaire.

La thèse est structurée en quatre chapitres. Dans le premier chapitre sont présentées des généralités sur l'implantologie, notamment les implants dentaires, les biomatériaux, le tissu osseux, l'ostéointégration et les différentes formes et dimensions d'un implant dentaire. Le chapitre deux résume les travaux les plus significatifs concernant la modélisation des implants, l'ostéointégration et les contraintes interfaciales os/implant. Dans le chapitre trois, on a procédé à la modélisation et simulation numérique du modèle d'implant choisit, il s'agit d'un modèle tridimensionnel d'os mandibulaire spongieux entouré d'os cortical dans lequel est placé un implant/pilier en titane recouvert d'une couronne en céramique. Le chapitre quatre présente les différents résultats de simulation et leur validation pour chaque cas d'étude.

Enfin, une conclusion générale et des perspectives sont présentées pour clore ce travail.

---

# Généralités sur l'implantologie

---

# Généralités sur l'implantologie

## Sommaire du chapitre 1

1	Généralités sur l'implantologie .....	5
1.1	Introduction .....	5
1.2	Implant dentaire .....	5
1.2.1	Définition .....	5
1.2.2	Déroulement du traitement .....	6
1.2.3	Cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires .....	7
1.2.4	Avantages des implants dentaires .....	8
1.2.5	Cas d'échec .....	8
1.3	Biomatériaux .....	9
1.3.1	Introduction.....	9
1.3.2	Différents types de biomatériaux .....	9
1.3.3	Biomatériaux utilisés pour les prothèses .....	10
1.3.4	Matériaux utilisés pour les implants dentaires.....	13
1.4	Tissu osseux.....	14
1.4.1	Anatomie osseuse .....	14
1.4.2	Histologie osseuse.....	16
1.4.3	Physiologie osseuse .....	20
1.5	Ostéointégration.....	21
1.5.1	Définition .....	21
1.5.2	Processus de l'ostéointégration.....	22
1.5.3	Stabilité primaire et secondaire.....	22
1.5.4	Mise en charge immédiate .....	23
1.5.5	Facteurs qui influent sur l'ostéointégration .....	24
1.5.6	Critères de succès d'un implant.....	24
1.5.7	Ostéointégration en dépit des contraintes exercées .....	25
1.5.8	Détermination de la stabilité primaire .....	27
1.6	Implant : formes et dimensions .....	28
1.6.1	Evolution de la morphologie des implants .....	28
1.6.2	Choix de l'implant .....	29
1.6.3	Différentes techniques .....	36
1.7	Conclusion .....	39

# 1 Généralités sur l'implantologie

## 1.1 Introduction

Ce chapitre présente un aperçu sur l'implantologie, en passant par la définition d'un implant dentaire, le déroulement du traitement, les avantages et les cas d'échec. On a également mis l'accent sur les biomatériaux destinés à être en contact avec les systèmes biologiques vivants, leurs propriétés mécaniques et leur biocompatibilité. Le tissu osseux est l'acteur principal, pour cela on a donné un aperçu sur ce dernier, ses propriétés et son comportement dans le domaine de l'implantologie orale du point de vue macroscopique et microscopique. L'ostéointégration qui est un facteur indispensable pour le succès des implants ; pour cela, on a présenté les facteurs qui influent sur la réussite de l'implant dentaire au niveau de l'interface os/implant et enfin les différentes formes et dimensions des implants existants sur le marché.

## 1.2 Implant dentaire

### 1.2.1 Définition

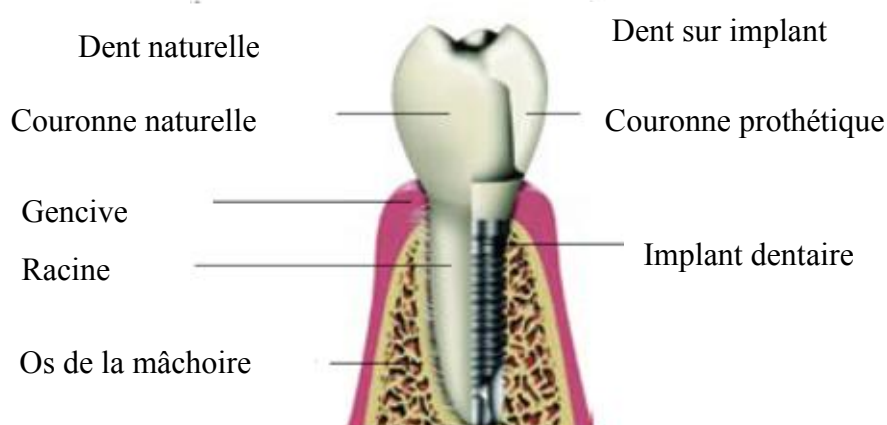
L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (figure 1.1.(a)) et (figure 1.1.(b)), il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os de la mâchoire 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 [2].



**Figure 1.1 :** (a) Implant dentaire entre deux racines dentaires, (b) Implant dentaire [3]

La différence entre une dent naturelle et une dent sur implant est illustrée dans la figure

## 1.2.



**Figure 1.2** : Prothèse dentaire en coupe [4].

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm<sup>2</sup> 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 [4].

### 1.2.2 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.

- **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.

- **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.

- **Pose de la prothèse**

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

Actuellement, on réalise lors du même temps opératoire l'extraction et la mise en place de l'implant dans l'alvéole fraîchement vidée, extraction/implantation immédiate. La prothèse peut être placée dans le même temps que la mise en place chirurgicale de l'implant. Les résultats doivent rester fiables et prévisibles, comparés à la méthode traditionnelle de Branemark [5].

### **1.2.3 Cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires**

Dans le cas de problèmes particuliers de santé 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 etc..., 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 [4].

### 1.2.4 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.

### 1.2.5 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 [3].

## 1.3 Biomatériaux

### 1.3.1 Introduction

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.

### 1.3.2 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 (implant dentaire, 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 [6].



### **1.3.3 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 [6].

#### **1.3.3.1 Alliages métalliques**

##### **1.3.3.1.1 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.

##### **1.3.3.1.2 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.

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.

##### **1.3.3.1.3 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. 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 :

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 [7], [8], [9].

Les propriétés mécaniques des différents biomatériaux cités ci-dessus sont regroupées dans le tableau 1.1.

**Tableau 1.1:** Propriétés mécaniques des différents biomatériaux cités ci-dessus [6].

Propriétés Matériaux	Module de Young (GPa)	Limite élastique (MPa)	contrainte à la rupture en traction (MPa)	Résistance à la fatigue (MPa)
Aciers Inoxydables	200	280	520	250
Alliages à base de cobalt	220	640	835	530
Alliages à base de titane	110	1050	1185	650

### 1.3.3.2 Les 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 [10].

### 1.3.3.3 Les 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 la 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 [11] et [12].

#### **1.3.3.3.1 La porcelaine**

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

#### **1.3.3.3.2 Le 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.

#### **1.3.3.3.3 Les céramiques dentaires**

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrides 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 [13].

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

**Tableau1. 2** : Biomatériaux les plus couramment utilisés [10].

Matériau	Domaine d'application
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, <b>implants dentaires</b>
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, <b>implants dentaires</b> , 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	<b>Implants orthopédiques et dentaires</b>
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables

### 1.3.4 Matériaux utilisés pour les implants dentaires

Les implants dentaires sont fabriqués à partir de biomatériaux métalliques et céramiques voir tableau 1.3. Les métaux les plus connus pour leur biocompatibilité sont :

**Tableau1. 3** : Matériaux en usage en implantologie [14].

Métalliques	Céramiques	
	Bio-inertes	Bioactives
Ticp grade 1-4	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HA
Alliage de Ti (grade 5)	ZrO <sub>2</sub>	TCP
Alliage de TiZr		Bioverres
Zr		Brushite
Nb		
Ta		

- Le titane commercialement pur (Ticp, grade 1- 4).
- Les alliages de titane (Ti grade 5, TiZr)
- Le nobium (Nb).
- Le tantale (Ta).
- Le zirconium (Zr), [14].

Le titane pur est classé par un degré de pureté (grade de 1 à 4) et est caractérisé par les teneurs en oxygène, carbone et fer. Alors que les alliages de titane dentaire sont du TiAl6V4 (alliage grade 5) avec une résistance à la fatigue plus élevée que le titane pur [14].

- Les implants dentaires peuvent aussi être fabriqués en céramiques. La famille des céramiques se divise en céramiques inertes et céramiques bioactives. Les céramiques inertes les plus connues sont l'alumine ( $Al_2O_3$ ) et la zircone ( $ZrO_2$ ). Les céramiques bioactives sont utilisées comme revêtements de surface. Les plus connues sont l'hydroxyapatite (HA), le tricalcium phosphate (TcP), bioverres, Brushite.

## 1.4 Tissu osseux

Parmi les facteurs qui influent sur le succès des implants sont la qualité, le volume osseux et le contact os/implant qui est une mesure de l'ostéointégration de l'implant, c'est le remodelage de l'os entre l'interface os/implant. Pour cela, il est indispensable d'étudier l'acteur principal qui est le tissu osseux.

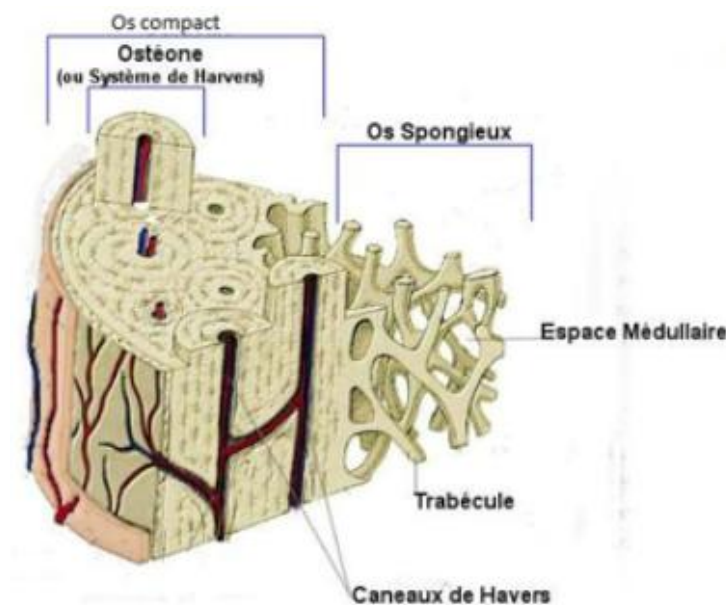


Figure 1. 3: Tissu osseux [15]

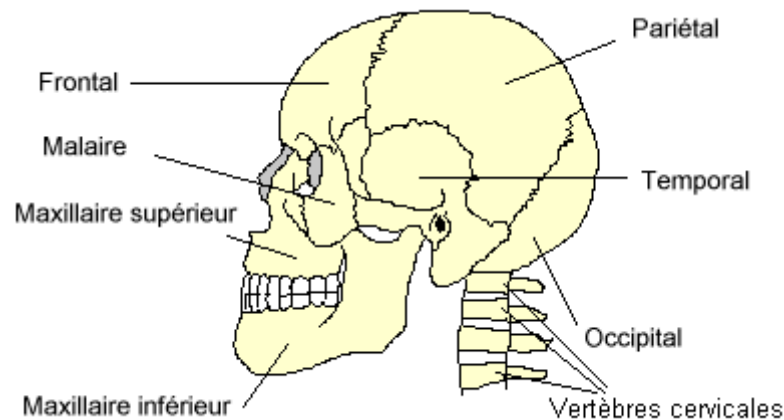
Le tissu osseux compact est en fait organisé en cylindres parallèles entres eux, qu'on appelle les ostéons, et au centre desquels se trouvent les canaux de Havers qui permettent la vascularisation et donc la survie des cellules osseuses. Ensuite, on trouve le tissu osseux spongieux, (ou trabéculaire).

### 1.4.1 Anatomie osseuse

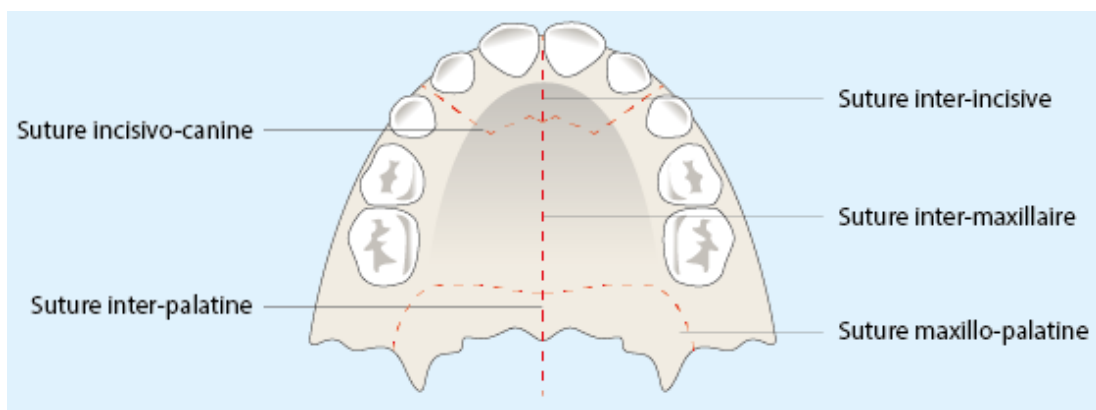
On va étudier le tissu osseux et ces particularités dans le domaine de l'implantologie orale, au niveau des maxillaires et de la mandibule, d'un point de vue macroscopique et microscopique.

### 1.4.1.1 Maxillaires et mandibule

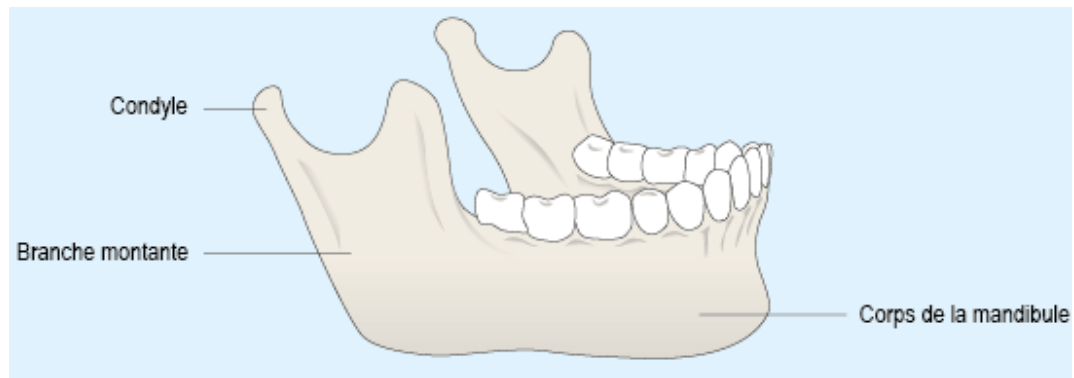
- **Les os maxillaires** : constituent le squelette de la mâchoire supérieure. Avec leur forme de pyramide triangulaire à sommet latéral tronqué, ils s'articulent avec tous les autres os de la face. Chaque maxillaire est creusé d'une cavité, le sinus maxillaire. L'innervation est sous la dépendance du nerf maxillaire, deuxième branche du nerf trijumeau, issu du ganglion trigéminal (figure 1.4 - figure 1.5).
- **La mandibule** : est un os impair et symétrique qui constitue seul le squelette de l'étage inférieur de la face. Seul os mobile de la face, il est constitué d'un corps et de deux branches. L'innervation sensitive de la mandibule et des dents mandibulaires est assurée par le nerf alvéolaire inférieur qui est situé sous les racines dentaires, au contact de la corticale interne (figure 1.4- figure 1.6).



**Figure 1. 4:** Les os de la tête (Maxillaire et mandibule) [16]



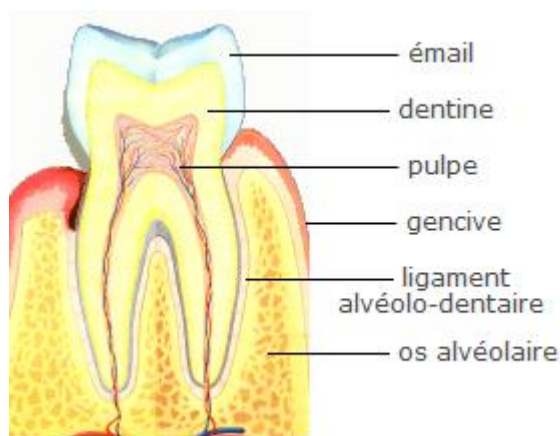
**Figure 1. 5:** Os maxillaire [17]



**Figure 1. 6:** Os mandibulaire (maxillaire inférieur) [17]

#### 1.4.1.2 Os alvéolaire

On désigne sous le nom d'os alvéolaire ou procès alvéolaire, l'extension des maxillaires et de la mandibule (os basaux). Il supporte les alvéoles dentaires et constitue donc le logement des dents : l'os alvéolaire naît, vit et meurt avec celles-ci. La crête osseuse suit de façon harmonieuse et festonnée, le collet des dents et les saillies des racines, comme la gencive marginale, mais à un niveau inférieur. Parfois, les tables osseuses peuvent être très fines, surtout en vestibulaire, et l'os peut même être absent, créant alors des déhiscences ou des fenestrations. La labilité physiologique de l'os est maintenue par un équilibre précis entre l'apposition et la résorption osseuse réglées par des influences locales et générales [18].



**Figure 1. 7:** Os alvéolaire [19]

### 1.4.2 Histologie osseuse

#### 1.4.2.1 Cellules

##### 1.4.2.1.1 Ostéoblastes

Ces cellules sont responsables de la synthèse de la matrice osseuse qui les entoure ainsi que des protéines de cette matrice. Ce tissu est appelé tissu ostéoïde et prendra le nom de « tissu osseux » seulement après calcification. Les ostéoblastes sont actifs pendant la phase

d'édification des structures osseuses mais aussi pendant les périodes de remaniement osseux (Figure1.8).

#### 1.4.2.1.2 Ostéocytes

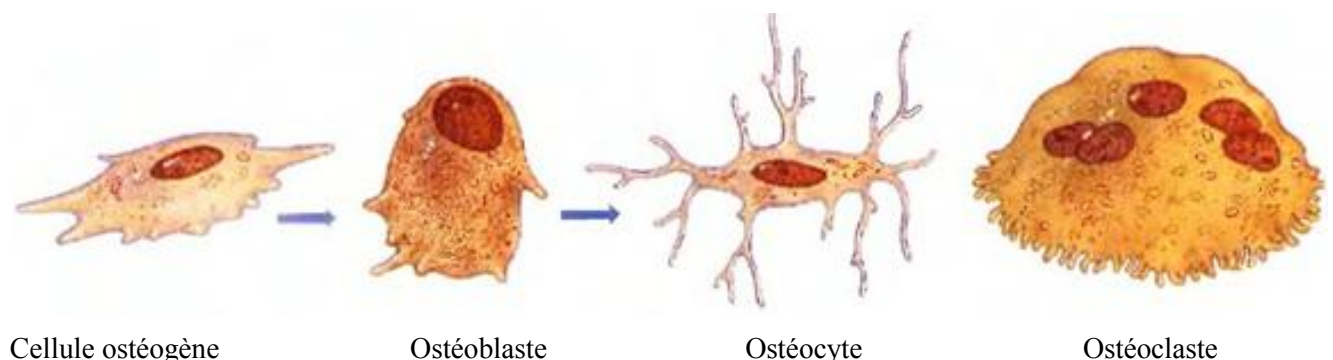
Ces cellules sont les plus abondantes. Elles correspondent à des ostéoblastes qui se sont retrouvés coincés au sein de la matrice osseuse qu'ils ont eux-mêmes formée. Elles communiquent entre elles par un système de prolongements dendritiques qui les relient les unes aux autres, formant ainsi un réseau canaliculaire (Figure1.8).

#### 1.4.2.1.3 Ostéoclastes

Ils sont capables de dissoudre les minéraux et dégrader la matrice organique. Cette résorption osseuse leur permet de contrôler l'homéostasie du calcium. Ces cellules géantes multinucléées se trouvent sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et parfois sur la surface du périoste, et sont présentes au niveau des sites actifs de remaniements osseux (Figure1.8).

#### 1.4.2.1.4 Cellules bordantes

Elles forment une frontière entre l'os et les autres compartiments de l'organisme. Peu actives, elles dérivent des ostéoblastes et sont impliquées dans l'ostéogénèse [18], [20].



**Figure 1. 8:** Cellules osseuses [21]

#### 1.4.2.2 Types d'os

L'os s'organise en quatre compartiments. On distingue de l'extérieur vers l'intérieur : le périoste (membrane fibreuse qui a un rôle important dans les remaniements osseux superficiels), l'os cortical, l'endoste (recouvre la face interne de l'os compact), et l'os spongieux.

Les types d'os pour les implants dentaires sont importants lors de la planification du traitement ; car lorsque l'on pose un implant, la réponse osseuse sera différente selon qu'elle a lieu dans un os cortical ou spongieux [22].



### 1.4.2.3 Qualité osseuse

Une qualité osseuse satisfaisante doit assurer une bonne stabilité primaire de l'implant. La qualité et la quantité des tissus durs doivent être analysés avec rigueur, le spécialiste implantologue prend en compte le type et la qualité de l'os avant de placer un processus d'implantologie de réhabilitation. Il existe différentes classifications de la qualité osseuse, on cite :

#### 1.4.2.3.1 Classification de Branemark et Alberktsson

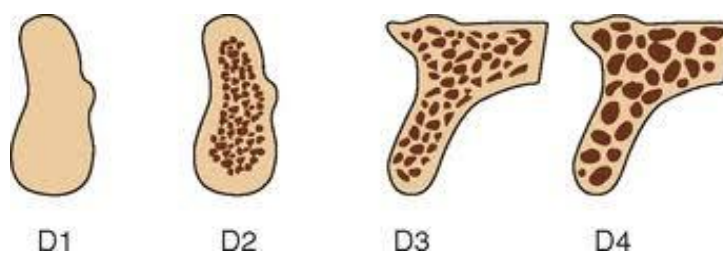
Ils ont étudié tant la qualité osseuse (densité) comme la quantité d'os (degré de résorption du rebord alvéolaire). La quantité d'os est évaluée en termes de résorption osseuse existante et elle est classée dans les catégories suivantes :

- **Os type A:** crête alvéolaire presque complète. Il existe une résorption naissante du processus alvéolaire.
- **Os type B:** résorption de la crête alvéolaire minimale. Il existe une résorption modérée de processus alvéolaire.
- **Os type C:** résorption complète de la crête alvéolaire jusqu'à l'arc de base. Il existe une résorption du processus alvéolaire.
- **Os type D:** Le processus alvéolaire a disparu, une résorption osseuse naissante basale commence à apparaître.
- **Os type E:** extrême résorption de l'arc de base. C'est le cas extrême où il existe déjà une résorption de l'os basale [23].

#### 1.4.2.3.2 Classification de Misch

**Misch (1990)** a développé une classification basée sur la densité osseuse, il a décrit quatre densités osseuses en fonction de leurs localisations (figure 1.9).

- Type D1 : Os dense et compact.
- Type D2 : Os poreux et compact.
- Type D3 : Os avec d'épaisses trabéculations.
- Type D4 : Os très peu dense avec de fines trabéculations [24].



**Figure 1. 9 :** Classification de Misch [24].

### 1.4.2.3 Classification de Lekholm et Zarb

La classification la plus utilisée est celle proposée par Lekholm et Zarb en 1985. La qualité de l'os est évaluée en fonction de la densité osseuse existante et elle est classée dans les catégories suivantes:

- **Os type 1:** la mâchoire est composée presque exclusivement d'os compact. La plupart de l'os maxillaire est compacte et homogène.
- **Os type 2:** Une épaisse couche d'os compact entoure un noyau dense d'os spongieux.
- **Os type 3:** L'os cortical est mince, entourant une densité de l'os médullaire de bonne densité et trabéculatation. Ce qui signifie une fine couche d'os compact entoure un noyau de l'os trabéculaire de résistance favorable dense.
- **Os type 4:** L'os cortical est très mince, et entourant l'os spongieux de mauvaise qualité et peu dense. Ce qui signifie une très fine couche d'os cortical autour d'un noyau de faible densité osseuse trabéculaire [25].

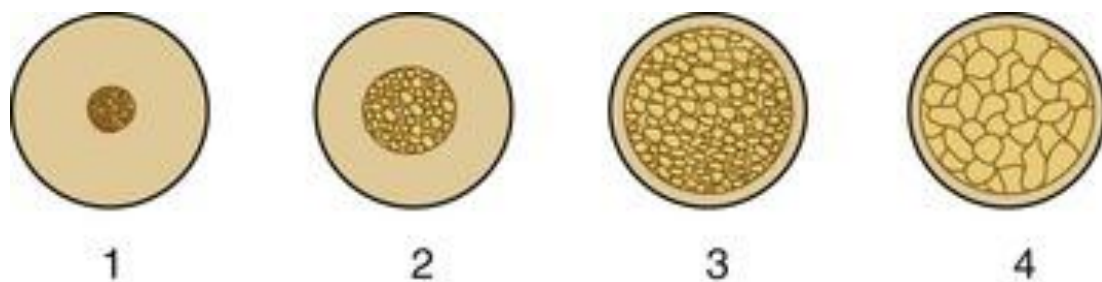


Figure 1.10 : Classification osseuse selon Lekholm et Zarb [25].

Le taux de succès des implants dentaires varie en fonction de la qualité osseuse [14], voir figure 1.11.

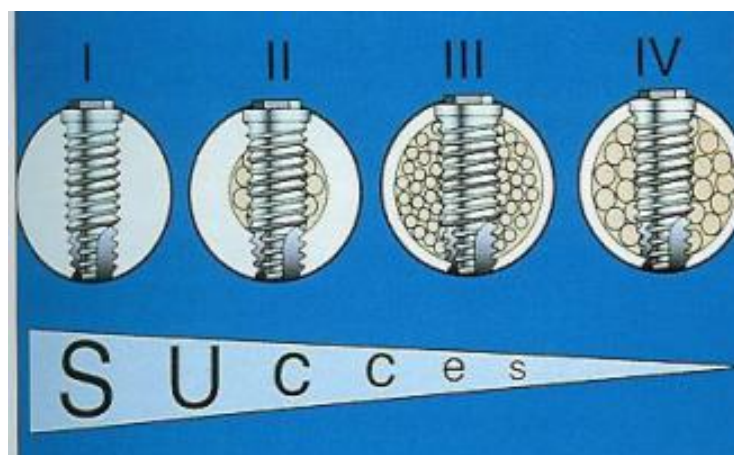


Figure 1.11 : Taux de succès implantaires varient selon la qualité osseuse [14].

La perte de dents, à cause des caries et les maladies parodontales comme les causes les plus communes, porte le début d'un processus naturel de la résorption de la crête alvéolaire, qui est presque toujours indépendante de l'âge, le sexe ou l'état de santé du patient.

Cette résorption est quatre fois plus élevée dans la mandibule qu'au maxillaire supérieur, et c'est plus rapide parmi les six premiers mois et deux ans post-extraction, mais il peut se prolonger pendant le reste de la vie et être augmenté par la compression causée par l'utilisation de prothèses amovibles.

D'un autre côté, le volume et la densité osseuse peut se voir modifié par le propre vieillissement et des affections tels que l'ostéoporose, en particulier à partir des 50 ans, où c'est démontré que la perte par an du contenu minérale de l'os est plus élevée chez les femmes que chez les hommes [23].

### 1.4.3 Physiologie osseuse

#### 1.4.3.1 Croissance et remodelage osseux

Pendant l'enfance, la croissance et le remodelage osseux coexistent, alors que chez l'adulte seul le remodelage persiste. La croissance osseuse résulte de deux mécanismes : l'ossification enchondrale, qui assure principalement la formation des os longs, et l'ossification membranaire qui a lieu au niveau des os plats. Le remodelage permet de préserver les propriétés biomécaniques du tissu osseux et se déroule selon une chronologie précise [26]. Voir figure 1.12.

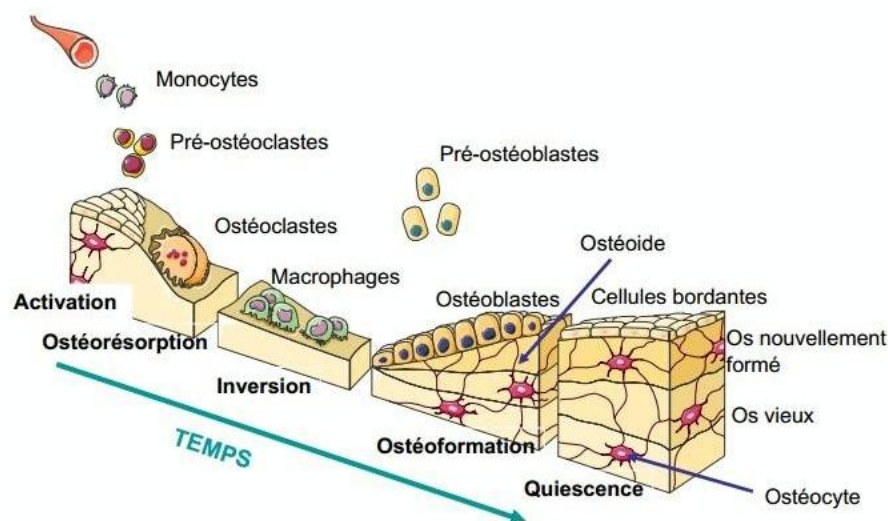


Figure 1. 12: Cycle de remodelage osseux [27]

- **La phase d'activation** initie le processus du remaniement. Cette phase conduit au recrutement d'ostéoclastes qui vont reconnaître une surface destinée à être résorbée.

- **La phase de résorption** a alors lieu grâce aux ostéoclastes qui adhèrent à la surface. Ils vont dissoudre la phase minérale par acidification. La phase organique est dégradée par des enzymes spécifiques.
- Ensuite, c'est une **phase d'inversion** où se forme la ligne cimentante. C'est ici qu'il y a couplage entre la résorption et la synthèse. Les ostéoclastes se retirent et laissent la place au recrutement des ostéoblastes.
- Puis c'est **une phase de formation** les ostéoblastes adhèrent et synthétisent une matrice collagénique qui sera secondairement minéralisée. Cette séquence dure en moyenne entre quatre et six mois.
- Enfin, **la phase de quiescence** est un état de veille qui dure jusqu'à la nouvelle phase de remodelage dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local [18].

#### 1.4.3.2 Remodelage osseux autour de l'implant

Lors de la mise en place d'un implant, la réaction osseuse n'est pas spécifique. Elle est la même que toute réparation après effraction du tissu osseux (fracture, forage, greffe). Contrairement aux tissus mous, la réparation osseuse ne produit pas de tissu cicatriciel si elle est réalisée dans de bonnes conditions. A la fin de la cicatrisation, l'os nouvellement formé ne pourra plus être différencié de l'os préexistant. Les cellules osseuses étant recrutées à partir de la circulation sanguine, il est logique que les conditions de réparation dans un os entouré de vaisseaux sanguins soient meilleures. La réparation osseuse nécessite une certaine stimulation mécanique : sans stimulation, la capacité ostéogénique est faible, mais si elle est trop importante, cela provoquera une fibro-intégration [18].

## 1.5 Ostéointégration

### 1.5.1 Définition

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

En 1990, Zarb et Albrektsson ont proposé une nouvelle description de l'ostéointégration : c'est un processus par lequel une fixation rigide et asymptotique d'un matériau alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle [28].

En 2006, Ellingsen J et al. [29] ont défini l'ostéointégration comme l'attachement direct apparent ou la connexion de tissu osseux à un matériau inerte, tel le titane sans l'interposition de tissu conjonctif. Pendant l'ostéointégration, les ostéoblastes et la matrice minérale restent en

contact avec la surface de l'implant même quand des charges y sont appliquées. En d'autres termes, il s'agit de l'intégration de l'implant dentaire au niveau osseux [30].

### 1.5.2 Processus de l'ostéointégration

La cicatrisation osseuse péri-implantaire peut être subdivisée en trois phases :

**Phase 1** : formation d'un hématome dans une cavité étanche située entre l'os et l'implant, Il existe une couche d'os lésée par le traumatisme du forage.

**Phase 2** : formation d'un cal osseux remplaçant l'hématome, guérison de la couche d'os lésée.

**Phase 3** : remodelage osseux en fonction des charges appliquées [31], [32].

### 1.5.3 Stabilité primaire et secondaire

L'ostéo-intégration est basée sur deux facteurs : La **stabilité primaire** qui est définie comme la stabilité mécanique de l'implant juste après son insertion et la stabilité secondaire représente la **stabilité biologique** après le remodelage osseux.

#### 1.5.3.1 Stabilité primaire

L'obtention de l'ostéointégration repose sur l'absence de mouvement de l'implant dans l'os durant la phase de cicatrisation. En plaçant l'implant dans la mâchoire, certaines zones de la surface de l'implant sont en contact direct avec l'os. Ce contact est appelé stabilité primaire ou mécanique. Elle dépend de la qualité osseuse, du volume osseux disponible, de la technique chirurgicale et de la morphologie implantaire, surtout dans un os de faible densité, de la forme de l'implant et de son état de surface rugueux. Ainsi, l'état de l'os du site d'implantation va conditionner le potentiel de cicatrisation et favoriser ainsi le succès de l'opération [33], [34], [35], [36]. Elle dépend aussi de la qualité du forage [37].

Pour augmenter la stabilité primaire, on pourra :

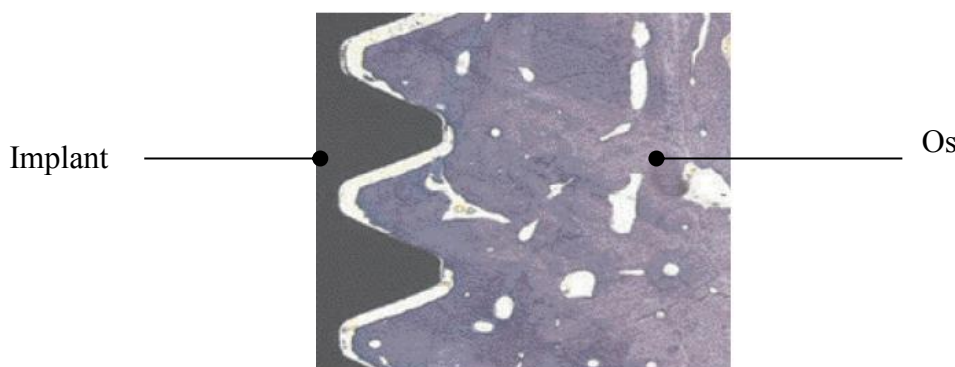
- Adapter la technique de forage dans un os peu dense en réduisant la longueur et le diamètre des forages, ou en utilisant des impacteurs afin de condenser l'os environnant [36].
- Utiliser des implants présentant une certaine conicité [37].

La stabilité primaire correspond à la stabilité immédiate de l'implant après sa mise en place chirurgicale. C'est un élément essentiel à la réussite du traitement.

#### 1.5.3.2 Stabilité secondaire

Lorsqu'on analyse sur une coupe histologique, la situation de l'implant par rapport à l'os alvéolaire au moment de l'implantation, on peut voir que les zones de contact sont très réduites (Figure 1.13). Les espaces sont alors habités par un caillot sanguin qui lui-même va

être infiltré par des cellules préostéoblastiques venant des espaces médullaires avoisinants. Un front de cellules ostéoblastiques va alors se former au contact de l'os et progresser en direction de l'implant pour entrer en contact avec sa surface biocompatible, cet os ainsi formé est un os immature. Par les phénomènes de remodelage osseux, celui-ci se transforme en os mature et les zones de contact os/implant grandissent. C'est la quantité de contact os/implant qui va déterminer la stabilité secondaire ou stabilité biologique [38].



**Figure 1.13** : Implant au placement, sa stabilité primaire est assurée par les quelques points de contact entre l'os et les spires de l'implant [38].

Entre les deux se trouve la période de cicatrisation pendant laquelle les phénomènes de formation osseuse décrits ci-dessus vont se superposer aux phénomènes de résorption osseuse physiologique entamant les zones de contact primaire.

Après la cicatrisation primaire, la stabilité secondaire est déterminée par la réponse biologique au traumatisme chirurgical, les conditions de cicatrisation ainsi que par le matériau dont est fait l'implant. Enfin, la formation et le remodelage de l'os à l'interface implantaire conduisent à une surface de contact os/implant plus étendue.

Cependant, après le traumatisme chirurgical, une surcharge au niveau de l'implant, un phénomène infectieux ou l'utilisation de matériaux non-biocompatibles peuvent être à l'origine de résorption osseuse, de diminution de la stabilité de l'implant, et dans certains cas, d'encapsulation fibreuse et perte totale de la stabilité, c'est-à-dire l'échec implantaire.

La périphérie de l'implant rentre le plus souvent en contact avec l'os cortical, plus favorable pour obtenir une stabilité primaire. Dans un os de mauvaise qualité de type IV, il est souhaitable d'obtenir un ancrage bicortical pour obtenir une certaine stabilité initiale de l'implant, condition indispensable à l'obtention de l'ostéointégration [39].

#### **1.5.4 Mise en charge immédiate**

Elle offre la possibilité de diminuer la durée des traitements et permet au patient d'éviter des solutions prothétiques transitoires très inconfortables. De nombreuses études ont démontré que les implants pouvaient s'intégrer dans des conditions contrôlées même s'ils sont mis en

charge le jour de l'implantation.

La stabilité primaire est un élément essentiel à la réussite du traitement, l'exigence de la stabilité primaire est plus fondamentale quand les implants subissent une mise en charge immédiate (MCI).

Le praticien met en place une dent provisoire en résine qui préfigure la future prothèse. Le patient repart ainsi avec une dent. Cette technique n'est pas utilisable dans tous les cas, elle nécessite notamment une bonne stabilité primaire de l'implant qui n'est pas obtenue dans toutes les chirurgies.

Le protocole de mise en charge immédiate requiert, selon [40], [41]:

- Une excellente stabilité initiale de l'implant, qui dépend de la qualité osseuse, du type de préparation du forage, de la forme de l'implant et de son état de surface rugueux.
- Un contrôle occlusal rigoureux durant la phase de guérison initiale. Les implants ne devront pas être soumis à des forces excessives pouvant entraîner des micromouvements.

### 1.5.5 Facteurs qui influent sur l'ostéointégration

D'après Albreksson [42], les facteurs qui influent sur l'ostéointégration sont :

- Les matériaux utilisés : le titane, il est passivé par une couche d'oxyde  $TiO_2$  protectrice qui lui donne ses propriétés biocompatibles.
- La forme des implants : il existait à l'origine deux formes principales pour les implants: les vis et les cylindres. Cependant les résultats se sont montrés plus stables dans le temps avec les vissés, que ce soit au maxillaire ou à la mandibule.
- L'état de surface : une surface rugueuse par sablage donne une meilleure adhérence à la fibrine permettant ultérieurement une meilleure apposition osseuse.
- L'état du site implantaire : les conditions osseuses et muqueuses ont leur importance.
- La technique chirurgicale: l'os ne supporte pas une température supérieure à 47 degrés pendant plus d'une minute. La technique de forage doit permettre de ne pas dépasser cette température. Elle se fait pas à pas à l'aide de forets de tailles croissantes et calibrés et sous irrigation avec une vitesse de rotation lente (inférieure à 1200 tours/minute).
- Les conditions de mise en charge : ce paramètre a beaucoup évolué avec les années, mais à l'origine, Bränemark conseillait une mise en nourrice des implants et un délai de mise en charge différé de 3 à 8 mois.

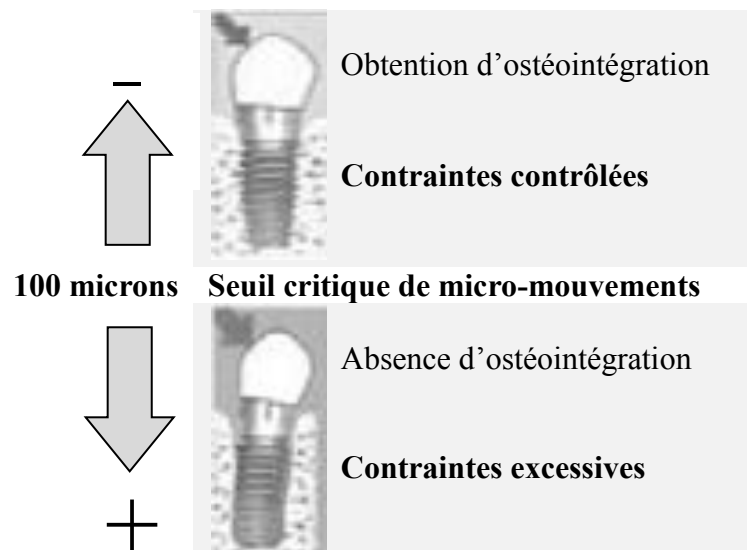
### 1.5.6 Critères de succès d'un implant

D'après Albreksson et al. [42], les critères de succès d'un implant sont :

- L'implant doit rester immobile quand il est testé cliniquement.
- L'absence de zones radio-claires autour de l'implant doit être évidente sur un cliché rétro-alvéolaire de bonne qualité, présentant une définition suffisante.
- La perte osseuse doit être inférieure à 0,2 mm entre deux examens espacés d'un an.
- De nombreux signes cliniques subjectifs et objectifs persistants et/ou irréversibles doivent être absents : douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale, effraction du canal dentaire inférieur.

### 1.5.7 Ostéointégration en dépit des contraintes exercées

Pour obtenir l'ostéo-intégration de l'implant en dépit des contraintes exercées durant la cicatrisation osseuse, il faut minimiser les micromouvements à l'interface os/implant et optimiser la stabilité primaire des implants. **L'excès de micromouvements à l'interface os implant est responsable de l'échec de l'ostéo-intégration.**



**Figure 1.14** : Résultat de l'ostéo-intégration selon les micromouvements supra- implantaire pendant les premières semaines de cicatrisation [43].

Différentes études montrent que la présence de micromouvements supérieurs à 150  $\mu\text{m}$  sur les implants pendant les jours qui suivent leur mise en place peut entraîner une mauvaise cicatrisation. En effet, lorsqu'ils sont trop importants, ils conduisent à la fibro implantaire (Figure 1.14).

Toutefois, les micromouvements inférieurs à 50  $\mu\text{m}$  semblent être bien tolérés et ne perturbent pas l'obtention de l'ostéointégration [44].

Pour minimiser les micromouvements à l'interface os/implant. Il s'agit



simultanément d'optimiser la stabilité primaire des implants et de minimiser les contraintes.

Ces efforts conjugués permettent de limiter efficacement les micromouvements à l'interface os-implant et d'obtenir l'ostéo-intégration.

#### 1.5.7.1 Facteurs optimisant la stabilité primaire des implants

La stabilité primaire des implants joue un rôle important dans le pronostic de l'intégration des implants. Elle est plus fondamentale encore quand les implants subissent une mise en charge immédiate. Elle traduit la capacité de résistance de l'implant placé dans sa logette aux forces axiales, latérales et de rotation. Les facteurs permettant de l'optimiser sont :

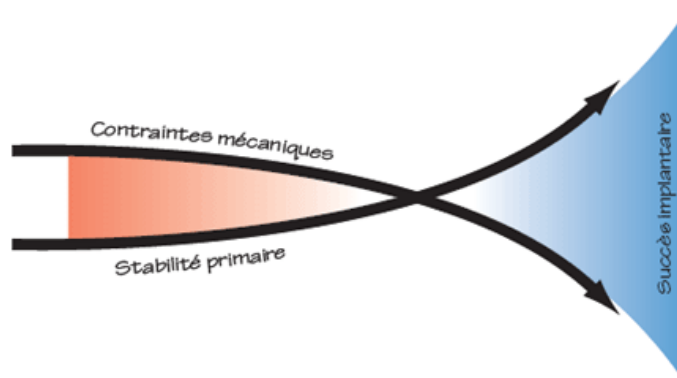
- Bonne qualité osseuse.
- Morphologie implantaire approprié.
- Forage apical de l'alvéole d'extraction.
- Sous-préparation du lit implantaire.

La modification de la séquence de forage permet d'augmenter la stabilité primaire même dans de l'os de faible densité.

#### 1.5.7.2 Facteurs minimisant les contraintes exercées sur les implants

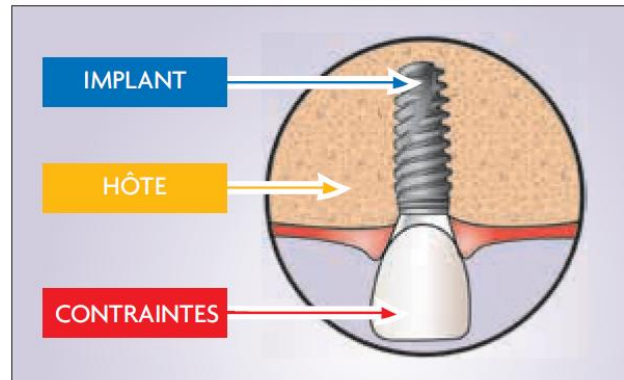
- Augmenter le nombre d'implants.
- Solidariser les implants.
- Mieux distribuer les implants.
- Orienter les forces dans l'axe implantaire.
- Mettre en sous-occlusion.
- Utiliser un implant à surface rugueuse.

La seconde manière de réduire les micromouvements consiste à minimiser les forces exercées à l'interface os/implant. La figure 1.15 montre l'influence des contraintes mécaniques sur la stabilité primaire.



**Figure 1.15** : Influence des contraintes mécaniques sur la stabilité primaire [22].

Les paramètres qui interviennent dans l'optimisation des contraintes à l'interface os/implant sont relatifs à l'hôte, à l'implant et aux forces exercées sur la prothèse voir figure 1.16.



**Figure 1.16** : Paramètres intervenant dans l'optimisation des contraintes à l'interface os/implant [33].

- **Implant** : longueur (8 -15 mm), diamètre (3,25 - 6,0 mm), type d'implant (cylindrique ou conique), état de surface (lisse, rugueux, revêtement bioactif).
- **Contraintes** : axe des forces (0-25 degrés), solidarisation des implants (1-12 implants), fonctionnalité (occlusion, sous-occlusion), type d'occlusion (Classe I, II et III), parafonctions.
- **Hôte** : quantité osseuse (10-18 mm), densité osseuse (type 1-3), séquence de forage (normale, sous-préparée partiellement, sous-préparée totalement), site post-extractionnel, profondeur du forage au-delà de l'apex, appui sur les corticales [33].

## 1.5.8 Détermination de la stabilité primaire

### 1.5.8.1 Détermination de la stabilité primaire à l'aide du torque d'insertion

Cette méthode est la plus simple, elle ne nécessite pas d'équipement particulier, elle est à la portée de tout praticien.

a) Pose de l'implant avec un torque pré-déterminé de 30 Ncm. Le moteur est bloqué au milieu du vissage de l'implant.

b) Assise finale de l'implant.

Le torque prédéterminé est à présent de 40 Ncm, il permet de visser l'implant jusqu'à son assise finale [45].

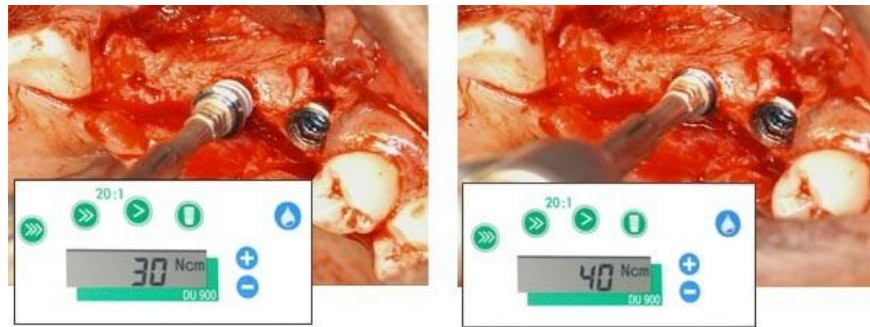


Figure 1.17 : Torque d'insertion [45].

### 1.5.8.2 Détermination de la stabilité à l'aide du Periotest

- a) Appareil donnant la valeur du Periotest. La mesure arbitraire varie entre  $-8$  et  $+50$ , elle est ici de  $-6$ .
- b) Marteau du Periotest heurtant un implant. Le marteau doit être perpendiculaire à l'axe de l'implant, au ras de la gencive [45].

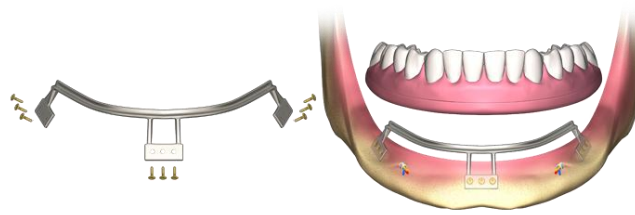


Figure 1.18 : (a) Periotest, (b) Marteau du Periotest [45].

## 1.6 Implant : formes et dimensions

### 1.6.1 Evolution de la morphologie des implants

La vis a envahi le domaine de l'implantologie moderne, en effet les implants de type lames, les implants juxta-osseux sous périoste (figure 1.19), les implants impactés (sans spires) sont à présent éliminés de l'arsenal thérapeutique car ils présentent des résultats défavorables et un recul clinique inférieur aux implants vissés (avec spires).



**Figure 1.19** : Implant sous périoste [46].

La vis est utilisée comme implant endo-osseux pour remplacer la racine absente, et comme moyen de liaison entre l'implant et la suprastructure prothétique. Au fil des années, la morphologie des implants a évolué. Partant d'une vis cylindrique, on est parvenu aux formes coniques, racines à spires multiples, aux microfiletages cervicaux, jusqu'aux systèmes auto-taraudants (figure 1.20).



**Figure 1.20** : Evolution des formes d'implants : de gauche à droite : implant vissé conique, implant vissé cylindrique, implant vissé à forme radulaire, implant impacté [47].

Le but recherché est toujours la stabilité primaire de l'implant au sein du tissu osseux, facteur essentiel pour optimiser l'ostéointégration. Aucun implant n'est universel. Le praticien doit choisir, après réflexion clinique, l'implant dont la morphologie est la mieux adaptée au cas considéré [47].

### 1.6.2 Choix de l'implant

Le choix de l'implant est fonction de plusieurs paramètres, notamment, le volume osseux disponible, l'espace prothétique résiduel, les contraintes mécaniques subies, la morphologie implantaire qui est définie selon la forme du corps (cylindrique ou conique), la forme du col (cylindrique ou évasé) et son architecture (en une ou deux parties), les dimensions de l'implant et le type de connexion. Evidemment ce choix doit répondre à un cahier des charges chirurgicales et prothétiques qui constituent la réponse optimale à une situation clinique donnée. L'analyse des impératifs prothétiques et chirurgicaux permet de dégager les paramètres d'un choix implantaire raisonné. Dans ce qui suit, seront détaillés les différents paramètres des implants.

### 1.6.2.1 Morphologie implantaire

Il s'agit de la forme générale de l'implant, le grand nombre de dessins existant sur le marché démontre l'absence d'une forme idéale. Un implant se compose de trois parties : le col, le corps et l'apex. Chaque partie possède des spécificités et des rôles distincts.

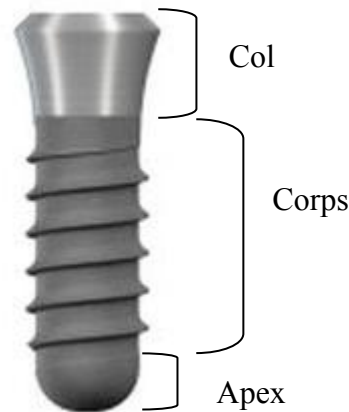


Figure 1.21 : les différentes parties de l'implant [48].

#### 1.6.2.1.1 Col de l'implant

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie est en général au contact des tissus mous et durs. Le col est la partie la plus coronaire d'un implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable. Il existe différents types de col : le col droit, le col évasé, le col large, le col présentant des microspires, le col à conicité inversée, Le col transgingival (ou transmuqueux) etc....

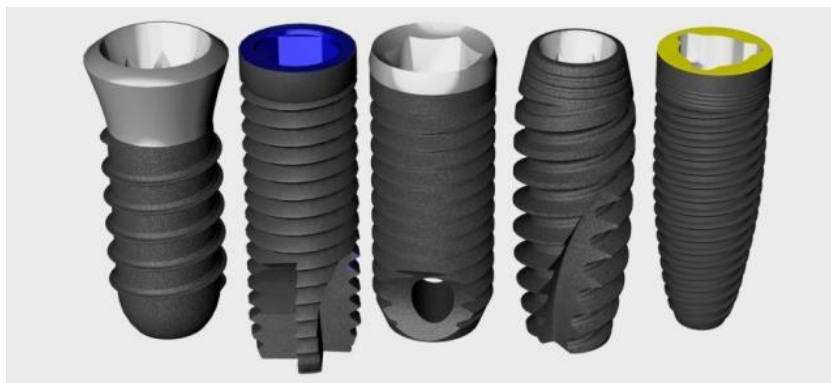


Figure 1.22 : Différents types de col implantaire [49].

#### 1.6.2.1.2 Corps de l'implant

C'est la plus grande partie de l'implant, il se situe entre le col et l'apex, ce corps va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient. Les trois formes les plus répandues sont les implants à vis cylindriques, à vis cylindro-coniques et ceux à vis coniques.

○ **Les spires** : elles constituent une partie importante du corps implantaire, elles se prolongent au niveau de l'apex selon un pas de vis identique ou non et participent à la stabilité primaire de l'implant par la pression qu'elles exercent entre elles et l'os. Leur forme géométrique peut être symétrique ou asymétrique, ce qui définit leur mode d'insertion auto taraudant ou non. Les spires permettent d'assurer la stabilité primaire et constituent un lieu de dispersion des forces en répartissant mieux les contraintes dans l'os quand les implants sont mis en fonction [49], [50].

○ **Le pas de vis** : correspond à la distance en translation parcourue par une spire lors d'un tour complet. Cette spire peut être doublée, ou triplée, correspondant à un double ou triple filetage. Brånemark [5] démontre dans son protocole implantaire que la présence d'un pas de vis :

- Augmente la surface de contact entre l'os et l'implant.
- Améliore la résistance aux forces de cisaillement.
- Permet une meilleure répartition des contraintes dans le tissu osseux.
- Améliore la stabilité primaire de l'implant.

Le pas varie de 0,4 à 1,25 mm au niveau du corps de l'implant et de 0,2 à 0,3 mm au niveau du microfiletage du col.

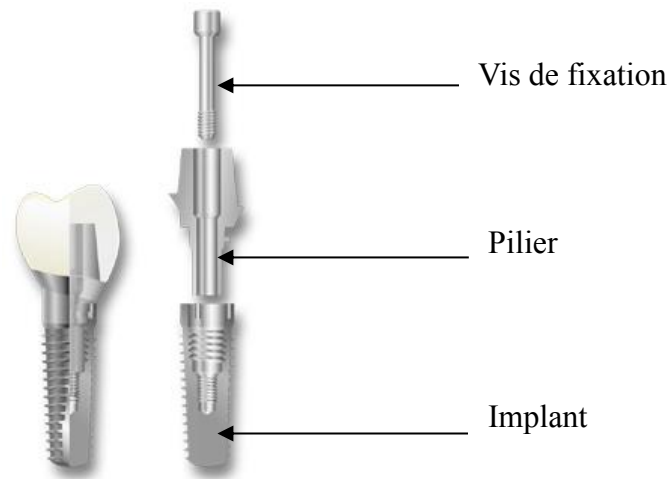
#### 1.6.2.1.3 Apex

C'est la partie terminale de l'implant, elle peut être :

- Plate ou arrondie
- Sécante ou lisse
- Avec des spires ou non
- Perforée
- Compressive

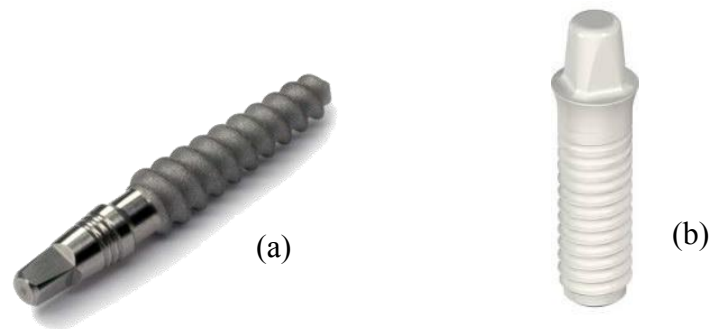
#### 1.6.2.2 Architecture d'un implant

L'implant se présente en une ou deux parties. Le premier type est l'implant conventionnel qui se présente en deux parties, dans ce type le pilier est une pièce indépendante qui se monte sur l'implant.



**Figure 1.23** : Implant en deux parties : Implant /pilier avec une vis de fixation [51].

Le deuxième type est l'implant dentaire "monobloc" : c'est un implant en une partie, il est similaire à un implant conventionnel, la seule différence réside dans le fait que le pilier est inclus. L'avantage principal de cet implant dentaire réside dans le fait qu'il n'y a pas de risque de fracture au niveau du pilier implantaire. Ce type d'implant dentaire ne peut pas être utilisé dans tous les cas, il répond à des besoins spécifiques.



**Figure 1.24** : Implant en une seule partie : (a) Implant monobloc en titane [52], (b) Implant Straumann® monobloc en céramique.

Ces implants permettent de ne pas attendre la période d'ostéo-intégration avant de poser la couronne. Le patient peut quasiment instantanément retrouver sa dent après la pose de l'implant. Ces solutions ne sont pas disponibles pour tous les patients, en raison de la nécessité d'une certaine quantité et qualité de l'os.

### 1.6.2.3 Type d'implant

#### 1.6.2.3.1 Implant cylindrique ou vis standard

Cette forme standard présente le plus grand recul clinique. A son origine, la chirurgie était réalisée en deux temps: mise en nourrice de l'implant suivie de sa mise en charge quelques mois plus tard, dès l'obtention de l'ostéo-intégration. Il s'agit d'un implant cylindrique présentant

un filetage externe sur toute la hauteur de son corps. Il est autotaraudant, son col peut être légèrement évasé ou de même diamètre que le corps, l'apex est tronconique et sécant. Une fois l'implant mis en place, il se situe au niveau de la crête osseuse [18].



**Figure 1.25** : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique [48].

Cet implant classique est utilisé de préférence dans les sites guéris où la qualité osseuse offre une bonne densité. Dans les sites post-extractionnels, il n'occupe pas suffisamment le volume laissé disponible par la dent extraite, il est généralement placé dans le secteur mandibulaire antérieur ou postérieur [47].

#### 1.6.2.3.2 Implant conique (ou anatomique)

Il a une morphologie proche de celle de la racine dentaire. Ces implants sont autotaraudants et leur forme conique s'adapte au site de forage osseux [18]. L'implant conique a été mis au point pour répondre à des indications déterminées. [49].



**Figure 1.26** : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique [48].

Pour cet implant, l'effet de compression périphérique sur l'os permet une meilleure stabilité primaire que pour une vis cylindrique, dans un os de faible densité ou lors de la mise en charge immédiate [18].

#### 1.6.2.3.3 Implant cylindro-conique

Il possède un corps de forme similaire à une racine dentaire. Il présente un col de forme classique, un corps cylindrique puis conique et un apex arrondi [53]. Ces types d'implant sont particulièrement destinées à une implantation immédiate post extractionnelle, figure 1.27.

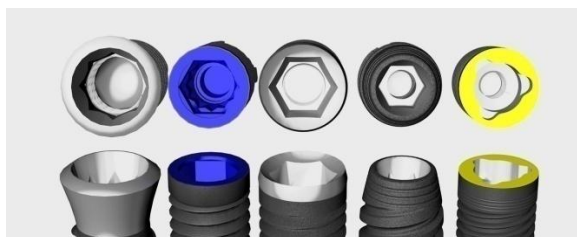




**Figure 1.27** : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique [48].

#### 1.6.2.4 Morphologie de la connexion implantaire

Quand la pièce femelle se situe au niveau du pilier prothétique, la connexion est dite externe. Quand elle se situe au niveau de l'implant, la connexion est dite interne. C'est donc le pilier implantaire qui vient pénétrer dans l'implant. La connexion implant/pilier interne n'a pas pu être envisagée au tout début de l'implantologie car l'épaisseur des murs qu'elle laissait subsister (< 0,5 mm) dans le corps de l'implant était trop faible. Elle était incompatible avec les propriétés mécaniques du titane de grade 1 ou 2 alors employé et recherché pour sa pureté. La connexion interne a pu se propager lorsque d'autres matériaux tels que le titane de grade 4 ou de grade 5 (alliage) ont été mis en œuvre. Aujourd'hui, elle prend le pas sur la connexion externe [49], figure 1.28.



**Figure 1.28** : Différentes formes des connexions [49] .

#### 1.6.2.5 Diamètre implantaire

La variété des diamètres correspond à la diversité des mâchoires et celle des cas cliniques rencontrés. Le diamètre de l'implant peut être de trois types: petit, standard et gros diamètre. Le choix du diamètre permet de s'adapter aux conditions cliniques: qualité et quantité d'os, site d'édentement, espace prothétique disponible, type d'occlusion. Chaque diamètre présente des avantages et des inconvénients.

##### 1.6.2.5.1 Implant de petit diamètre < à 3,4 mm

L'introduction sur le marché des implants de diamètre réduit s'est effectuée dès que les édentements partiels et unitaires ont commencé à être traités de manière courante car dans de nombreux cas, les implants standards n'étaient plus appropriés pour obtenir le résultat esthétique escompté. Les implants dentaires à diamètre réduit sont conçus pour des situations cliniques

spécifiques, telles que le placement d'implants où la largeur de l'os est étroite ou entre les dents adjacentes qui n'ont qu'un espace étroit entre elles. Ils sont particulièrement utiles lors du remplacement de petites dents telles que les incisives latérales maxillaires et mandibulaires [28]. Ces implants trouvent leurs indications quand :

- L'espace mésio-distal est insuffisant pour recevoir un implant
- La dimension vestibulo-palatine/linguale de la crête est limitée, ce qui nécessite un compromis chirurgical.
- Il faut faire face à une nécessité prothétique [49].
- La crête alvéolaire est mince.
- Le diamètre prothétique cervical est limité.

Cet implant peut être contre-indiqué si la sollicitation mécanique est trop élevée [54].

#### **1.6.2.5.2 Implant de diamètre standard (3,75 à 4,1mm)**

Il existe depuis les années 1980, c'est le diamètre de référence qui peut être utilisé dans la plupart des cas. L'implant de 3.75 mm de diamètre avec un col de 4.1 mm de diamètre et de 0.75 mm de hauteur, était à l'origine l'implant standard de référence, néanmoins, il présente certains inconvénients :

- Il présente des problèmes de dévissage et de fractures des pièces prothétiques.
- Il ne présente pas une bonne stabilité primaire dans un os peu dense ou de type IV.

#### **1.6.2.5.3 Implants de gros diamètre (> à 4,5 mm)**

Il répond ainsi à certaines situations particulières comme en cas de qualité d'os peu dense ou de hauteur crestale insuffisante, les édentements molaires et les édentements unitaires. Cependant il ne pourra pas être utilisé dans toutes les situations. Il présente plusieurs avantages :

- Une augmentation de la surface d'assise prothétique par l'augmentation du diamètre du col.
- Une augmentation de la résistance mécanique.
- Une augmentation de l'interface os/implant.
- La restauration des molaires maxillaires et mandibulaires.
- La dépose et la repose immédiate d'un implant au même site.
- L'implantation immédiate dans l'alvéole postextractionnelle.
- Utilisé dans le cas d'os de faible densité.
- Le site de hauteur osseuse résiduelle insuffisante [49].

Le tableau suivant montre des exemples de diamètres mesurés au col et au corps de divers systèmes implantaires existant sur le marché.

**Tableau 1.4:** Exemples de diamètres mesurés au col et au corps de divers systèmes implantaires existant sur le marché [12].

Système	Implant standard		Implant petit diamètre		Implant gros diamètre	
	Corps	Col	Corps	Col	Corps	Col
Friadent XiVE	3,95	3,8	3,15	3,0	4,65	4,5
			3,55	3,4	5,65	5,5
Nobel Biocare	3,75	4,1	3,3	3,5	5,0	5,1
	4,3	3,9			5,0	3,9
Astra	4,0	4,0	3,5	3,5	5,0	5,0
	4,0	5,0	3,5	4,5		
Straumann	4,1	4,8	3,3	3,3	4,8	6,5
			3,3	4,8	4,8	4,8
3i Cylindrique	3,75	4,1	3,25	3,4	5,0	5,0
	4,0	4,1			6,0	6,0
NT	4,0	4,1	3,25	3,4	5,0	5,0
					6,0	6,0

### 1.6.2.6 Longueur implantaire

Le choix de la longueur de l'implant se fait à partir de l'étude radiographique. Les distances de sécurité par rapport aux structures anatomiques sont à respecter.

La variété des longueurs correspond à la diversité des mâchoires et celle des cas cliniques rencontrés. **Brånemark et coll.** [5] recommande l'utilisation d'implant d'au moins 10 mm au maxillaire et de 6 mm à la mandibule. L'augmentation de la longueur des implants a pour objectif principal l'augmentation de la stabilité primaire de l'implant et d'augmenter la surface de contact os/implant après ostéointégration. Une augmentation de la surface de contact os/implant améliore la résistance de l'implant aux forces de torque et de cisaillement. Si dans les secteurs postérieurs un taux d'échec de 10 à 35 % est rapporté avec des implants courts à surface lisse (6 à 7 mm), il est à noter que l'os est de faible densité et donc que la stabilité primaire n'est pas suffisante.

Ce qui rejoint l'étude de **Winkler et al.** [55], qui a fait l'étude de 300 implants, en comparant leur taux de survie, avec des longueurs de 7,8, 10, 13 et 16 mm après 36 mois les résultats indiquent que les implants longs (10 mm et plus), se comportent mieux que les implants courts (inférieurs à 8 mm) [53].

## 1.6.3 Différentes techniques

### 1.6.3.1 Implants enfouis

Ces implants sont les plus utilisés, car ils ont bénéficié d'une meilleure diffusion et d'un plus long recul clinique. Leur mise en place se fait en deux étapes chirurgicales.

- La première étape est la mise en place de l'implant au niveau de la crête osseuse puis les tissus mous sont suturés au dessus pour clore cette première phase. Une période appelée mise en nourrice, d'une durée de 3 mois pour la mandibule et de 6 mois pour le maxillaire est nécessaire pour obtenir l'ostéointégration de l'implant.



**Figure 1.29** : Implant enfoui : phase1 [56].

- La seconde étape chirurgicale est réalisée pour découvrir l'implant et permettre de placer une coiffe de cicatrisation ou une prothèse provisoire qui donnera la forme souhaitée aux tissus mous péri-implantaires : on parle du deuxième stade chirurgical ou de mise en fonction. On dépose la coiffe de cicatrisation 4 à 6 semaines plus tard afin de réaliser la prothèse définitive.



**Figure 1.30** : Implant enfoui : phase 2 (2 à 6 mois) [56].

### 1.6.3.2 Implants non enfouis

Les implants non enfouis sont mis en place en un seul temps chirurgical. C'est-à-dire qu'après la mise en place chirurgicale de l'implant, les tissus mous sont suturés autour de la coiffe de cicatrisation, ou du col de l'implant, ou de la prothèse provisoire.

Ces implants peuvent être constitués d'une seule pièce ou de deux pièces. Les implants deux pièces sont les mêmes utilisés que ceux pour la technique conventionnelle en deux temps

chirurgicaux. L'avantage des implants non enfouis est que le patient ne subit qu'une intervention chirurgicale et a la possibilité de recevoir une prothèse provisoire immédiate.

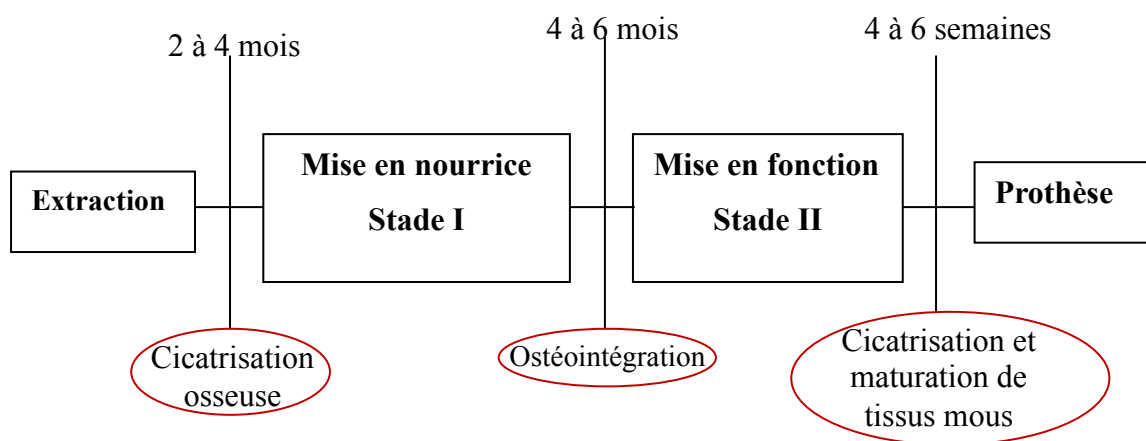


**Figure 1. 31** : Implant non enfoui : une seule phase chirurgicale [56].

### 1.6.3.3 Extraction-implantation immédiate

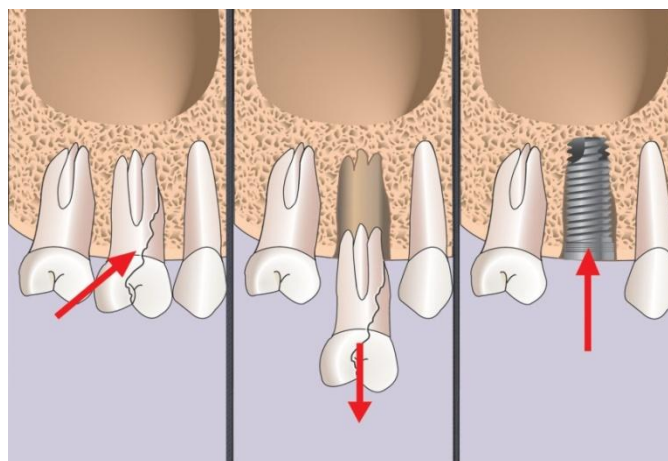
Actuellement on s'oriente de plus en plus vers une simplification du protocole chirurgico-prothétique, en diminuant le temps de traitement et en permettant de préserver l'architecture tissulaire péri-dentaire. Les résultats doivent rester fiables et prévisibles, comparés à la méthode traditionnelle de Branemark.

Dans la méthode traditionnelle de Branemark, on doit respecter plusieurs temps opératoires décrits ci-dessous [57] :



**Figure 1. 32** : Différentes étapes d'un traitement implantaire conventionnel [57].

Actuellement, on réalise lors du même temps opératoire l'extraction et la mise en place de l'implant dans l'alvéole fraîchement vidée, extraction/implantation immédiate. La prothèse peut être placée dans le même temps que la mise en place chirurgicale de l'implant, figure 1.33.



**Figure 1. 33** : Extraction-implantation immédiate [48].

## 1.7 Conclusion

Dans ce chapitre, on a passé en revue des généralités sur l'implantologie, en passant par la définition d'un implant dentaire, les biomatériaux utilisés, le tissu osseux, l'ostéointégration et les différents facteurs qui influent sur l'interface os/implant conduisant au succès des implants dentaires. Toutes ces informations nous permettent de faire une recherche approfondie sur la géométrie et les dimensions d'un implant dentaire pour optimiser l'opération d'implantologie. C'est l'objectif du prochain chapitre.

---

---

# Revue bibliographique

---

---

---

# Revue Bibliographique

## Sommaire du chapitre 3

2	Revue bibliographique.....	41
2.1	Introduction .....	41
2.2	Modélisation et simulation des implants dentaires par la MEF.....	41
2.3	Conclusion.....	62



## 2 Revue bibliographique

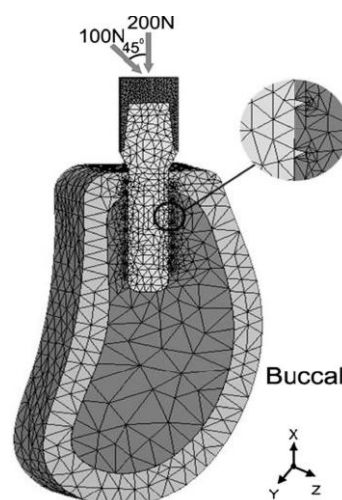
### 2.1 Introduction

Dans ce chapitre, On va présenter une revue de la littérature concernant les travaux les plus pertinents dans le domaine des implants dentaires. Depuis l'introduction des implants dentaires pour le traitement des déficiences dentaires vers la fin des années 80, une demande croissante sur ce type de traitement s'est manifestée car l'utilisation de l'implantologie a réellement révolutionné le traitement dentaire et a procuré d'excellents résultats à long terme.

Dans la littérature, plusieurs chercheurs se sont focalisés sur la modélisation et l'étude de plusieurs types de prothèses et implants dentaires. Dans ce qui suit, on va présenter une synthèse bibliographique regroupant les travaux les plus récents et les plus significatifs sur la modélisation, la simulation des prothèses dentaires, les facteurs influant sur le succès des implants, l'influence des contraintes interfaciales os/implant sur la stabilité primaire et secondaire de l'implant et le choix optimal des implants (forme, longueur, diamètre).

### 2.2 Modélisation et simulation des implants dentaires par la MEF

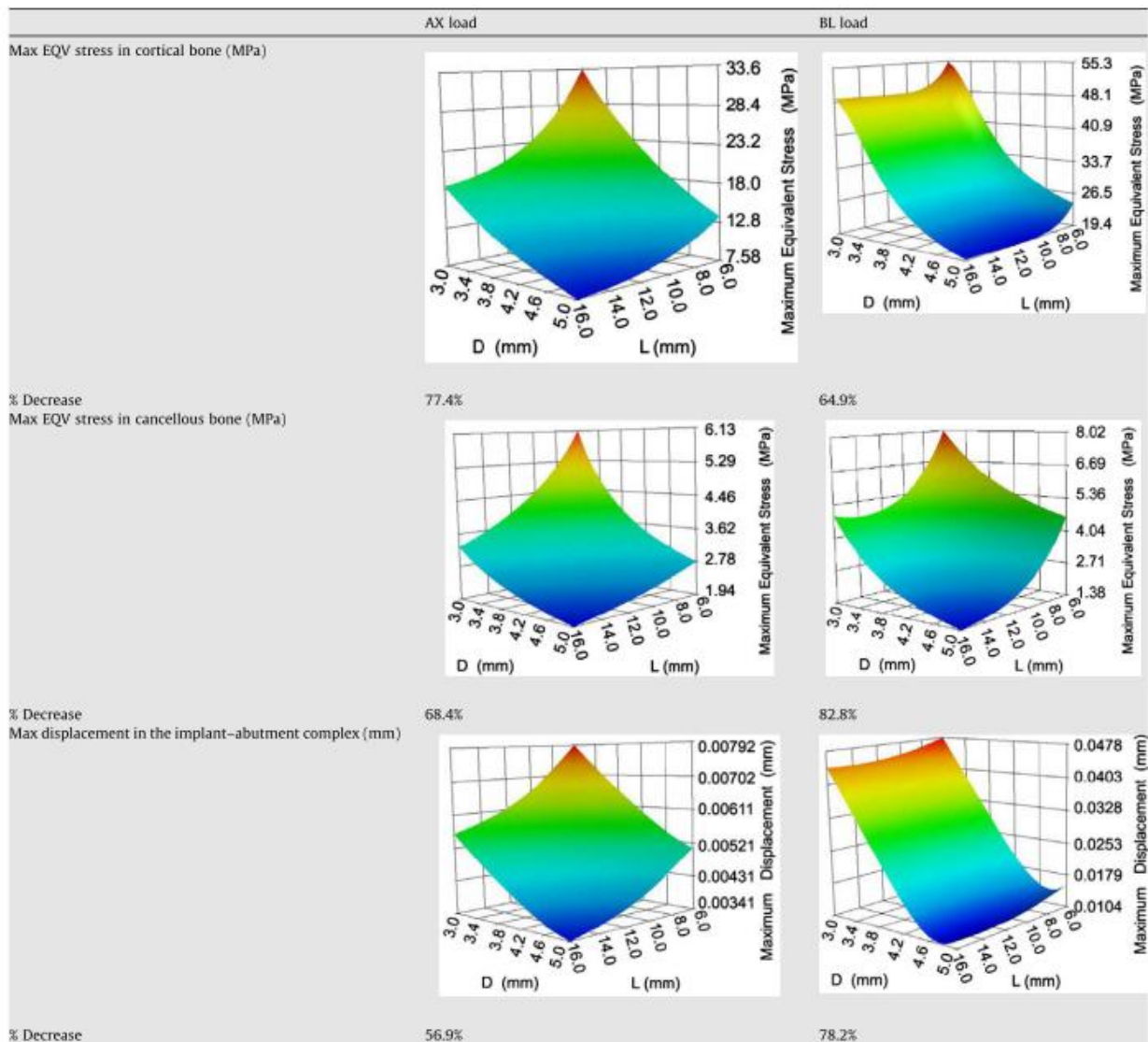
**Liang Kong et al. (2008)** [58] ont étudié les effets du diamètre et de la longueur de l'implant sur les contraintes équivalentes maximales dans l'os de la mâchoire et les déplacements maximum relevés sur l'implant/pilier en utilisant la méthode des éléments finis. Le diamètre de l'implant s'est étendu de 3 mm à 5 mm, et la longueur s'est étendue de 6 mm à 16 mm (Figure 2.1).



**Figure 2. 1** : Vue en coupe du modèle maillé et application du chargement [58].

Ils ont trouvé que sous la charge axiale, les contraintes maximales équivalentes dans

l'os cortical diminuent de 77,4% et de 68,4% avec l'augmentation du diamètre et de la longueur respectivement. Sous la charge bucco lingual, elles sont diminuées de 64,9% et de 82,8% respectivement. Les déplacements maximums de l'implant/pilier ont diminué de 56,9% et de 78,2% sous la charge axiale et bucco lingual respectivement. La valeur minimale contrainte/déplacement a été obtenue pour un diamètre dépassant 3,9 mm et une longueur dépassant 9,5 mm, voir figure (2.2).



**Figure 2. 2** : Les contraintes maximales équivalentes dans l'os cortical et spongieux et les déplacements maximums de l'implant/pilier [58].

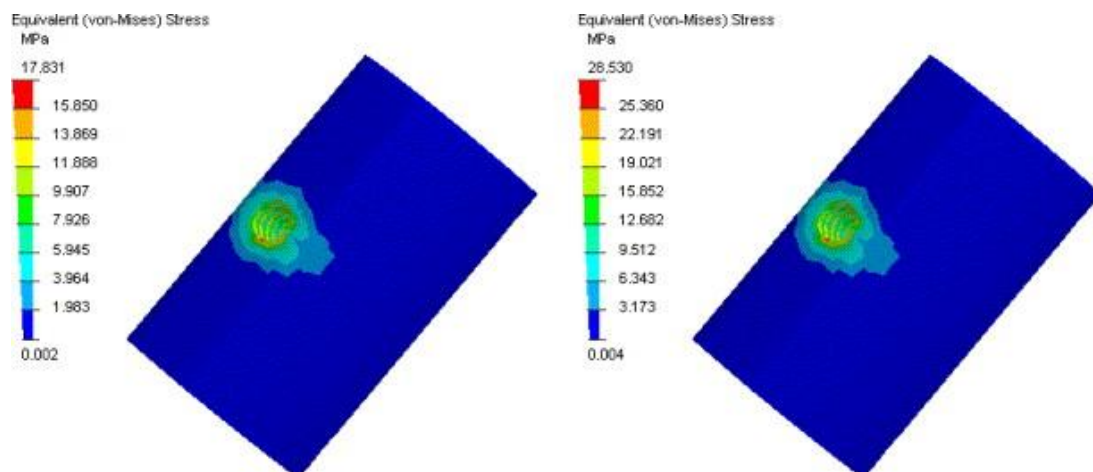
L'étude ayant été effectuée pour des os du type B/2 dans un implant cylindrique, les auteurs ont conclu que la stabilité de l'implant est beaucoup plus sensible au changement de diamètre que celle de la longueur, la combinaison optimale des propriétés biomécaniques est obtenue pour des valeurs de 3,9 mm pour le diamètre et 9,5 mm pour la longueur.

**Oğuz Kayabaşı et al. (2006) [59]** ont étudié les comportements statique, dynamique et de fatigue d'un implant dentaire de la seconde prémolaire de la mâchoire inférieure et ses composants en utilisant la méthode des éléments finis (Figure 2.3).



**Figure 2.3** : Modélisation et maillage des éléments de la prothèse : (a) implant, (b) pilier, (c) armature (d) surface occlusale [59].

La simulation numérique leur a permis de représenter les contraintes équivalentes de Von-Mises en appliquant un chargement statique et dynamique (Figure.2.4).

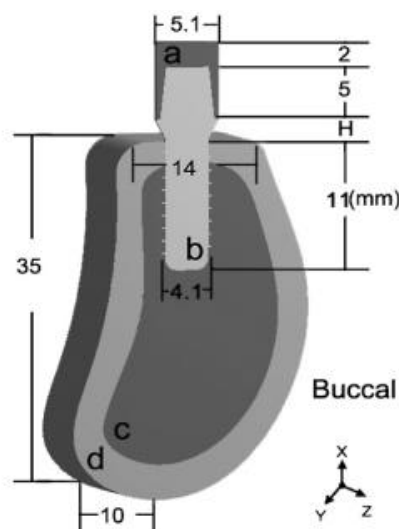


**Figure 2.4** : Distribution des contraintes dans l'os spongieux pour un chargement statique et dynamique [59].

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

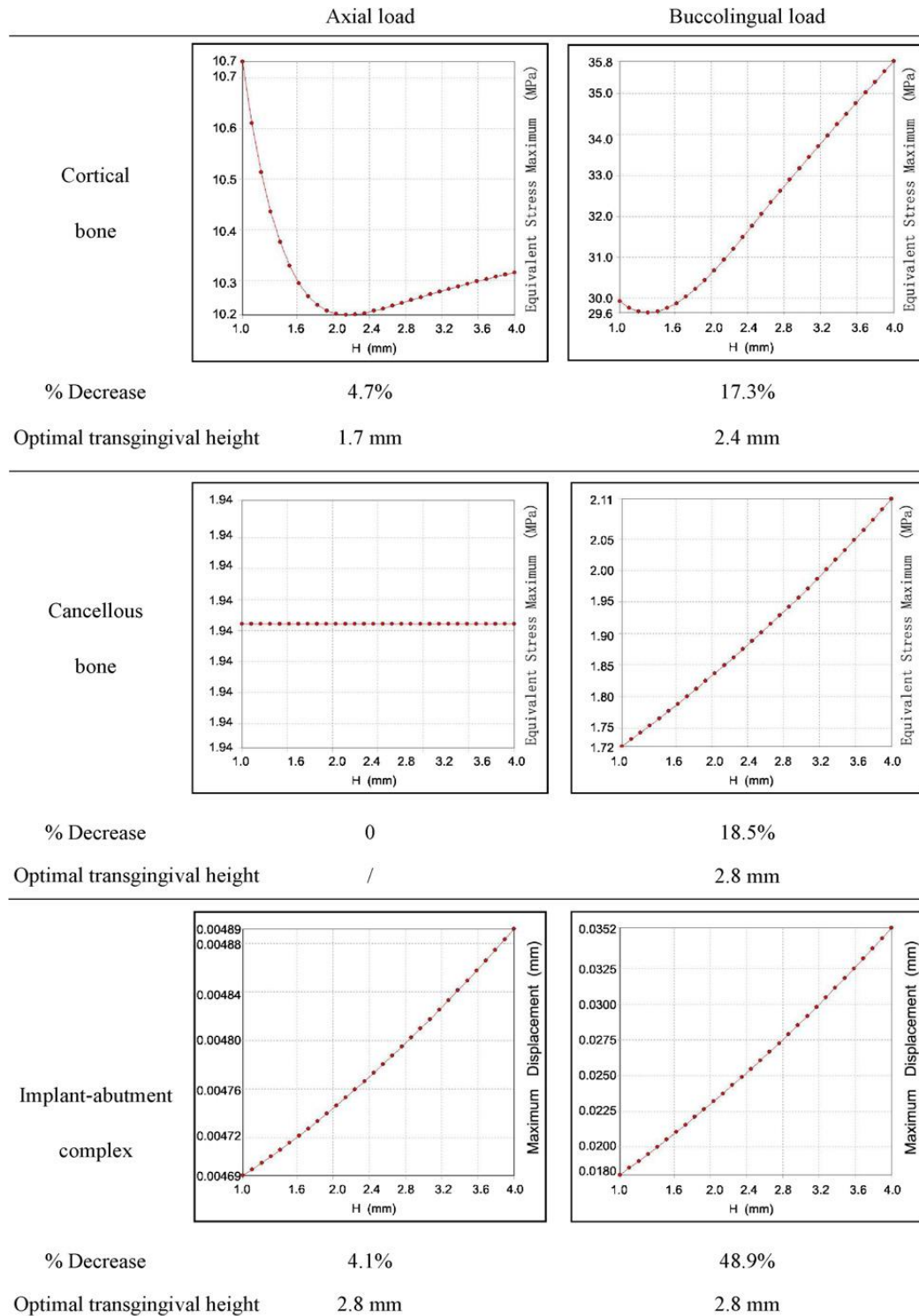
statique et dynamique appliqués est constatée. L'avantage essentiel de ce travail, est que l'implant peut être conçu et étudié avant qu'il ne soit mis en application sur le patient.

**Yingying Sun et al. (2008)** [60] ont évalué les effets de la taille trans-gingivale de l'implant sur les contraintes maximales équivalentes dans l'os de la mâchoire ainsi que le déplacement maximum dans l'implant/pilier, par la méthode des éléments finis. La taille trans-gingivale est étendue de 1 à 4 mm (Figure 2.5). Sous la charge axiale, la contrainte maximale équivalente dans l'os cortical a pu être réduite de 4,7%, et sous une charge bucco lingual, celle-ci a pu être réduite de 17,3% et 18,5%, respectivement dans l'os cortical et spongieux.



**Figure 2. 5** : Vue en section droite du modèle 3D ; (a) Couronne; (b) Implant/Pilier, (c) Os spongieux, (d) Os cortical, (H) Hauteur trans-gingivale (variant de 1.0 - 4.0 mm) [60].

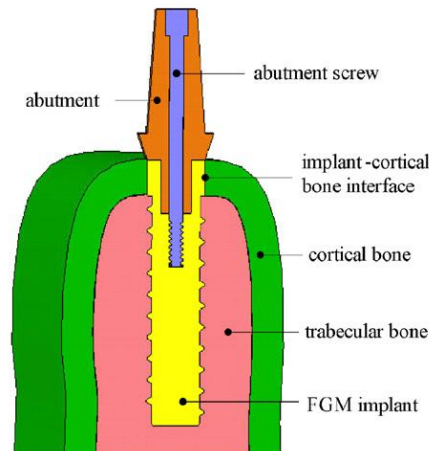
L'auteur a constaté que le déplacement maximum de l'implant/pilier est réduit de 4,1% et 48,9% sous les charges axiales et bucco lingual, respectivement. Quand la taille transgingivale est dans la gamme de 1,7- 2,8 mm, la contrainte dans l'os de la mâchoire et le déplacement dans l'implant/pilier sont minimums. 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 transgingivales qui s'étendent de 1.7 - 2.8 mm sont bio mécaniquement optimales pour l'implant, voir figure 2.6.



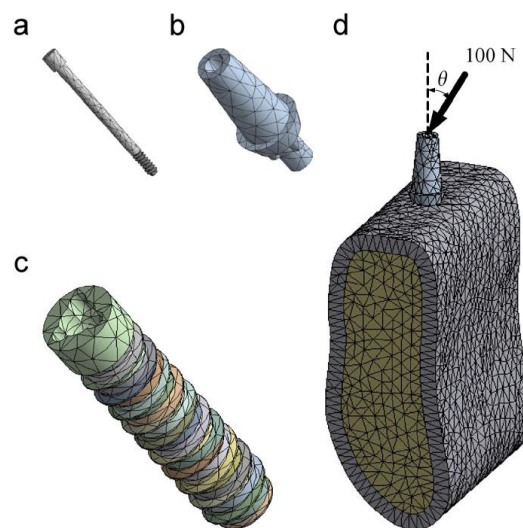
**Figure 2. 6 :** Courbes représentant la contrainte maximale équivalente en fonction de la hauteur transgingivale ainsi que le déplacement maximal dans l’implant/os cortical.

**Jie Yang et al. (2006)** [61] ont étudié le comportement biomécanique des implants dentaires FGBM (Functionally Graded BioMaterials) en utilisant la méthode des éléments, en

tenant compte de l'interaction entre l'implant et l'os environnant sous chargements statique et harmonique induits par les forces occlusales (figure 2.7).



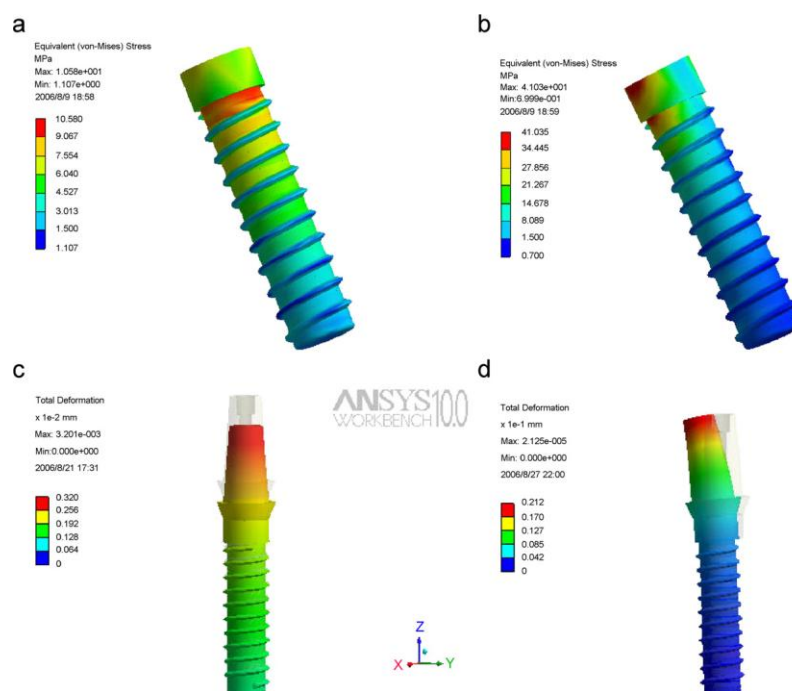
**Figure 2. 7 :** Représentation de l'implant FGBM dentaire et l'os environnant (mâchoire) [61].



**Figure 2. 8 :** Maillage de : (a) vis, (b) Pilier, (c) Implant, (d) l'ensemble et la force occlusale [61].

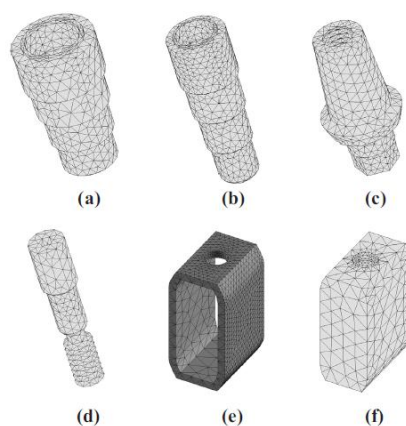
Ils ont conclu que l'utilisation d'un implant FGBM réduit efficacement les contraintes à l'interface implant/os.

- La contrainte maximale 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.



**Figure 2. 9 :** 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 [61].

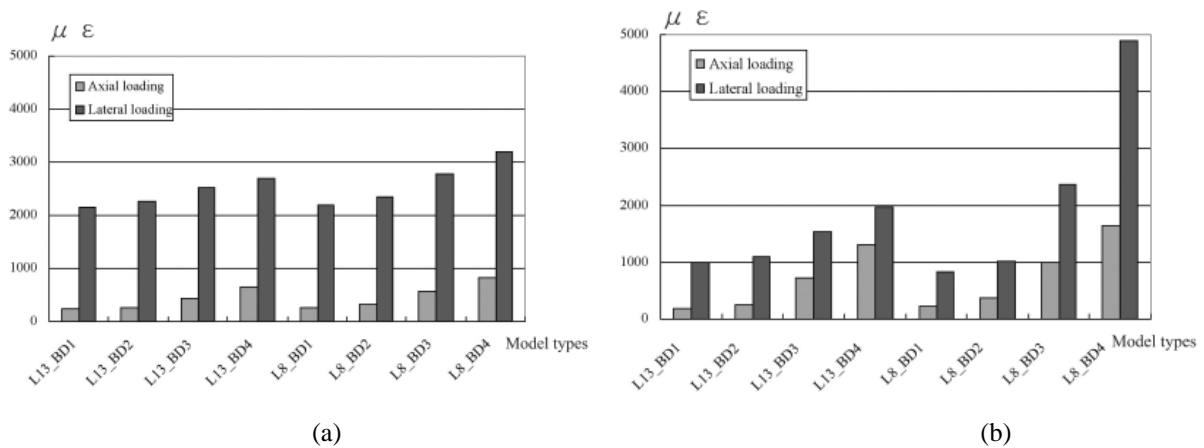
**Chun-Li Lin et al. (2005)** [62] s'est focalisé sur l'influence de la longueur de l'implant et la qualité de l'os sur les aspects biomécaniques de l'os alvéolaire et l'implant dentaire en utilisant une analyse par éléments finis. Ils ont considéré des implants Frialit en titane avec deux longueurs de fixture (8 et 13mm) avec un même diamètre de 4,5 mm, ancrés dans 4 structures d'os spongieux entouré d'une couche d'os cortical en faisant varier le module d'élasticité pour l'os spongieux. Les charges axiales et latérales sont appliquées au bout du pilier pour simuler les forces occlusales (Figure 2.10).



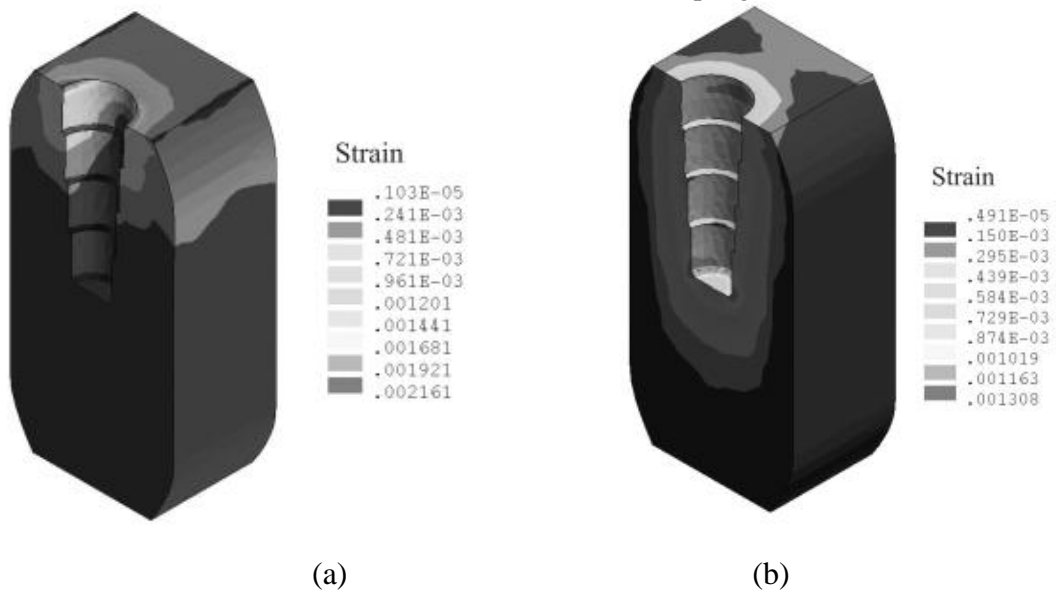
**Figure 2. 10 :** Modèle 3D de l'ensemble un implant /os modélisé. (a) Fixture avec une longueur de 8 mm, (b) Fixture avec une longueur de 13mm, (c) Pilier, (d) Vis du pilier, (e) Os cortical (f) Os spongieux [62].

Les résultats de la simulation indiquent que les valeurs des contraintes maximales de l'os cortical et spongieux augmentent avec une densité osseuse plus faible. Les forces occlusales latérales ont considérablement augmenté les valeurs des déformations dans l'os par rapport aux forces occlusales axiales, indépendamment de la longueur des implants et des qualités osseuses.

Les auteurs concluent que les conditions de chargement représentent le facteur le plus important vis-à-vis des qualités osseuses et des longueurs des implants. Ceci implique que le réglage occlusal qui influence les directions de chargement est nécessaire et peut affecter le succès à long terme d'un système d'implants.



**Figure 2. 11** : Déformations maximales de tous les modèles sous chargements axial et latéral. (a) dans l'os cortical; (b) dans l'os spongieux [62].

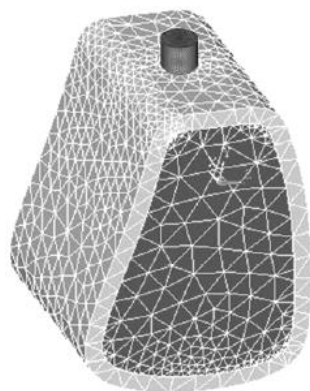


**Figure 2. 12** : Distribution des déformations équivalentes dans l'os alvéolaire avec un implant de 13 mm ; (a) dans un os spongieux de type 1 sous chargement latéral; (b) dans l'os spongieux de type 4 sous charge axiale [62].

Les déformations maximales sont trouvées près du col de l'implant dans l'os cortical (figure 2.12(a)) et autour de la base de l'implant dans l'os spongieux (figure 2.12(b)).



**Chen Liang-jian et al. (2011)** [63] ont étudié l'effet de la structure, du module d'élasticité et de l'épaisseur de la couche en titane poreux, sur la répartition des contraintes à l'interface implant/os. Ils ont construit un modèle 3D composé d'un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire et ses composants (Figure 2.13).



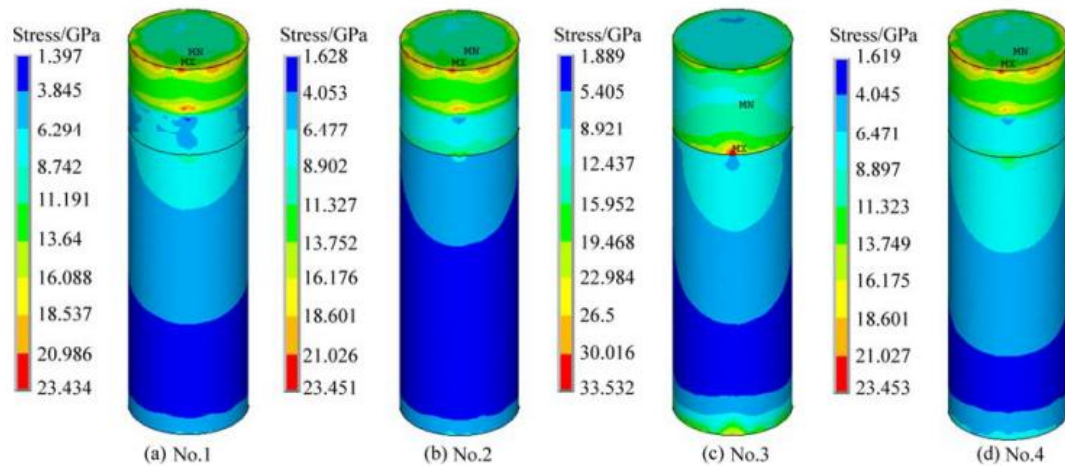
**Figure 2. 13** : Modèle 3D de l'ensemble [63].

Ils ont modélisé différents implants en titane, l'implant n ° 1 a un petit module d'élasticité, l'implant n ° 2 est un implant bio-mimétique, l'implant No.3 a un module élevé dans l'os cortical et un faible module dans l'os spongieux, l'implant No.4 est en titane dense.

**Tableau 2. 1** : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans l'étude [63].

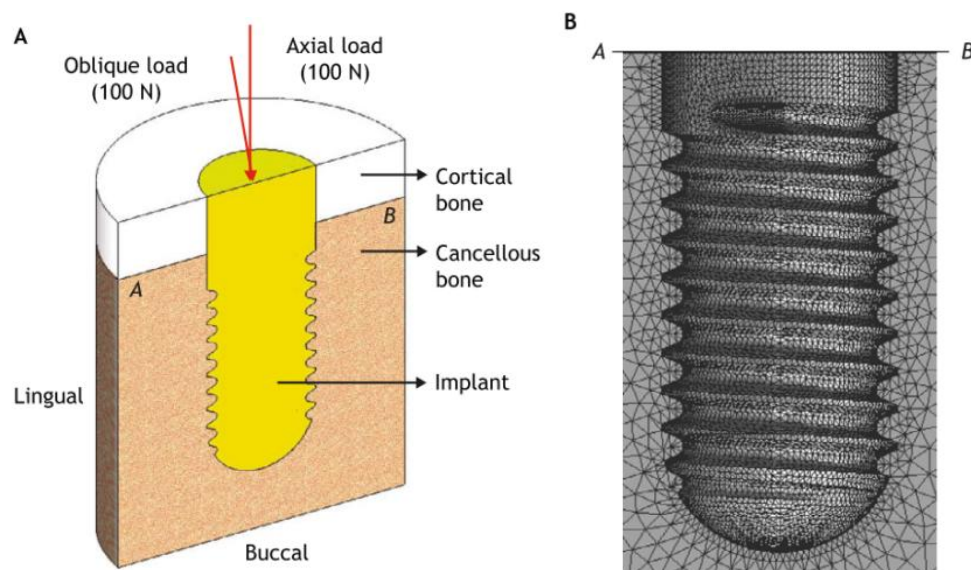
Matériaux	Module d'élasticité (GPa)	Coefficient de Poisson ( $\nu$ )
Matériaux à module faible	41.36	0.35
Titane dense	103.40	0.35
Os cortical	13.70	0.30
Os spongieux	1.37	0.30

La répartition des contraintes à l'interface dépend fortement de la structure des implants. Les résultats ont démontré que les contraintes à l'interface varient considérablement avec le changement de l'épaisseur de la couche à faible module d'élasticité ; ce changement affecte la répartition des contraintes dans l'os spongieux, alors qu'il n'a pas d'influence significative dans l'os cortical. Avec l'augmentation de l'épaisseur, les contraintes à l'interface diminuent, en particulier à l'apex de la vis. En outre, la répartition des contraintes à l'interface devient très uniforme.



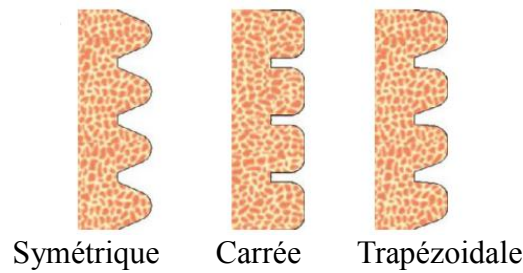
**Figure 2. 14** : Répartition des contraintes à l'interface os/implant des différentes structures dans la direction axiale [63].

**Chia-Ching Lee et al. (2010)** [64] ont étudié les effets des formes du filetage et la conicité des implants sur la distribution des contraintes au niveau de la zone de contact et la stabilité initiale sur l'os marginal. Le modèle 3D étudié est montré dans la Figure 2.15 (A).



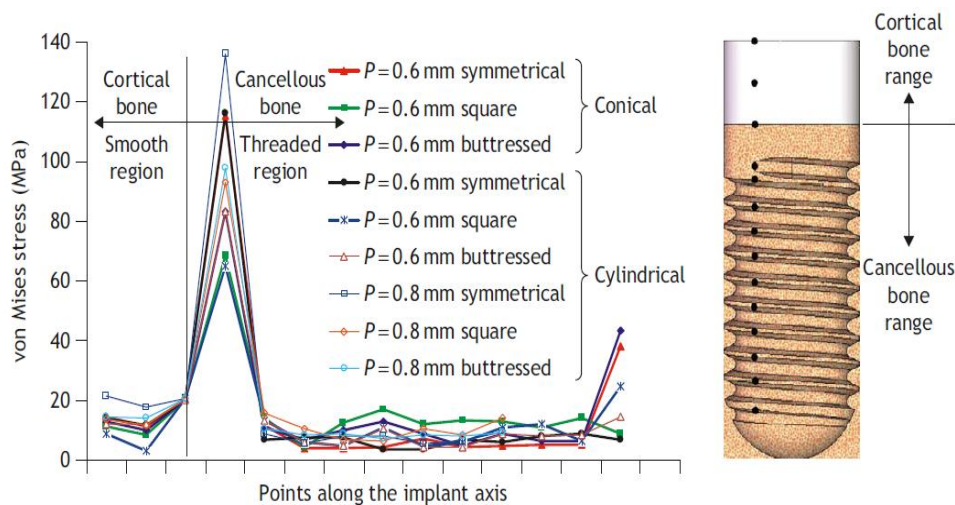
**Figure 2. 15**: (A) Modèle 3D considéré. (B) Le modèle en coupe illustrant le maillage en particulier dans les sites fortement stressés [64].

La conception du filetage est paramétrée par la forme et la conicité. Les formes étudiées sont : symétrique, carrée et trapézoïdale (Figure 2.16). Ils ont utilisé les profils cylindriques et coniques pour évaluer numériquement leurs effets géométriques et mécaniques sur l'os marginal.



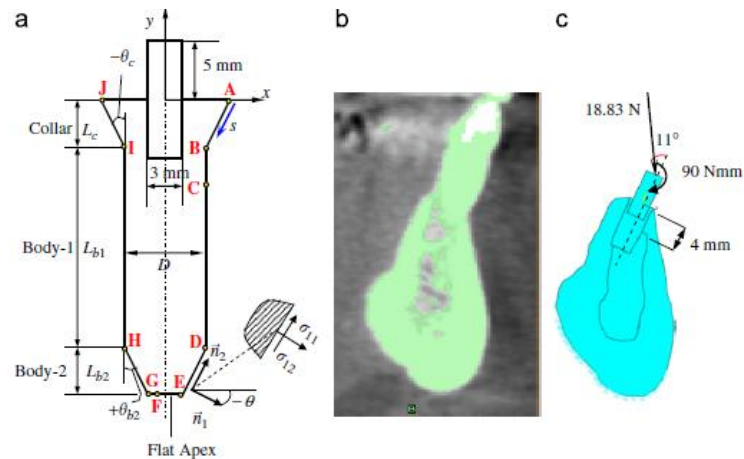
**Figure 2.16** : Les formes étudiées : symétrique, carrée et trapézoïdale [64].

Les auteurs ont trouvé que la zone de contact du filetage carré est la plus élevée. Ils ont constaté que la contrainte maximale est localisée dans l'os de la mâchoire environnant au premier filet du filetage pour tous les implants. La répartition des contraintes du filetage carré est la moins élevée. Pour la même forme de filetage et même conicité, un pas plus fin a entraîné une augmentation remarquable de la zone de contact et une diminution des contraintes. L'implant avec un filetage carré avec un pas de 0,6 mm possède la surface de contact et les valeurs de contrainte optimales par rapport aux autres. Pour chaque structure la distribution est montrée par les 14 points le long de l'axe de l'implant.



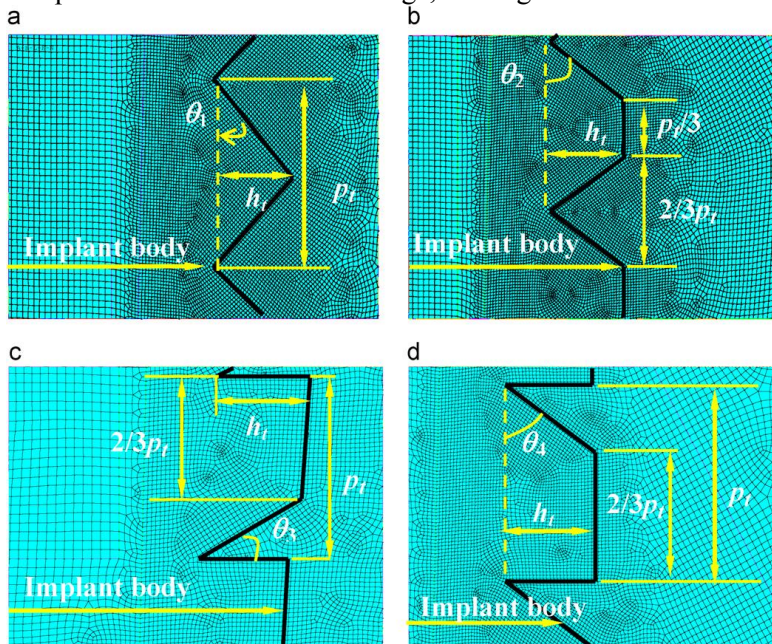
**Figure 2.17** : Distribution des contraintes de Von-Mises pour les neuf modèles considérés [64].

**Samira Faegh et al. (2010)** [65] ont étudié la variation des contraintes normales et de cisaillement le long d'un chemin défini sur l'interface os/implant dentaire en fonction des paramètres géométriques tel que le diamètre de l'implant, la longueur du col, la longueur de l'implant et les formes de filets du filetage (Figure 2.18 (a)). La géométrie de l'os est numérisée à partir d'un CT scan d'une incisive mandibulaire et de l'os environnant (Figure 2.18(b)) puis modélisé par le logiciel Ansys, voir figure 2.18(c).



**Figure 2. 18** : (a) Dimensions de l'implant, (b) CT scan de l'incisive et l'os environnant, (c) Modèle créé dans ANSYS [65].

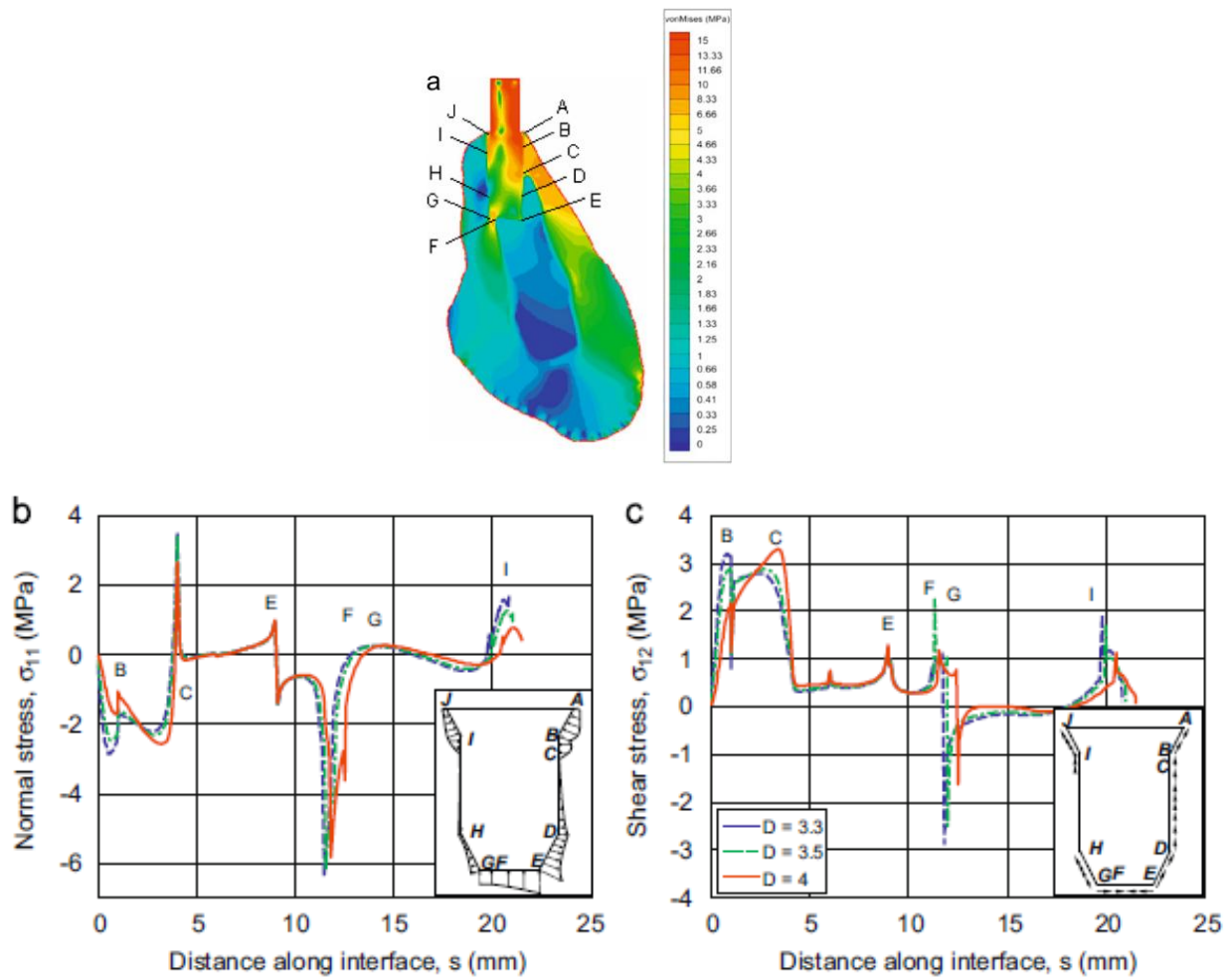
Ils ont utilisé quatre formes de filetage, voir figure 2.19.



**Figure 2. 19** : Description de la forme du filetage (a) type-1, (b) type-2, (c) type-3, (d) type-4. Le maillage de chaque filetage est également montré [65].

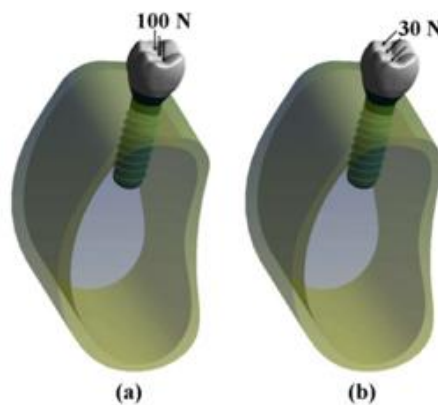
La concentration des contraintes interfaciales se produit au niveau des discontinuités géométriques sur le contour de l'implant, et à la transition du module d'élasticité entre l'os cortical et l'os trabéculaire. Les paramètres de contour, la pente, la longueur du col de l'implant et le diamètre de l'implant influent sur le niveau de contrainte interfaciale, les effets de ces paramètres sont significativement observés plutôt dans la zone de l'os cortical (crête alvéolaire).

Les résultats montrent que le changement de filetage provoque des variations significatives des contraintes normales et de cisaillement le long de l'interface os/implant, mais pas de réduction des contraintes de cisaillement. (Figure 2.20).



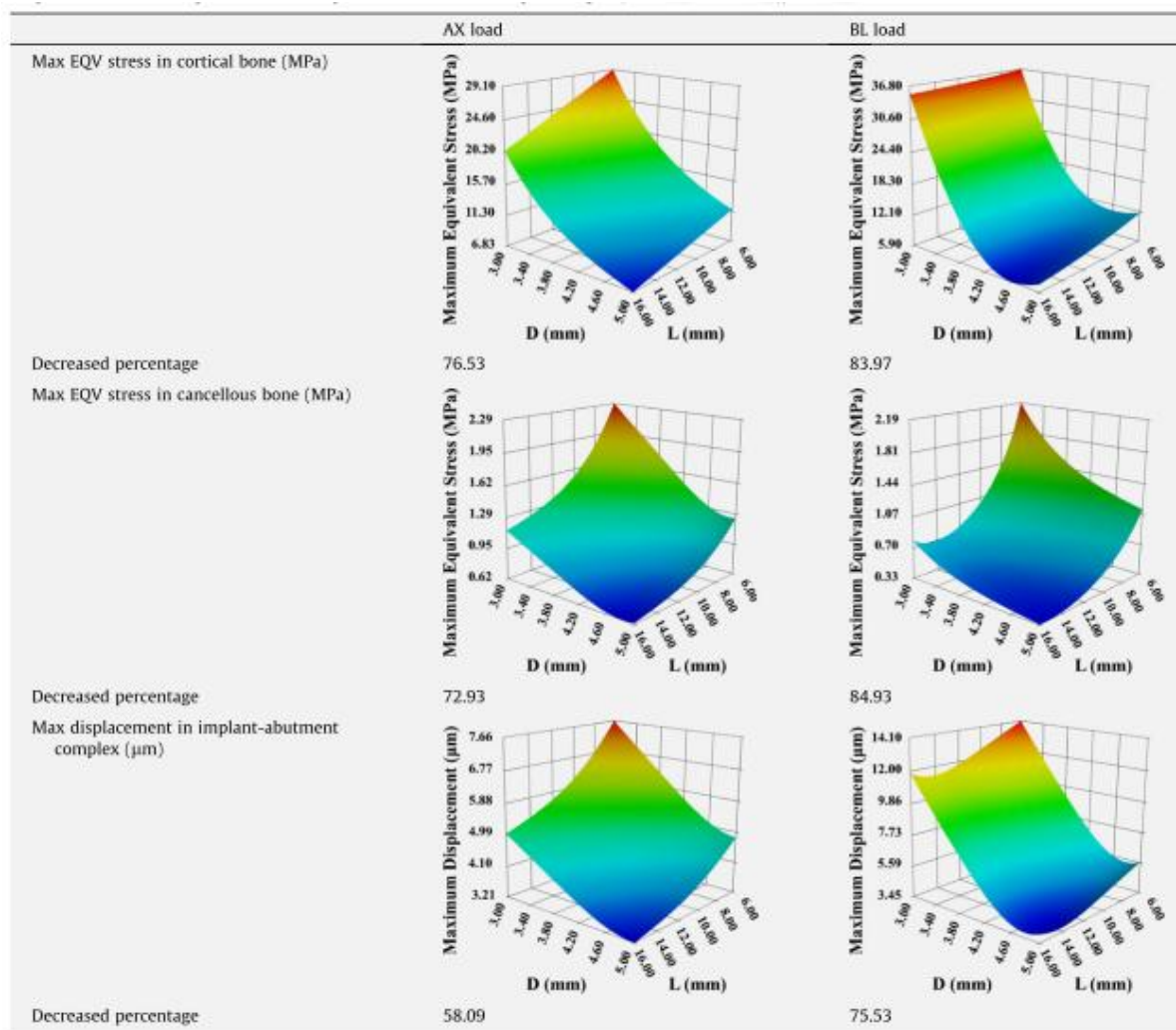
**Figure 2. 20** : (a) Distribution des contraintes de Von Mises (b) Contraintes normales ( $\sigma_{11}$ ) . (c) Contraintes de cisaillement ( $\sigma_{12}$ ) variation le long de l'interface(s) implant/os pour un implant avec les dimensions:  $L_{b1}=5\text{mm}$ ,  $L_c=1\text{mm}$ ,  $\theta_c=-10^\circ$ ,  $L_{b2}=3\text{mm}$ , and  $\theta_{b2}=5^\circ$  [65].

**Tao Li et al. (2010)** [66], ont comparé les variations du diamètre (3 à 5 mm) et de la longueur (6 à 16 mm) des implants dentaires dans la mâchoire inférieure, afin d'identifier leurs gammes optimales vis-à-vis de l'étude biomécanique.



**Figure 2. 21** : 3D FEM model et chargement ; (a) Chargement axiale, (b) Chargement lingual [66].

Ils ont déduit que le diamètre de l'implant joue un rôle plus important que la longueur dans la réduction des contraintes dans l'os cortical et l'amélioration de la stabilité de l'implant. De plus, biomécaniquement dans un os de mauvaise qualité, un diamètre de l'implant de 4 mm et une longueur supérieure à 12 mm est la combinaison optimale pour un implant vissé dans la mâchoire inférieure.



**Figure 2. 22** : Contraintes de Von-Mises dans l'os cortical et l'os spongieux- Le déplacement maximal de l'implant/pilier [66].

**L. Vidyasagar et col. (2004)** [67] ont étudié les effets du design d'un implant dentaire et ses effets biologiques sur l'interface os/implant. Dans le but de raccourcir les périodes de traitement, il existe une tendance vers l'utilisation d'une procédure chirurgicale avec un protocole de chargement immédiat. Par conséquent, la stabilité primaire de l'implant devient une condition préalable à l'intégration osseuse réussie. La stabilité primaire de l'implant est influencée par la qualité et la quantité d'os, la géométrie de l'implant, la technique de préparation du site et la rugosité de la surface de contact.

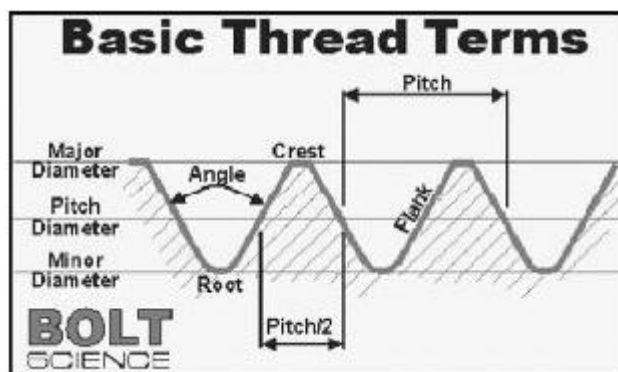


Figure 2. 23 : Terminologie de base du filetage [67].

J. Noailles et col. (2009) [68] ont étudié l'influence de la forme, du diamètre et de la longueur de l'implant sur la répartition des contraintes au niveau osseux. Après modélisation du volume osseux et des implants, une force occlusale est appliquée sur la partie prothétique supra implantaire.

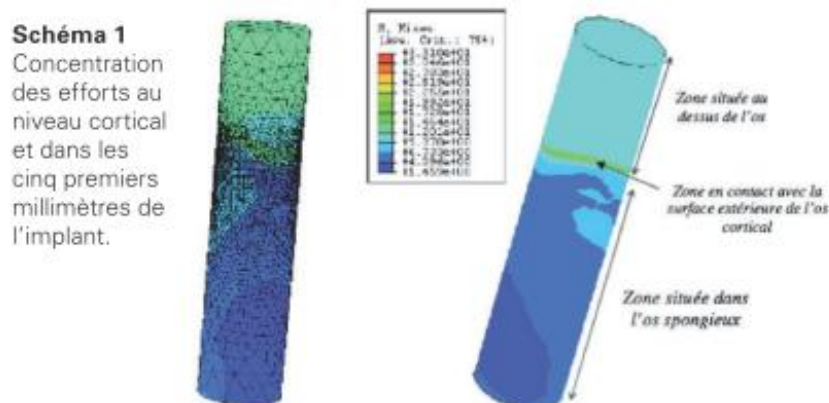


Figure 2. 24 : Concentration des contraintes au niveau cortical et dans les cinq premiers mm de l'implant [68].

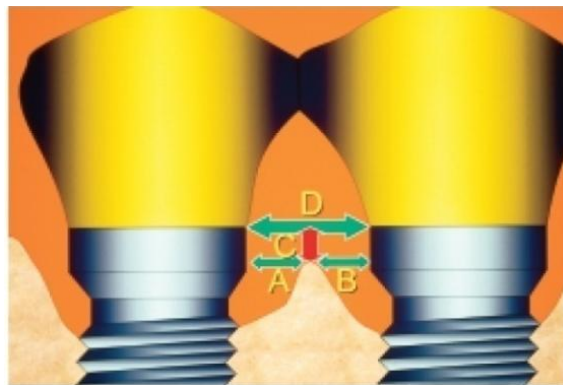
Les contraintes mesurées au niveau cortical et spongieux montrent une concentration au niveau cortical et dans les 5 premiers millimètres de l'implant (Figure 2.24).

Une réduction importante de ces contraintes est aussi observée lorsqu'ils ont comparé une forme conique et une forme cylindrique. En ce qui concerne le diamètre, ils ont obtenu une courbe intéressante qui met en évidence une réduction des contraintes au niveau osseux de 35 % lorsqu'ils passent d'un diamètre d'implant de 3,4 à 4,5 mm. Ils ont fait une autre étude afin d'évaluer l'influence de la longueur de l'implant où ils ont constaté que l'utilisation de grandes longueurs (16mm) ne présente pas d'intérêt et peut même s'avérer néfaste. En effet, sur le long terme, après 8 ou 10 années de mise en fonction, des fractures de fatigue peuvent se produire.

D.P. Tarnow et col. (2000) [69] ont évalué la dimension latérale de la perte osseuse à l'interface implant/pilier et ils ont déterminé si cette dimension latérale a un effet sur la hauteur

de la crête de l'os entre les implants adjacents séparés par des distances différentes. La perte osseuse des implants ayant une distance entre les implants supérieure à 3 est de 0,45 mm, tandis que les implants ayant une distance inférieure à 3 mm présentent une perte osseuse de 1,04 mm.

La signification clinique de ce phénomène est que l'augmentation de la perte osseuse de la crête entraîne une augmentation de la distance entre la base du point de contact des couronnes adjacentes et la crête de l'os. L'utilisation sélective des implants avec un diamètre plus petit à l'interface implant/pilier peut être bénéfique lorsque des implants multiples doivent être placés dans la zone esthétique de sorte qu'un minimum de 3 mm d'os puisse être retenu entre eux au niveau de l'implant/pilier.



**Figure 2. 25** : Mesures radiographiques enregistrées. A et B représentent la distance latérale (perte osseuse) de l'implant à la crête osseuse. C : Perte osseuse verticale. D : Distance entre les implants à l'interface implant/pilier [69].

**Shrikar R. et al. (2012)** [70] ont évalué les micromouvements et les contraintes autour des implants à large diamètre avec implant unique et à double implants pour remplacer la molaire mandibulaire avec une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis. Ils ont modélisé deux modèles 3D FEM, le premier modèle avec un diamètre de 6 mm pour supporter une couronne molaire unique. Le deuxième modèle est un implant double avec un diamètre de 3.75 - 3.75 mm (Figure 2.26). Chaque modèle est analysé avec une force unique de 70 N inclinée d'un angle de (15°) par rapport à l'axe vertical.

La force est appliquée à 3 endroits différents :

- Au centre.
- Au milieu buccolingual de la crête marginale distale.
- A la pointe de la cuspide distobuccale.



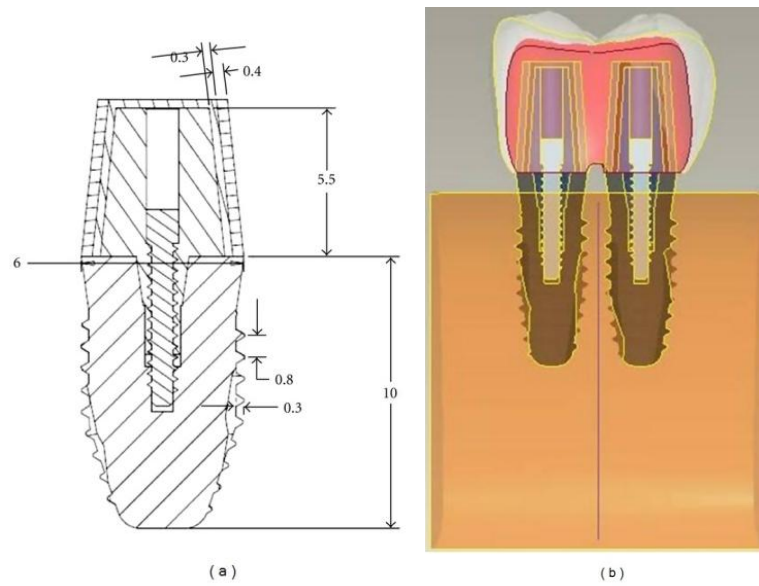


Figure 2. 26 : (a) Un seul implant (b) Implant double [70].

Ils ont comparé les contraintes de Von Mises et les micromouvements des deux structures avec les différents chargements.

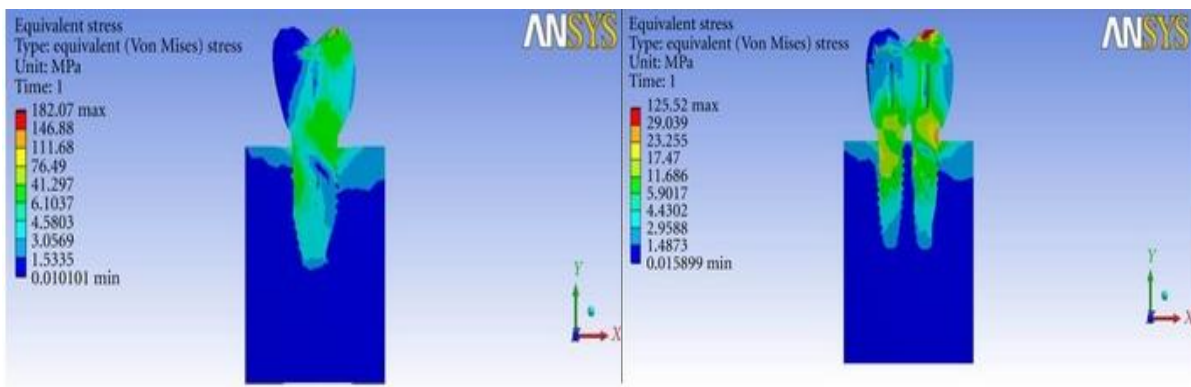


Figure 2. 27 : Distribution des contraintes de Von Mises (La force est de 70 N inclinée d'un angle de (15°) par rapport à l'axe vertical, appliquée à la pointe de la cuspidé distobuccale) [70].

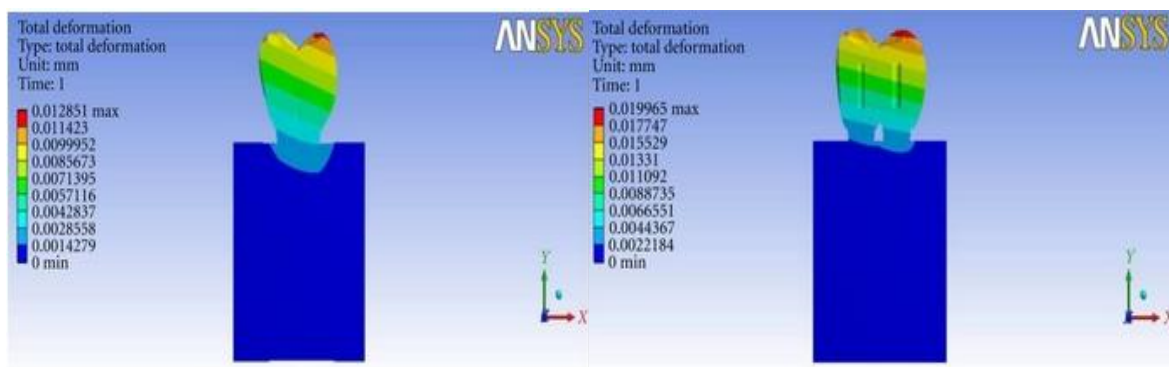
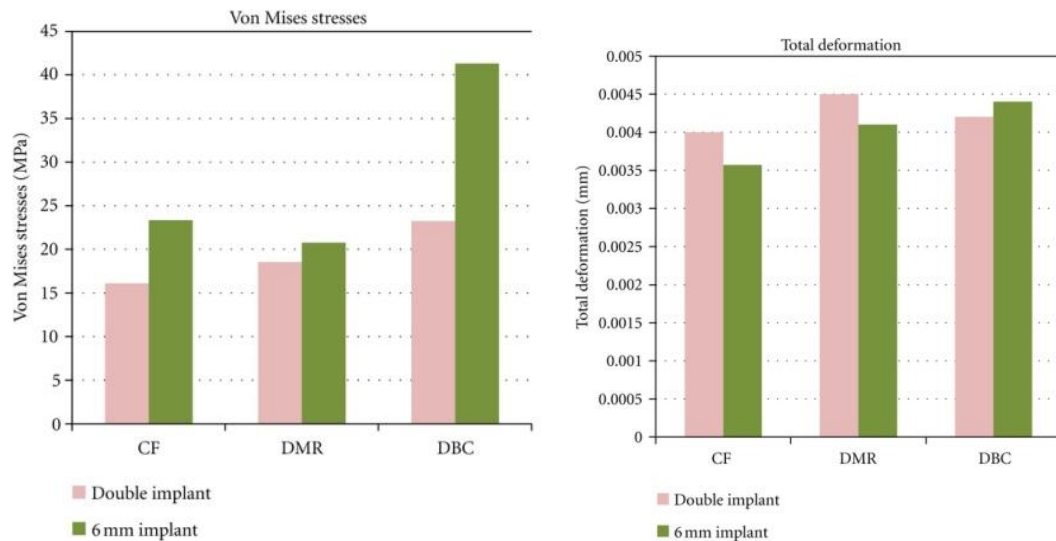


Figure 2. 28 : Déformation totale, (La force est de 70 N inclinée d'un angle de (15°) par rapport à l'axe vertical, appliquée à la pointe de la cuspidé distobuccale) [70].



**Figure 2. 29** : Contraintes de Von Mises et déformation totale de différentes structures étudiées , force appliquée au centre (CF)- au milieu buccolingual de la crête marginale distale(DMR) - à la pointe de la cuspidedistobuccale (DBC) [70].

Ils ont conclu que:

- La réduction des contraintes de Von Mises a été obtenue par des implants doubles par rapport à un implant de D= 6 mm.
- Lorsque la largeur de la crête est adéquate (8 mm) et que l'espace mésiodistal est  $\geq 12,5$  mm, l'implant 6 mm pourrait être utilisé.
- Lorsque la largeur de la crête est insuffisante ( $< 8$  mm) avec un espace mésiodistal de  $\geq 12,5$  mm, les implants doubles peuvent être considérés comme mieux contrôler les contraintes.
- Les implants doubles apportent un soutien plus large à une restauration molaire pour les dimensions mésio distale et buccolinguale.

**Himmlova et col.(2004)** [71] ont simulé la répartition des contraintes péri-implantaire pour déterminer la longueur et le diamètre des implants donnant une meilleure dissipation des contraintes en utilisant une analyse par éléments finis dans la région de la molaire de la mandibule. Pour cela, ils ont modélisé des implants avec un diamètre de 3,6 mm et des longueurs allant de 8 à 18mm, puis des implants d'une longueur de 12 mm et des diamètres allant de 2,9 à 6.5mm. Les zones de concentration des contraintes sont situées autour du col de l'implant, la conclusion est que l'augmentation de la longueur de l'implant diminue les contraintes, mais que la longueur de l'implant n'a pas autant d'influence que le diamètre. Cette conclusion a également été faite par **Nisand et Renouard (2006)** [72].

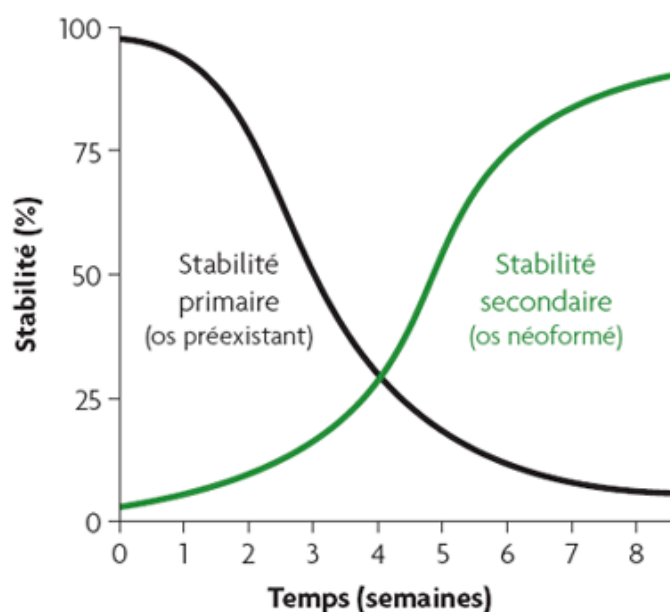
**Pierrisnard L et al. (2003)** [73] ont étudié l'influence de la longueur de l'implant et de l'ancrage bicortical sur la répartition des contraintes de l'implant. Les implants courts présentent des taux d'échec supérieurs.

Ils ont évalué dans quelle mesure la longueur de l'implant et l'ancrage bicortical affecte la façon dont les contraintes sont transférées aux composants de l'implant, à l'implant et à l'os environnant.

**Lee JS et al.(2012)** [74] ont étudié la répartition des contraintes autour de l'interface os/implant et l'effet de la longueur d'un implant immédiatement chargé dans le maxillaire antérieur en utilisant la méthode des éléments finis, ils ont conclu que si des implants avec des longueurs dépassant plus de 15,0 mm sont utilisés dans un chargement immédiat, le volume osseux doit être suffisant et considéré comme un facteur important.

D'après **M. Davarpanah [75]**, l'ostéo-intégration est l'un des facteurs qui influent sur le succès de l'implant, elle est basée sur la stabilité primaire ou mécanique et la stabilité secondaire, qui représente la stabilité biologique après le processus de remodelage osseux.

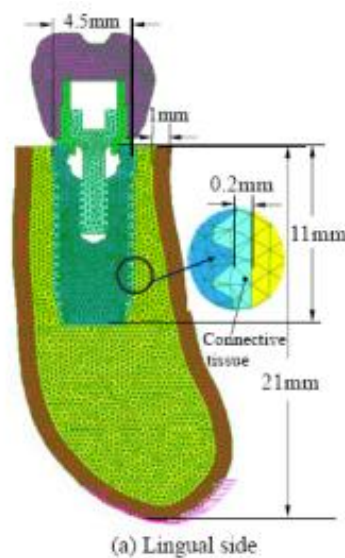
Au cours du temps, l'immobilisation de l'implant dans le tissu osseux obtenu dans un premier temps par la stabilité primaire est remplacée par la stabilité secondaire obtenue par la néo apposition osseuse au contact direct de l'implant [75].



**Figure 2. 30** : Stabilité primaire et secondaire au cours des semaines [75].

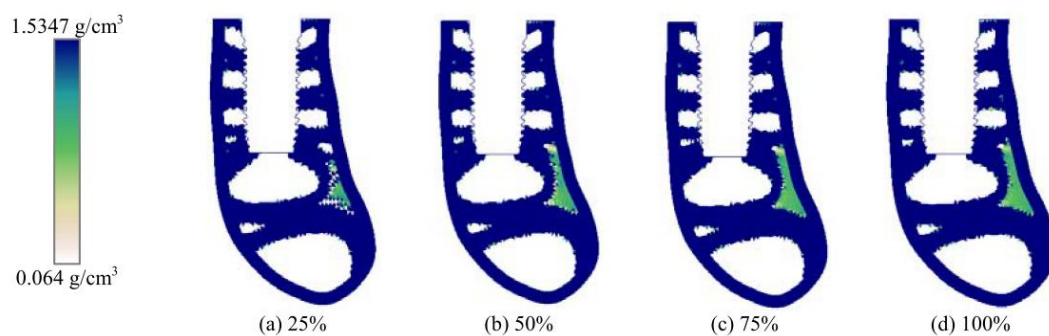
Dans ce qui suit, on va parler des travaux récents qui ont étudié la stabilité secondaire en se basant sur la distribution des contraintes équivalentes de Von-Mises par la méthode des éléments finis [76], [77], [78], [79] et [80].

**Z. Q. Lian et al. (2011)** [76] ont étudié l'influence du contact os/implant sur le succès d'une chirurgie implantaire. Ils ont considéré quatre degrés différents de contact initial de os/implant (25, 50, 75 et 100%) et ils ont évalué leurs influences sur la répartition de densité dans la mâchoire en utilisant l'algorithme de remodelage osseux développé grâce à l'analyse par éléments finis 2D, pour déterminer un degré optimal de contact os/implant.



**Figure 2. 31** : FE modèle (implant/os de la mâchoire) [76].

Ils ont conclu que, sous une force de mastication de 100N, différents contacts initiaux os/implant conduisent à un degré de contact similaire et optimal lorsque l'état d'équilibre est atteint. Ce résultat est cohérent avec les observations cliniques.



**Figure 2. 32** : Distribution de la densité sous différents contacts initiaux os/implant [76].

**Hsuan-Yu chou and al. (2008)** [77] ont étudié l'effet du contour os/implant sur le

remodelage osseux dans la zone prémolaire de la mandibule en considérant quatre systèmes d'implants dentaires avec des contours similaires à ceux commercialement disponibles et quatre autres avec des sections transversales cylindriques et coniques.

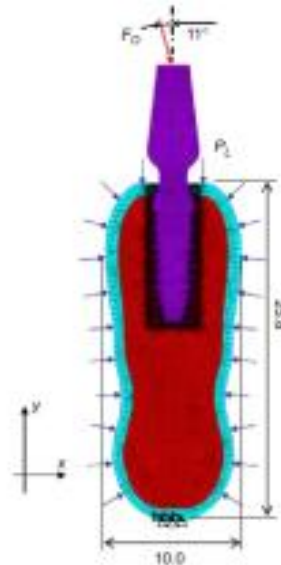


Figure 2. 33 : Modèle 2D considéré du système: pilier/implant/os [77].

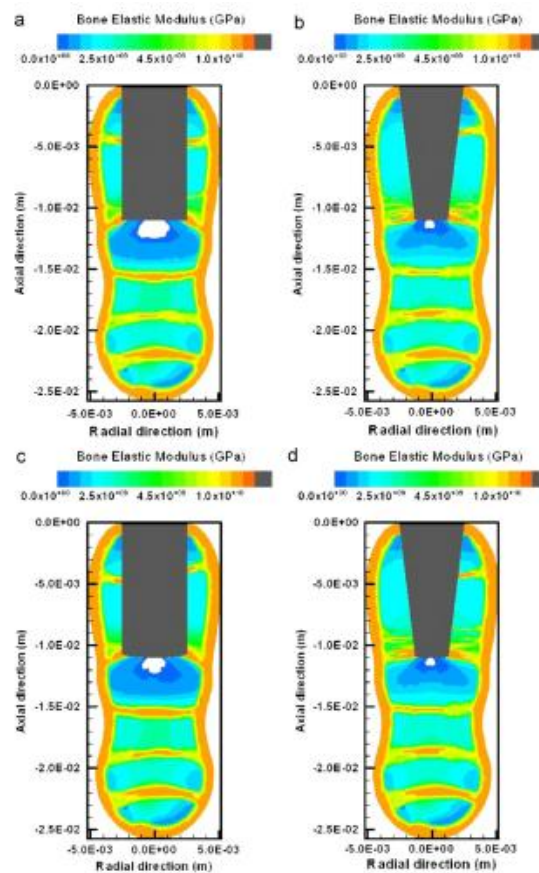


Figure 2. 34 : Distribution des modules élastiques de quatre systèmes d'implants hypothétiques avec une charge occlusale de 100 N appliquée sur l'implant [77].

Ils ont trouvé que la densité osseuse augmente sur les pointes du filetage des implants et diminue à l'intérieur des rainures. Les implants lisses favorisent le développement d'un os plus mou autour de leur périphérie, par rapport aux systèmes d'implants filetés. Le contour global (dimensions et forme) d'un implant affecte la redistribution de la densité osseuse.

### **2.3 Conclusion**

A travers cette synthèse bibliographique, il est question de modéliser et simuler numériquement des implants et des prothèses dentaires, et surtout de pouvoir optimiser **la géométrie et les dimensions d'un implant dentaire par une analyse tridimensionnelle par éléments finis** pour trouver la solution optimale donnant une bonne ostéointégration et donc obtenir le succès implantaire, ceci quelque soit le type d'os choisi.

---

# Modélisation et Simulation numérique

---

# Modélisation et Simulation

## Numérique

### Sommaire du chapitre 3

3	Modélisation et Simulation Numérique.....	64
3.1	Introduction .....	64
3.2	Modélisation des différents implants et composants .....	64
3.2.1	Modélisation de la couronne (surface occlusale).....	64
3.2.2	Modélisation de l'implant .....	65
3.2.3	Modélisation de la mâchoire .....	65
3.2.4	Modélisation de l'ensemble .....	66
3.2.5	Modélisation des différentes structures .....	67
3.3	Modélisation par éléments finis.....	70
3.3.1	Conditions de chargement et de fixation .....	71
3.3.2	Maillage .....	71
3.3.3	Statistiques .....	75
3.4	Conclusion .....	75



## 3 Modélisation et Simulation Numérique

### 3.1 Introduction

On a considéré un modèle tridimensionnel d'os mandibulaire de type 2, selon le système de classification de Lekholm et Zarb [81], dans lequel est placé un implant monobloc en titane recouvert d'une couronne en céramique. L'ensemble est sollicité par une force occlusale, résultante des composantes : axiale, mésio-distale et linguale. Pour étudier les effets de la variation des dimensions et la géométrie d'un implant dentaire telsque le diamètre, la longueur, les dimensions du filet (le pas, la profondeur, l'angle), la forme du filet du filetage, la forme du col et la forme du corps implantaire ; on a modélisé plusieurs structures.

### 3.2 Modélisation des différents implants et composants

Les dimensions des implants 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.

Dans cette étude, le modèle choisi est un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure dans la région de la deuxième prémolaire. Le dessin et la conception de l'implant et ses composants a été réalisée en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) Solidworks (14).

#### 3.2.1 Modélisation de la couronne (surface occlusale)

La couronne dentaire représente la surface occlusale, elle est généralement réalisée en céramique dentaire.

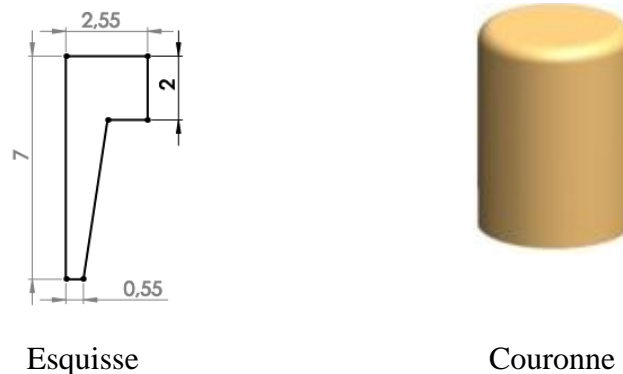
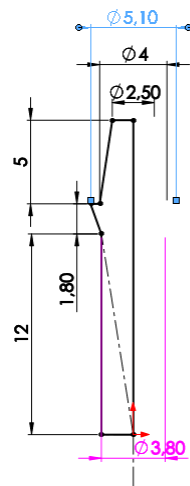


Figure 3. 1 : Esquisse et représentation 3D de la couronne.

### 3.2.2 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 dans le cas où l'implant est composé de plusieurs pièces, une pièce intermédiaire entre la couronne et la mâchoire dans le cas d'un implant monobloc (implant/pilier considéré comme une seule pièce). L'implant est réalisé en alliage de titane ou en zircone.



Esquisse

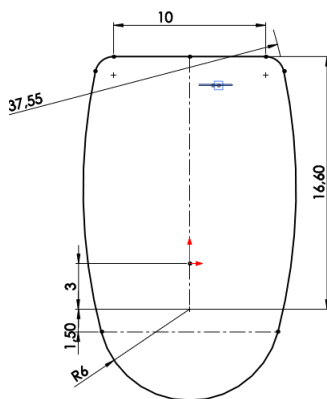


Implant monobloc (Implant/pilier)

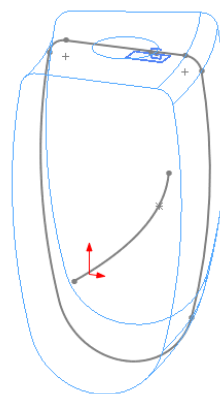
Figure 3. 2 : Implant/pilier.

### 3.2.3 Modélisation de la mâchoire

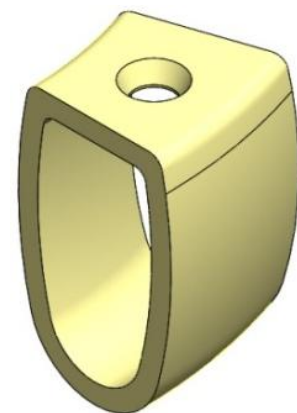
La mâchoire est représentée en deux parties (coté extérieur et coté intérieur), le coté extérieur représente l'os cortical et le coté intérieur l'os trabéculaire. La partie trabéculaire de l'os a été modélisée comme étant une structure pleine de 24,1 mm de hauteur et 16,3 mm de largeur fondue dans une couche de 2 mm d'os cortical, voir figures 3.3 et 3.4.



Esquisse

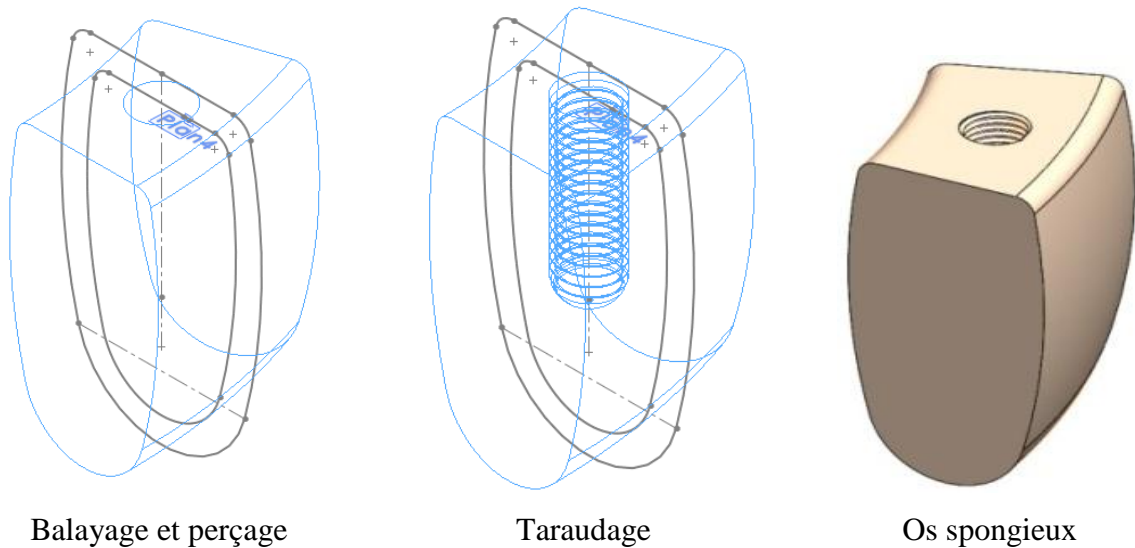


Balayage et perçage



Os cortical

Figure 3. 3 : Os cortical.

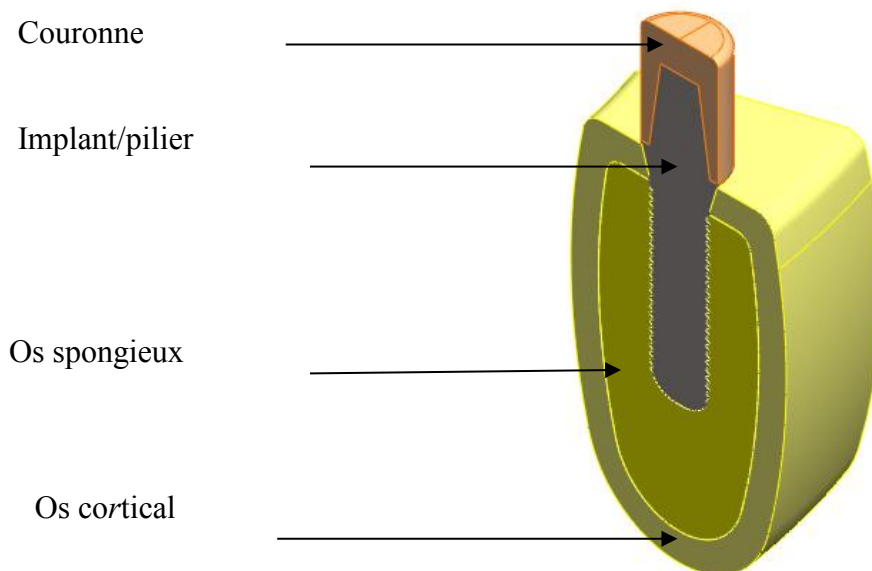


**Figure 3. 4** : Os spongieux.

### 3.2.4 Modélisation de l'ensemble

L'ensemble qui doit former la prothèse définitive est constitué d'un implant/pilier (considéré comme une seule pièce ou implant monobloc) et d'une couronne, voir figure 3.5.

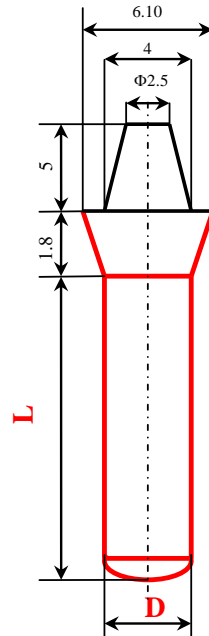
Une section transversale de l'os bucco-lingual plan a été obtenue à partir de la deuxième prémolaire mandibulaire. Un implant avec différentes géométries et dimensions est enfoncé dans la mâchoire. Le modèle complet est montré dans la figure 3.5.



**Figure 3. 5** : Modèle 3D en coupe de l'ensemble étudié.

### 3.2.5 Modélisation des différentes structures

Dans cette étude, on va étudier l'influence des dimensions et la géométrie (diamètre, longueur du corps implantaire, forme et dimensions du filet du filetage, forme du corps implantaire, forme du col) d'un implant dentaire par la MEF sur le succès des implants dentaires. Les dimensions de l'implant sont représentées dans la figure 3.6.



**Figure 3. 6** : Dimensions de l'implant/pilier utilisées dans notre étude.

#### 3.2.5.1 Variation du diamètre

Le diamètre de l'implant est classé en trois catégories: petit, standard et large diamètre. Le choix du diamètre permet de s'adapter aux conditions cliniques: qualité et quantité d'os, site d'édentement, espace prothétique disponible et type d'occlusion. Dans cette étude, on a choisi des diamètres appartenant aux trois catégories. Les différents modèles des implants utilisés dans l'étude avec leurs dimensions respectives sont regroupés dans le tableau 3.1.

#### 3.2.5.2 Variation de la longueur

Le choix de la longueur dépend de plusieurs facteurs tels que le volume osseux disponible, la hauteur de la mâchoire etc... Dans notre étude, on a considéré trois longueurs différentes avec un même diamètre pour étudier l'effet de ce paramètre (tableau 3.1).



**Figure 3.7 :** Implants avec différentes longueurs ( $D = 4,8 \text{ mm}$  ;  $L = 9 - 12 - 15 \text{ mm}$ ).

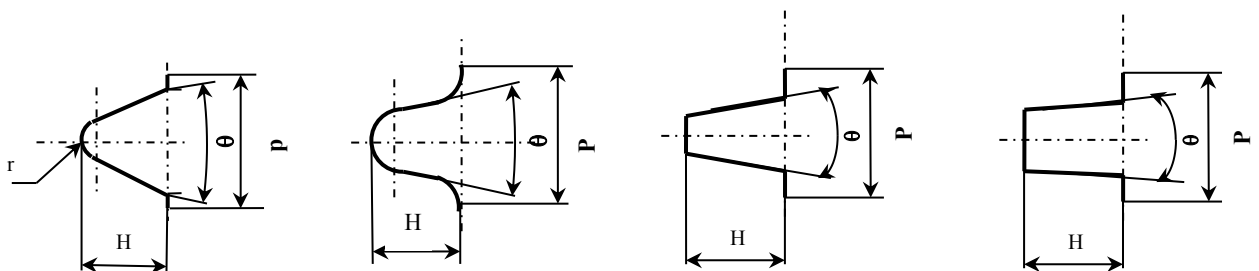
### 3.2.5.3 Variation de la morphologie de la surface du corps implantaire

Les quatre types de forme de filetage modélisés sont (symétrique, rond, trapézoïdal et carré.). En plus de cela, un implant cylindrique complètement lisse est considéré, voir Figure 3.8.



**Figure 3.8 :** Formes de filetages considérées (métrique, carrée, ronde et trapézoïdale) et implant lisse.

La géométrie du filetage est défini par trois paramètres: le pas de filetage ' $p$ ', la profondeur de filetage ' $H$ ' et l'angle ' $\theta$ ', voir figure 3.9.



**Figure 3.9 :** Formes du filet du filetage des implants utilisés, (a)Métrique, (b) Ronde, (c)Trapézoïdale, (d) Carrée.

### 3.2.5.4 Variation de la surface du col de l'implant

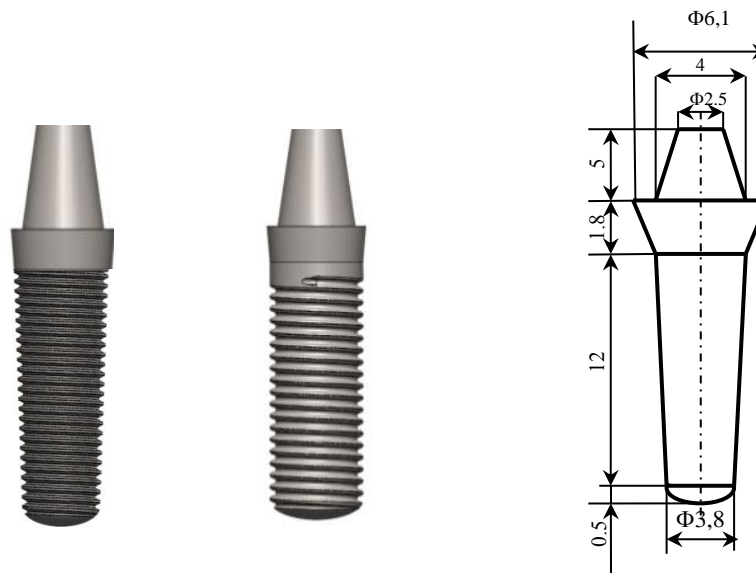
Pour étudier l'influence du col, on a modélisé deux implants, le premier avec un col lisse et le deuxième avec un col strié.



**Figure 3. 10** : Implant avec col lisse et col strié.

### 3.2.5.5 Variation de la forme du corps implantaire

Pour le corps implantaire, on a considéré deux formes : cylindrique et conique dont les dimensions sont montrées dans la figure 3.11.



**Figure 3. 11** : Implant conique - Implant cylindrique - Dimension de l'implant conique.

Les implants coniques ont été mis au point pour répondre à des indications déterminées. Ils sont utilisés dans les sites postextractionnels ou dans des sites guéris de moindre qualité osseuse au maxillaire. Dans les sites postextractionnels, ils occupent convenablement le volume laissé disponible par les dents extraites. Ils trouvent leur application dans le secteur maxillaire postérieur.

Dans le tableau 3.1, on a regroupé les différents modèles des implants utilisés dans l'étude avec leurs dimensions respectives.

**Tableau 3. 1:** Les différents modèles des implants utilisés dans l'étude avec leurs dimensions respectives.

Variation du diamètre							
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)			
3.8 - 4 - 4.8	12	-	-	-	Lisse, conique	Lisse	Cylindrique
3.8 - 4 - 4.8		0,6	0,35	60		Métrique	
Variation de la longueur							
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)			
4.8	9- 12 -15	0,6	0,35	60	Lisse, conique	Métrique	Cylindrique
Variation de la morphologie de la surface du corps implantaire							
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)			
3,5	12	0,4 - 0,6 - 0,8	0,35	60	Lisse, conique	Métrique	Cylindrique
3,8				30		Rond	
				30		Trapézoïdal	
	10	Carré					
Variation de la surface du col de l'implant							
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)			
4,8	12	0,6	0,35	60	Lisse Strié	Métrique	Cylindrique
Variation de la forme du corps implantaire							
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)			
4,8 3,8 avec une conicité de 2°	12	0,6	0,35	60°	Lisse	Métrique	Cylindrique Conique

### 3.3 Modélisation par éléments finis

L'implant monobloc est en alliage de titane (Ti6Al4V), la couronne en céramique, l'os cortical et l'os spongieux sont considérés comme isotropes. Les propriétés mécaniques des matériaux utilisés dans cette étude sont présentées dans le tableau 3.3, d'après [82], [83].

**Tableau 3. 2:** Propriétés mécanique des matériaux [82].

Matériaux	Module de Young(GPa)	Coefficient de poisson ( $\nu$ )
Ti-6Al-4V	102	0,35
Céramique	68,9	0,28
Os cortical	13	0,3
Os spongieux	1,37	0,3

### 3.3.1 Conditions de chargement et de fixation

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 [84]. Les efforts de mastication varient d'une personne à une autre.

Les conditions de chargement considérées sont choisies d'après [85], au centre de la couronne les forces de 17.1 Newton, 114.6 Newton, et 23.4 Newton sont appliquées respectivement dans les directions linguale, axiale et mesio-distale, la résultante de ces forces représente la force moyenne simulée de mastication, elle a une valeur de 118.2 N avec un angle approximatif de  $75^\circ$  par rapport à la normale [85]. Concernant la fixation, l'ensemble est fixé complètement sur le fond de la mandibule comme montré dans la figure 3.12. Tous les composants sont supposés parfaitement liés.

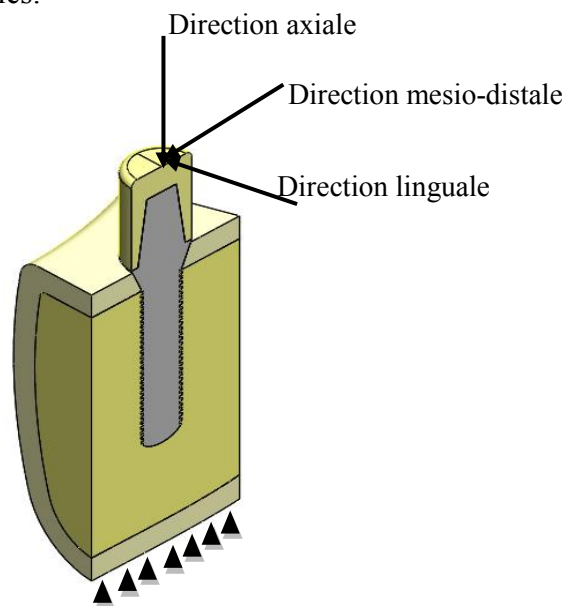


Figure 3. 12 : Conditions de chargement et de fixation.

### 3.3.2 Maillage

L'analyse de l'ensemble est réalisée avec le logiciel Ansys workbench qui est doté d'un mailleur automatique, le maillage est contrôlé par le programme. Le maillage de l'ensemble est réalisé par des éléments tétraédriques. Les paramètres choisis pour le maillage dans cette étude sont représentés dans le tableau 3.3.



**Tableau 3.3** : Détails du maillage (Pertinence 0 - sans utilisation de la fonction de taille avancée).

Détails du maillage		
—	Réglage par défaut	
	Physique de préférence	Mécanique
	Pertinence	0
—	Dimensionnement	
	Utiliser la fonction de taille avancée	Désactivée
	Centre de pertinence	Fin
	Taille des éléments	Par défaut
	Centre d'angle de course	Grossier
	Longueur d'arête minimale	1,0383 E-004m

Pour vérifier l'indépendance de la grille de maillage; nous avons changé les paramètres de pertinence et de dimensionnement, on a raffiné le maillage et on a refait la même opération (voir tableau 3.4).

**Tableau 3.4** : Détails du maillage (Pertinence 0 - Utiliser la fonction de taille avancée).

Détails du maillage		
—	Réglage par défaut	
	Physique de préférence	Mécanique
	Pertinence	0
—	Dimensionnement	
	Utiliser la fonction de taille avancée	Activée (courbure)
	Centre de pertinence	Fin
	Taille des éléments	Par défaut
	Centre d'angle de course	Grossier
	Angle normal de courbure	Défaut (70,3950°)
	Taille min	Défaut (5,3378E-006m)
	Taille de face max	Défaut (5,3378E-004m)
	Taille de tétraèdre max	Défaut (1,0676 E-003m)
	Longueur d'arête minimale	1,0383 E-004m

On a extrait les contraintes de Von-Mises, ensuite, l'erreur relative des contraintes maximales a été calculée pour la partie spongieuse de l'os à titre d'exemple (voir tableau 3.5).

**Tableau 3.5** : Résultats du maillage des quatre choix.

	Noeuds	Eléments	Contraintes max.	Erreur relative
<b>Pertinence 0 - Utiliser la fonction de taille avancée (désactivé)</b>				
Os spongieux	57888	35356	1,5749e+006 Pa	0.0064
<b>Pertinence 1 - Utiliser la fonction de taille avancée (désactivé)</b>				
Os spongieux	58383	35726	1,5851e+006 Pa	
<b>Pertinence 0 - Utiliser la fonction de taille avancée</b>				
Os spongieux	225787	141412	1,5893e+006 Pa	0.0037
<b>Pertinence 1 - Utiliser la fonction de taille avancée</b>				
Os spongieux	228550	143081	1,5834e+006 Pa	

Le choix de la procédure de maillage est justifié par le fait que l'erreur relative entre l'option "Utiliser la fonction de taille avancée (courbure)" et "Utiliser la fonction de taille avancée (désactivé)" ne dépasse pas 0,0064.

Par conséquent, on a opté pour un maillage automatique qui ne nécessite pas un grand nombre de nœuds et d'éléments, ce qui réduit considérablement le temps de calcul.

Le maillage de l'implant cylindrique avec filetage métrique  $D=4.8\text{ mm}$  ;  $L=12\text{ mm}$  et  $p=0.6\text{ mm}$  et les différents composants sont représentés dans ce qui suit (Voir les figures 3.13 - figure 3.17).

### 3.3.2.1 Maillage de l'ensemble en coupe

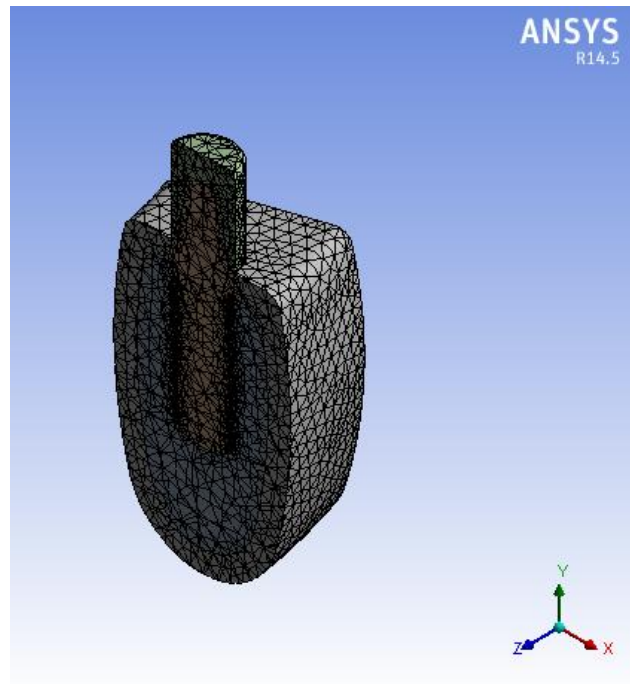


Figure 3. 13 : Maillage de l'ensemble en coupe.

### 3.3.2.2 Maillage de chaque élément

- Os spongieux

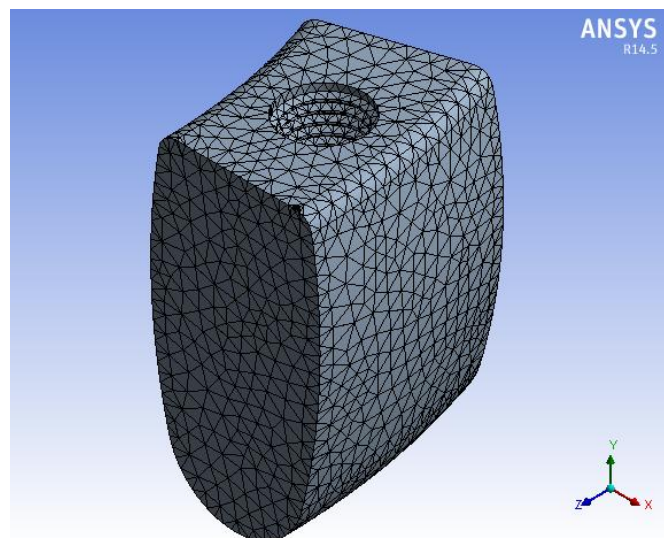


Figure 3. 14 : Maillage de l'os spongieux.

- Os cortical

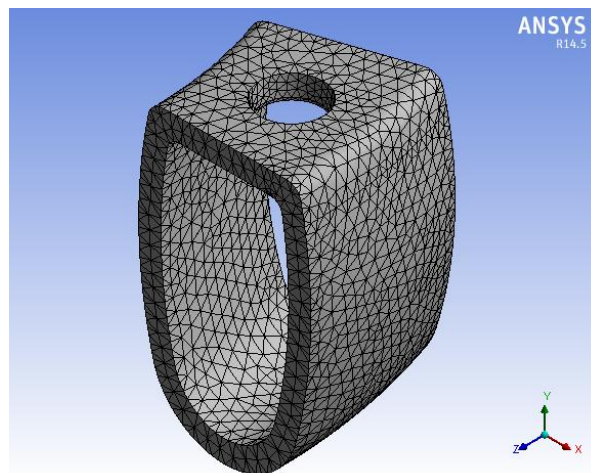


Figure 3. 15 : Maillage de l'os cortical.

- Implant monobloc (Implant /pilier)

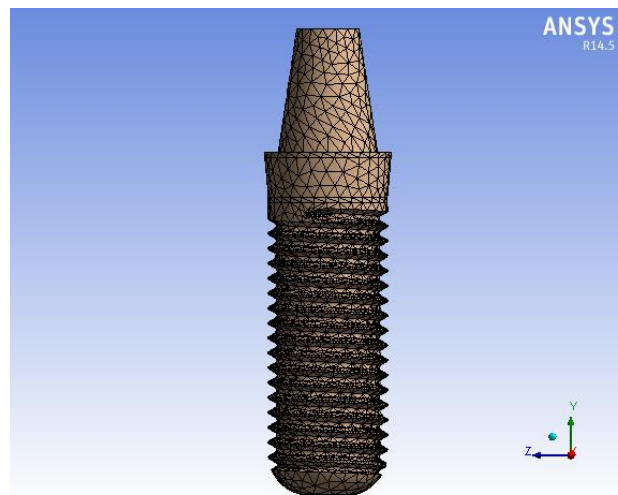


Figure 3. 16 : Maillage de l'implant monobloc.

- Couronne

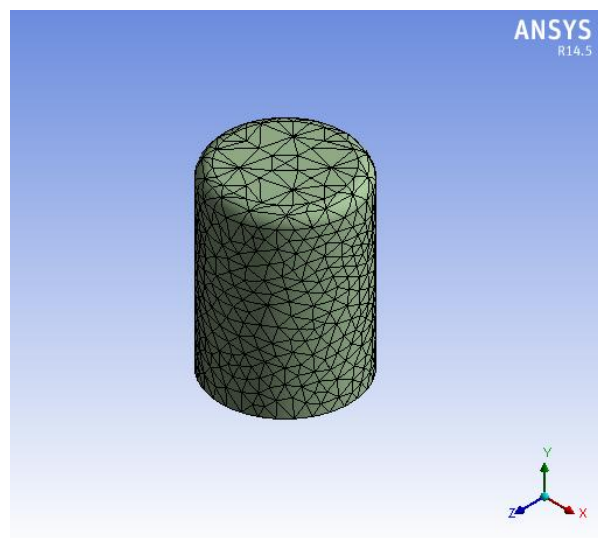


Figure 3. 17 : Maillage de la couronne.

### 3.3.3 Statistiques

Les résultats du maillage de la structure modélisée avec un implant de diamètre  $D=4.8$  mm, de longueur  $L=12$  mm et un pas  $p=0.6$  mm sont représentés dans le tableau 3.6.

Tableau 3. 6 : Résultats du maillage de la structure ( $D=4.8$  mm,  $L=12$  mm et  $p=0.6$  mm).

composants	Nœuds	Éléments
couronne	6031	3363
Implant /Pilier	38279	21735
Mâchoire (os trabéculaire)	57888	35356
Mâchoire (os cortical)	17462	9418

### 3.4 Conclusion

On a modélisé des implants dentaires en variant les paramètres de dimensions et de géométrie situés dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire. L'ensemble est composé de la couronne en céramique, de l'implant/ pilier en alliage de titane et la mâchoire qui est composé de l'os spongieux entouré d'os cortical.

Dans le prochain chapitre, nous allons étudier les déplacements (micromouvements), les déformations au niveau de l'implant, les effets des différents paramètres à l'interface os/implant. Les structures modélisées avec Solidworks sont simulées, moyennant le logiciel d'analyse ANSYS Workbench 14,5 utilisant la méthode des éléments finis.

---

# Résultats et Discussion

---

# Résultats et Discussion

## Sommaire du chapitre 4

4 Résultats et Discussion .....	77
4.1 Introduction.....	77
4.2 Résultats et discussion .....	77
4.2.1 Contraintes de Von Mises de l'implant et les différents composants.....	77
4.2.2 Détermination des micromouvements (déplacements) des implants .....	80
4.2.3 Détermination des déformations équivalentes .....	83
4.2.4 Détermination des contraintes à l'interface os/implant.....	85
4.3 Etude comparative .....	97
4.4 Conclusion .....	99

## 4 Résultats et Discussion

### 4.1 Introduction

Parmi les facteurs qui influent sur le succès de l'implant est la stabilité primaire qui dépend de plusieurs facteurs tels que, la forme de l'implant, les dimensions, le type de filetage, la surface de l'implant et la rugosité...

Dans ce chapitre, on va étudier l'influence des paramètres cités ci-dessus sur la stabilité mécanique ainsi que le succès implantaire, et plus précisément :

- Influence du diamètre de l'implant.
- Influence de la longueur de l'implant.
- Influence des dimensions du filet du filetage.
  - Le pas.
  - La profondeur du filetage.
  - L'angle.
- Influence de la forme du filet du filetage (carrée, trapézoïdale, ronde, symétrique).
- Influence des stries du col de l'implant.
- Influence de la forme l'implant.

Par une simulation par éléments finis 3D de chaque structure en utilisant le logiciel d'analyse « Ansys Workbench (14.5) », on a déterminé la distribution des contraintes de Von-Mises, les micromouvements, les déformations et on a extrait les contraintes à l'interface os /implant selon un chemin bien déterminé pour chaque cas d'étude.

### 4.2 Résultats et discussion

#### 4.2.1 Contraintes de Von Mises de l'implant et les différents composants

On présente dans ce qui suit les contraintes de Von-mises pour chaque élément constitutif de la structure en vue de faire une première validation à la résistance et à la rigidité.

La structure est modélisée avec un implant dont le diamètre et la longueur sont respectivement  $D=4,8$  mm ;  $L=12$  mm. Voir figures (4.1 - 4.4)

- **Contrainte équivalente de Von-Mises sur la couronne**

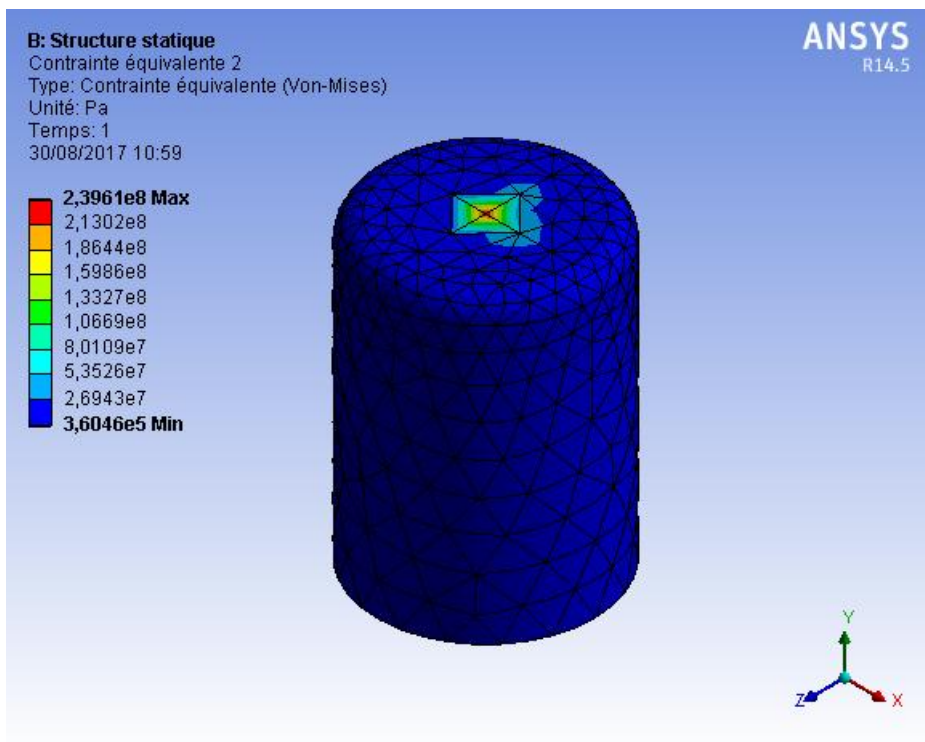


Figure 4. 1 : Distribution des Contraintes de Von-Mises sur la couronne.

- **Contrainte équivalente de Von-Mises sur l'implant/pilier**

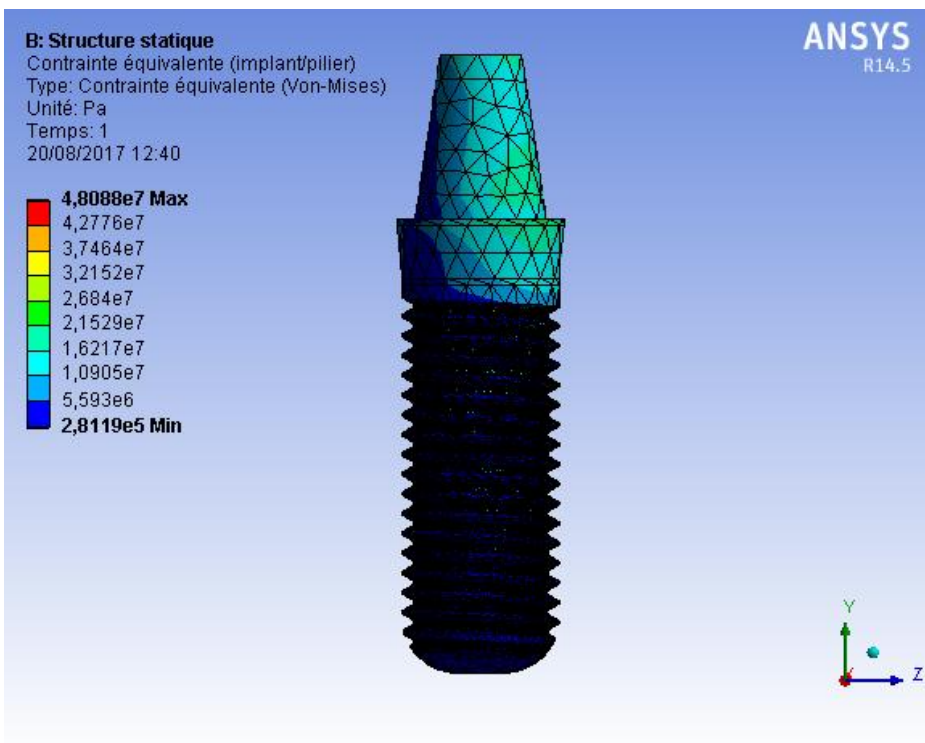


Figure 4. 2 : Distribution des Contraintes de Von-Mises sur l'implant/pilier.



- **Contrainte équivalente de Von-Mises dans l'os spongieux**

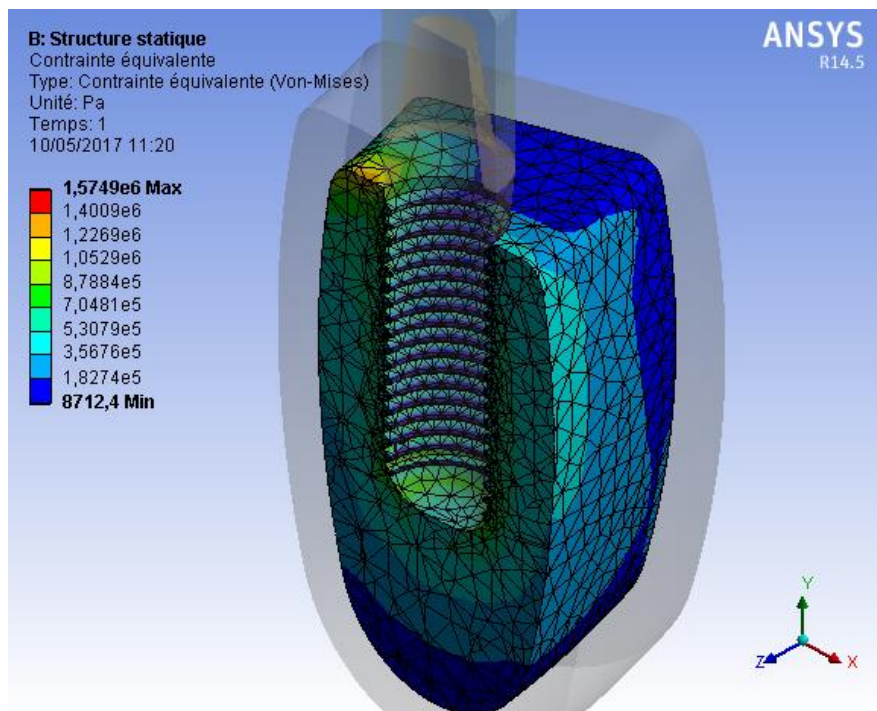


Figure 4. 3 : Distribution des contraintes de Von-Mises dans l'os spongieux.

- **Contrainte équivalente de Von-Mises dans l'os cortical**

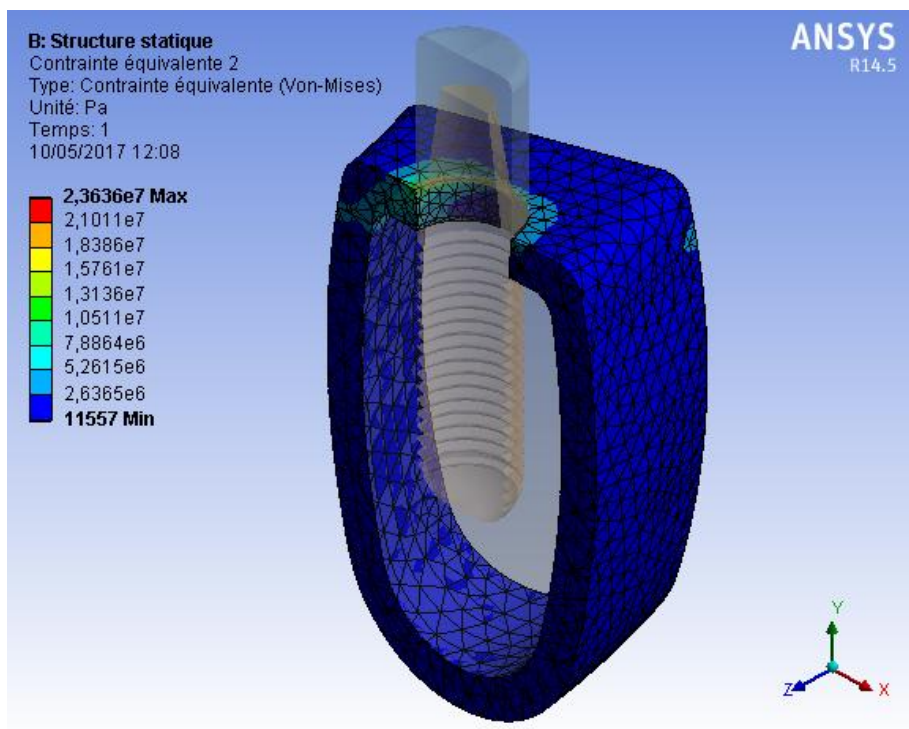


Figure 4. 4 : Distribution des contraintes de Von-Mises dans l'os cortical.

- **Comparaison des résultats avec les valeurs limites**

Pour valider avec les limites élastiques des différents éléments de la prothèse, les valeurs des contraintes équivalentes de Von-Mises obtenues pour chaque composant sont comparées et validées avec les limites élastiques des matériaux considérés. Les valeurs des limites élastiques sont représentées dans le tableau 4.1 d'après [85].

**Tableau 4. 1 :** Contraintes maximales de Von-Mises des différents éléments de la prothèse et Limites élastiques.

Composant	Contrainte maximale de Von-Mises (MPa)	Limite élastique (MPa)
Couronne (céramique)	239,61	500
Implant/pilier(Ti-6Al-4V)	48,088	800
Os	23,636	130

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.

#### 4.2.2 Détermination des micromouvements (déplacements) des implants

La présence de micromouvements supérieurs à 150  $\mu\text{m}$  au niveau des implants pendant les jours qui suivent leur mise en place peut entraîner une mauvaise cicatrisation ou même l'échec implantaire, les micromouvements inférieurs à 50  $\mu\text{m}$  semblent être bien tolérés et ne perturbent pas l'obtention de l'ostéointégration [86].

Pour cela, on va déterminer les micromouvements des implants. Les structures sont modélisées avec des implants cylindriques avec filetage métrique en variant le diamètre, une même longueur et mêmes caractéristiques du filet (pas, profondeur, angle et forme du filet).

Les dimensions des implants étudiés sont montrées dans le tableau 4. 2.

**Tableau 4. 2 :** Dimensions des implants étudiés.

Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Hauteur du col (mm)	Pas 'P' (mm)	Profondeur 'H'(mm)	Angle 'θ' (°)
3,5 - 3,8 - 4 - 4,8	12	1,8	0,6	0,35	60°

Les micromouvements (déplacements) des implants sont représentés dans ce qui suit (Voir les figures 4.5 - figure 4.8).

### 4.2.2.1 Déplacement total pour la structure avec D=3,5 mm - L=12 mm

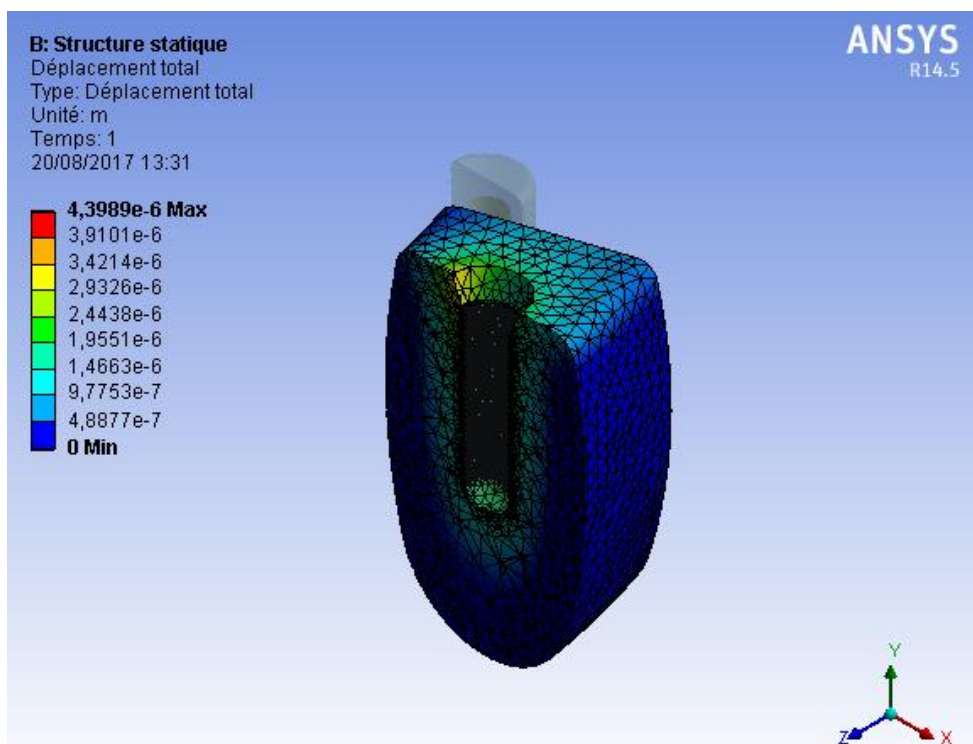


Figure 4. 5 : Déplacement total dans la mâchoire D=3,5 mm ; L=12 mm.

### 4.2.2.2 Déplacement total pour la structure avec D=3,8 mm - L=12 mm

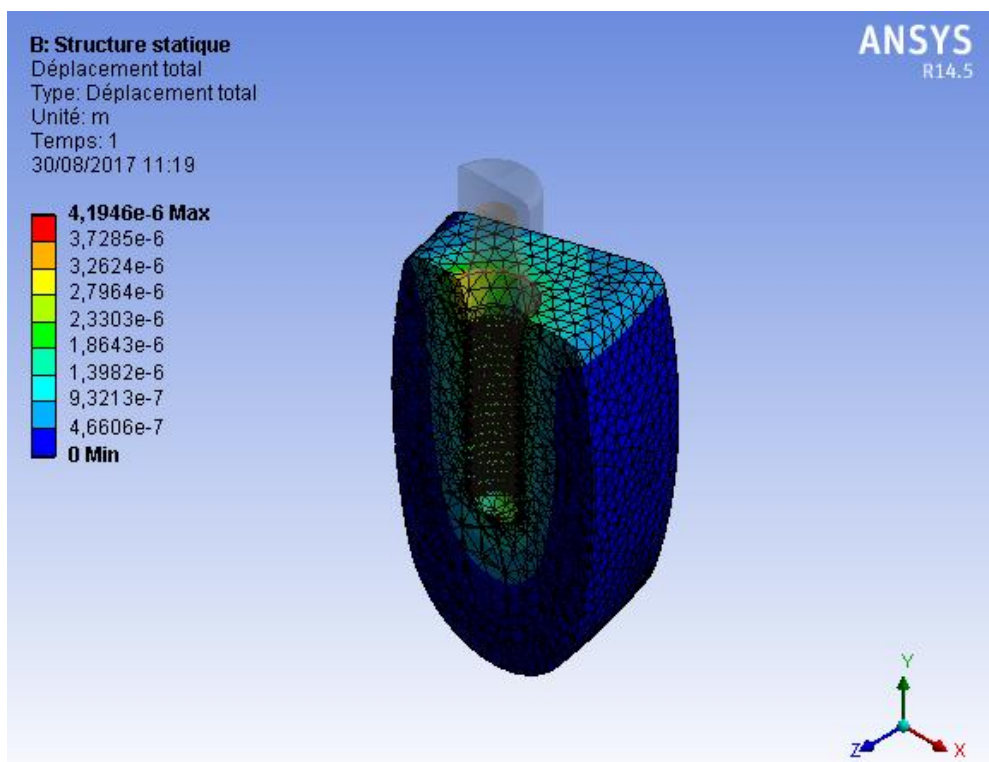


Figure 4. 6 : Déplacement total dans la mâchoire D=3,8 mm ; L=12 mm.

### 4.2.2.3 Déplacement total pour la structure avec D= 4 mm - L=12 mm

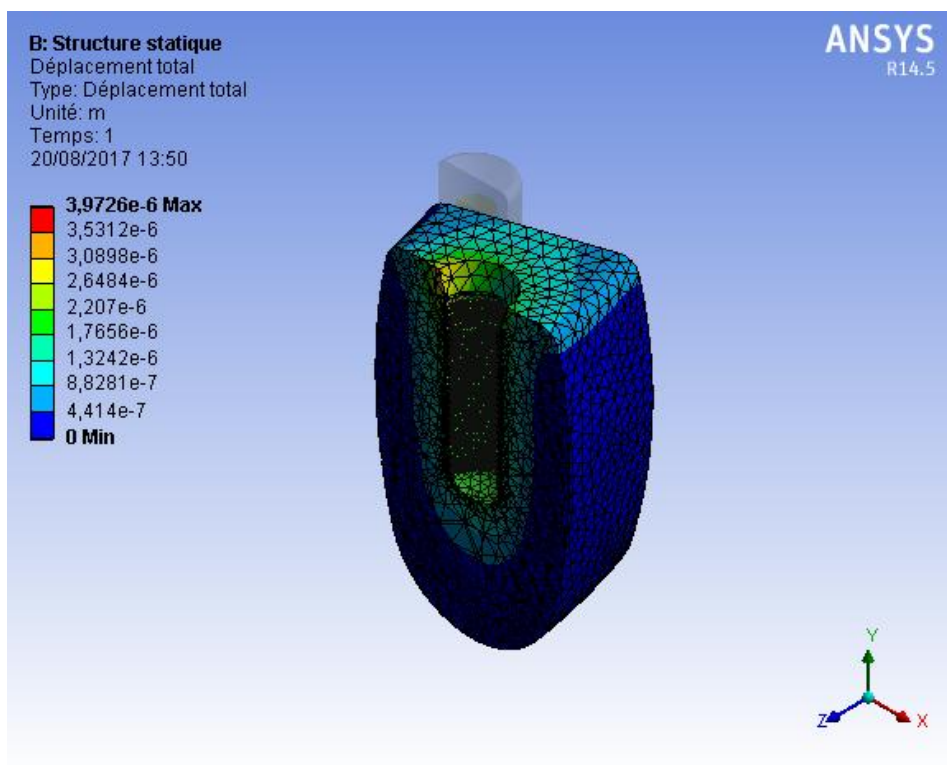


Figure 4. 7 : Déplacement total dans la mâchoire D=4 mm ; L=12 mm.

### 4.2.2.4 Déplacement total pour la structure avec D=4,8 mm - L=12 mm

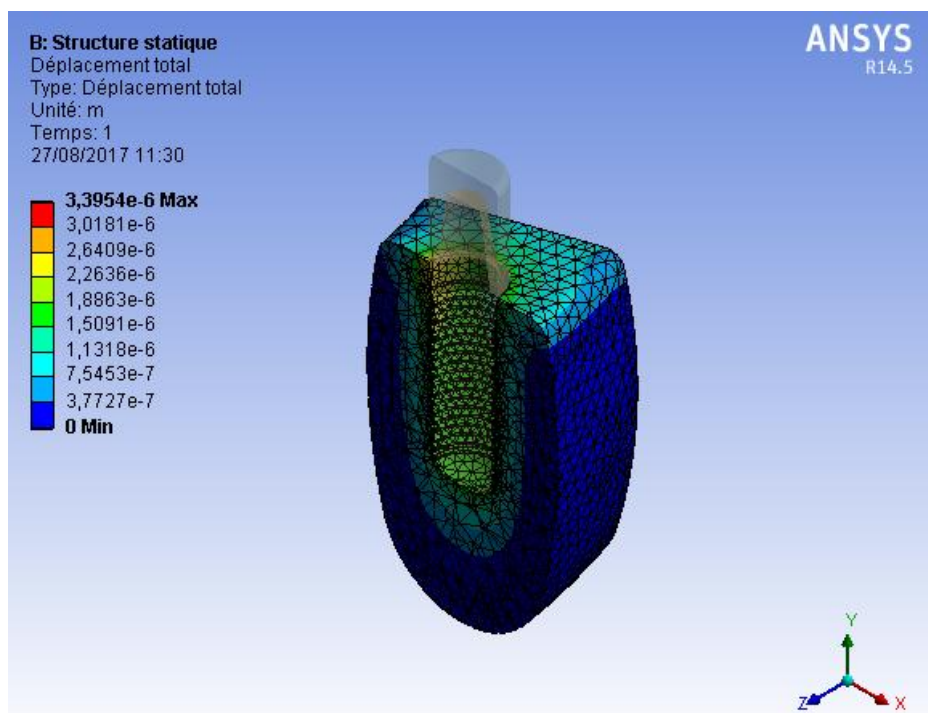


Figure 4. 8 : Déplacement total dans la mâchoire D = 4,8 mm ; L =12 mm.

### 4.2.3 Détermination des déformations équivalentes

Pour les mêmes structures étudiées, on a déterminé aussi les déformations élastiques équivalentes de la mâchoire, les résultats sont montrés dans les figures suivantes (figure 4.9- figure 4.12) :

#### 4.2.3.1 Déformation totale de la structure avec $D=3,5$ mm - $L=12$ mm

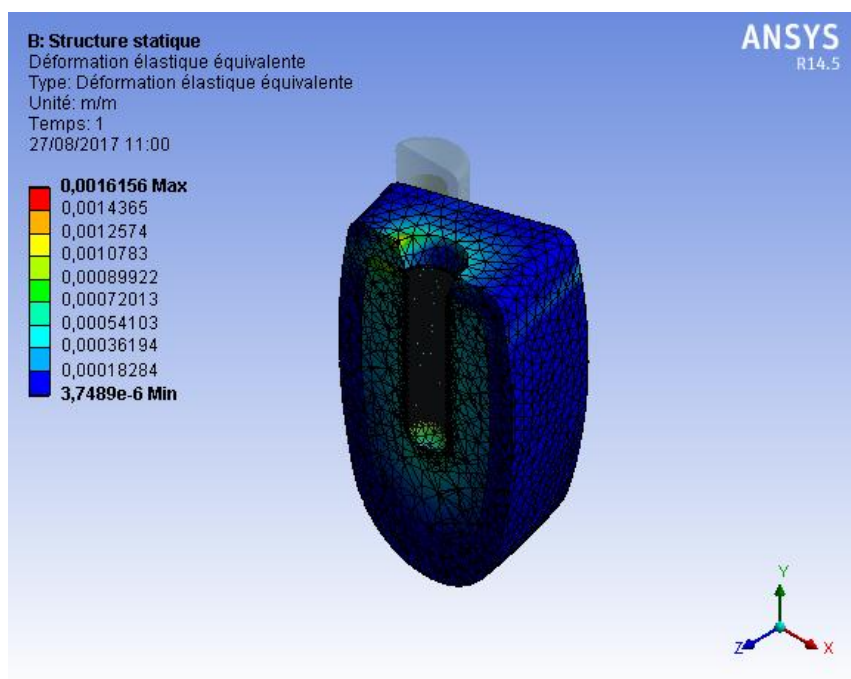


Figure 4. 9 : Déformation totale dans la mâchoire  $D=3,5$  mm ;  $L=12$  mm.

#### 4.2.3.2 Déformation totale de la structure avec $D=3,8$ mm - $L=12$ mm

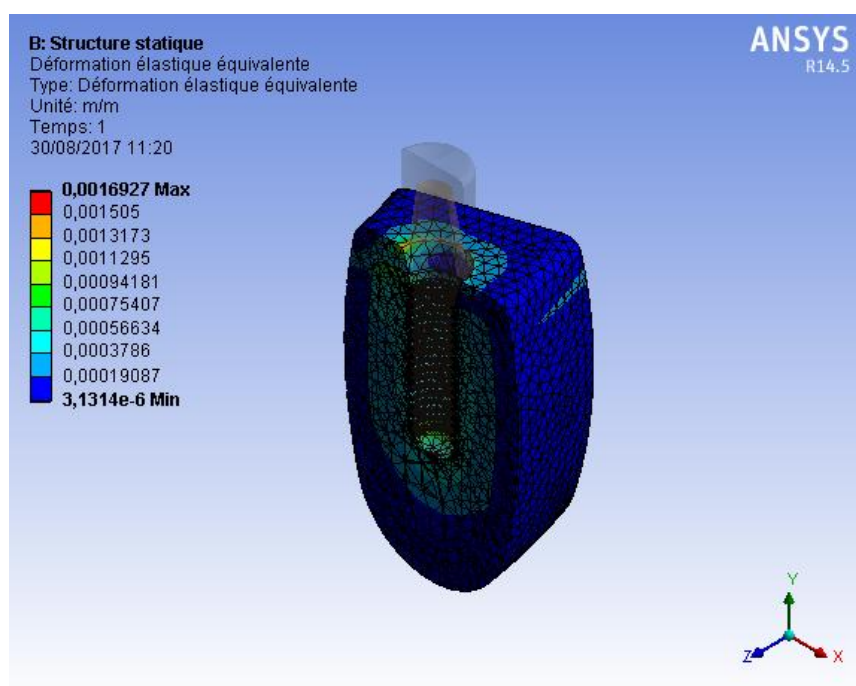


Figure 4. 10 : Déformation totale dans la mâchoire  $D=3,8$ mm,  $L=12$  mm.

### 4.2.3.3 Déformation totale de la structure avec D=4 mm - L=12mm

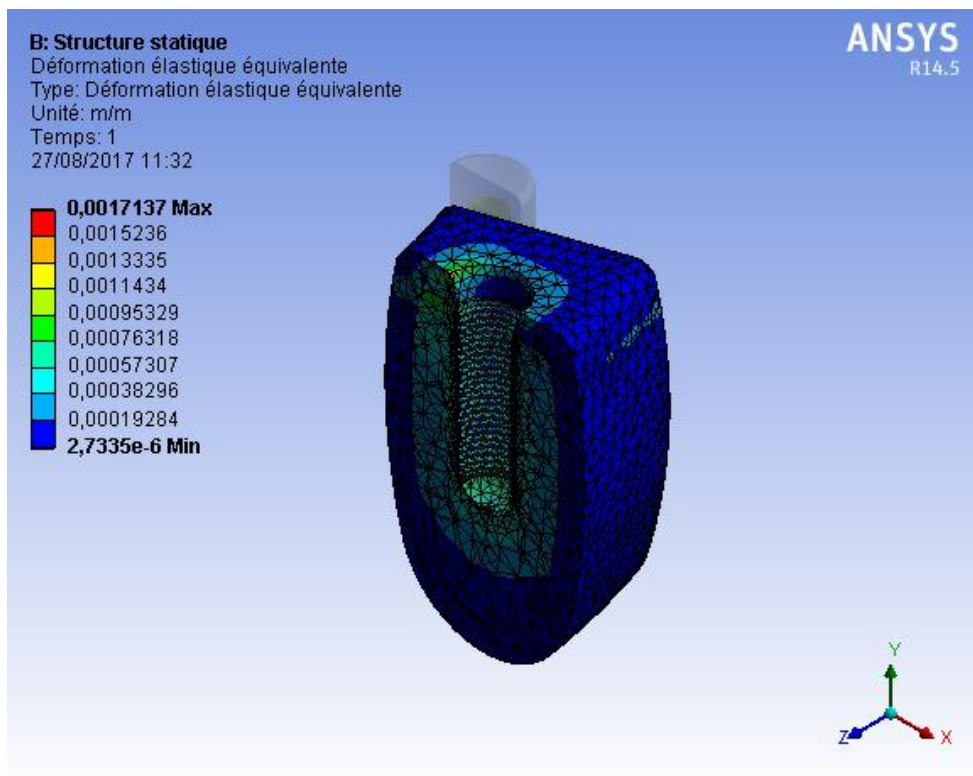


Figure 4. 11 : Déformation totale dans la mâchoire D = 4 mm ; L=12 mm.

### 4.2.3.4 Déformation totale de la structure avec D = 4,8 mm - L= 12 mm

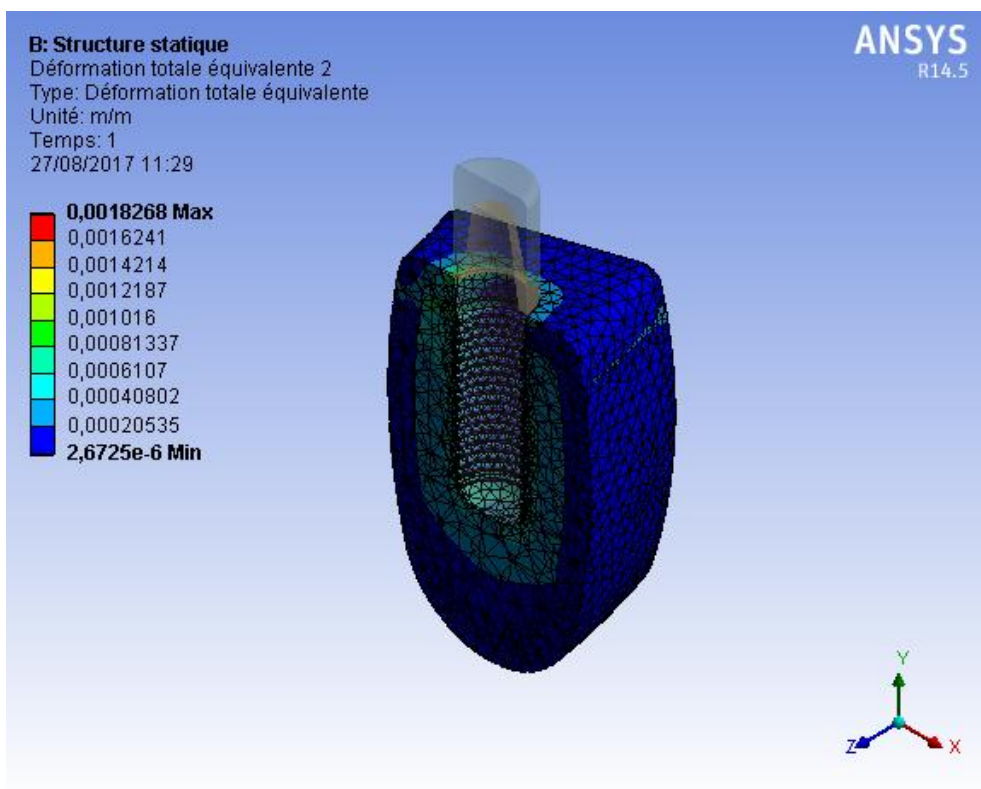


Figure 4. 12 : Déformation totale dans la mâchoire D= 4,8 mm ; L=12 mm.

Tableau récapitulatif des déplacements, des déformations et des surfaces de contact os/implant.

**Tableau 4. 3 :** Tableau récapitulatif des résultats : Déplacements, déformations et surfaces de contact.

Implant	D=3,5mm L=12mm	D=3,8mm L=12mm	D=4mm L=12mm	D=4,8mm L=12mm
Déplacement (m)	4,3989e-006	4,1946e-006	3,9265e-006	3,3954e-006
Déformations	1,6156e-003	1,6927e-003	1,7137e-003	1,8268e-003
Surface de contact(mm <sup>2</sup> )	223,81	234,45	247,11	299,78

Les micromouvements constatés à l'interface os/implant dépendent de la variation du diamètre, plus le diamètre est grand plus les déplacements sont petits. On peut conclure qu'une surface de contact plus importante permet aux forces occlusales de se dissiper et donc de minimiser les contraintes interfaciales.

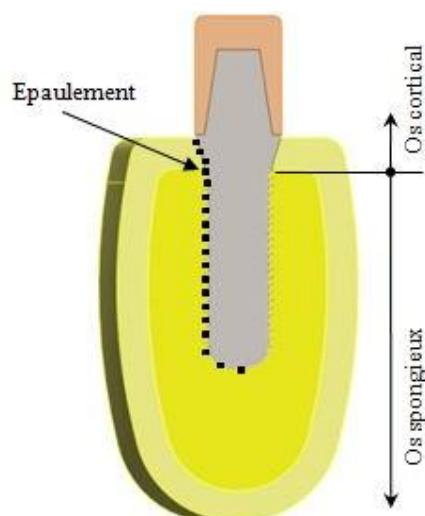
#### 4.2.4 Détermination des contraintes à l'interface os/implant

Pour étudier l'influence des différents paramètres géométriques sur la distribution des contraintes à l'interface os/implant, on a extrait les valeurs des contraintes de Von-Mises sur des noeuds sélectionnés le long de l'interface pour chaque cas d'étude, voir figure 4.13.

##### 4.2.4.1 Influence du diamètre

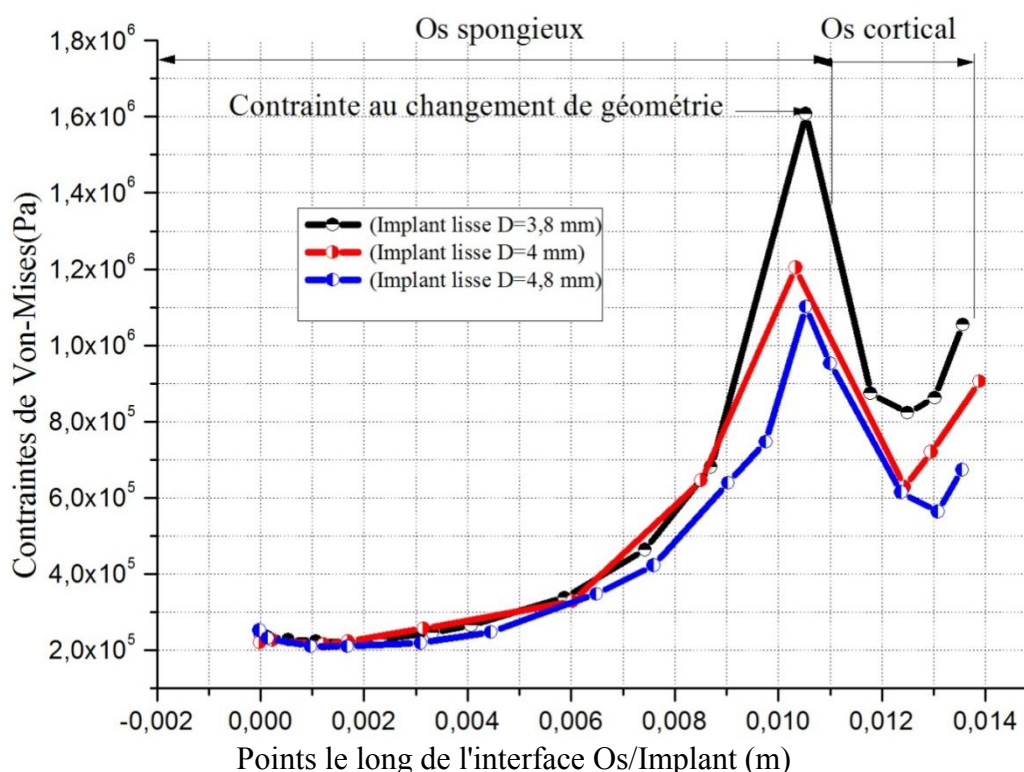
###### 4.2.4.1.1 Implants avec corps implantaires lisses

Les trois structures sont modélisées et simulées avec des implants cylindriques sans filetages (lisses) avec des diamètres différents. Les dimensions sont montrées dans le tableau 3.1.



**Figure 4. 13 :** Les points sélectionnés sur l'interface os/implant lisse.

Les valeurs des contraintes de Von-Mises extraites sur des points sélectionnés le long de l'interface os/implant des trois cas (figure 4.13) sont représentées dans la figure 4.14.



**Figure 4. 14** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant pour un implant cylindrique lisse avec les diamètres : 3,8 mm, 4 mm et 4,8 mm.

D'après les résultats de la figure 4.14, le cas des implants lisses, l'os trabéculaire supporte relativement de faibles niveaux de contraintes par rapport à l'os cortical, La contrainte à l'apex (extrémité inférieure) de l'implant est de 0,204 MPa, 0,219 MPa et 0,235 MPa respectivement pour  $D=3,8$  mm,  $D=4$  mm et  $D=4,8$  mm.

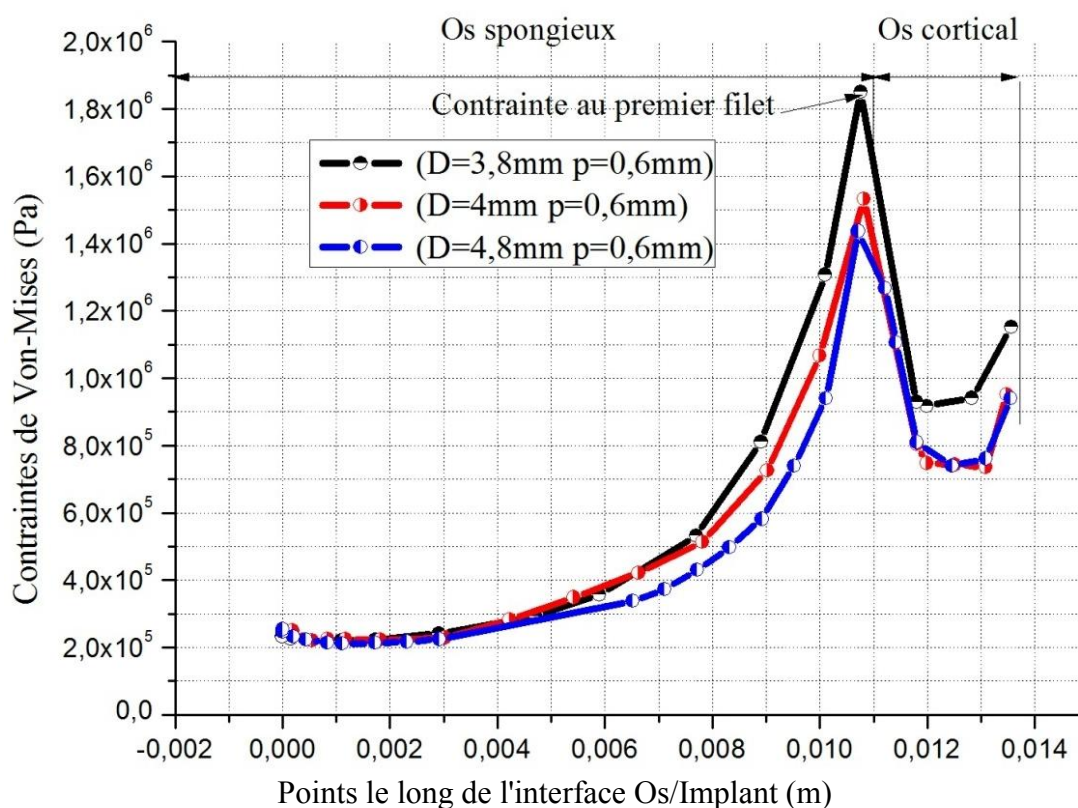
La contrainte maximale se situe au changement de géométrie (épaulement), elle prend les valeurs de 1,601 MPa, 1,204 MPa et 1,086 MPa, respectivement pour  $D=3,8$  mm,  $D=4$  mm et  $D=4,8$  mm.

Il est clair que plus le diamètre est grand plus les contraintes de Von mises sont faibles et dispersées, ce qui donne une plus grande stabilité de l'implant. Mais ce type d'implant n'est plus utilisé, Il est remplacé par des implants filetés.

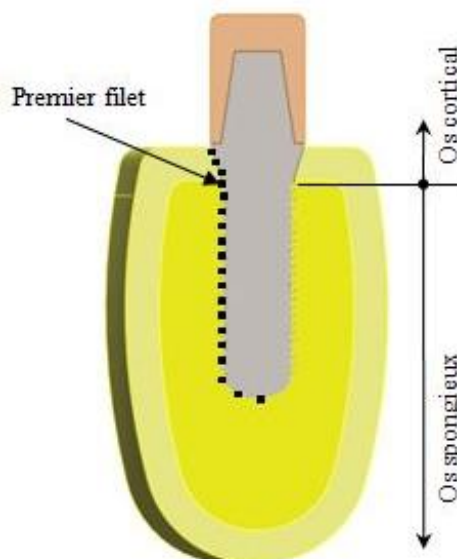
#### 4.2.4.1.2 Implants avec corps implantaires filetés

Dans ce cas, on a considéré trois implants cylindriques avec filetage métrique avec variation du diamètre. Les dimensions sont montrées dans le tableau 3.1. Les contraintes interfaciales sont représentées dans la figure 4.15.





**Figure 4. 15** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ implant d'un implant cylindrique avec filetage métrique avec  $D=3,8$  mm,  $D=4$  mm,  $D=4,8$  mm et  $p=0,6$  mm.



**Figure 4. 16** : Les points sélectionnés sur l'interface os/implant fileté.

Mêmes remarques pour la figure 4.15 concernant les niveaux de contraintes dans la zone de l'os spongieux par rapport à la zone de l'os cortical. La contrainte à l'apex de l'implant est de 0,222 MPa pour  $D = 3,8$  mm, 0,235 pour  $D = 4$  mm et 0,248 MPa pour  $D=4,8$ mm.

Contrairement au cas de l'implant lisse, la contrainte maximale se voit légèrement

décalée pour se concentrer au début du premier filet du filetage, elle a pour valeur 1,85 MPa pour  $D = 3,8$  mm, 1,523 MPa pour  $D = 4$  mm et 1,435 MPa pour  $D = 4,8$  mm.

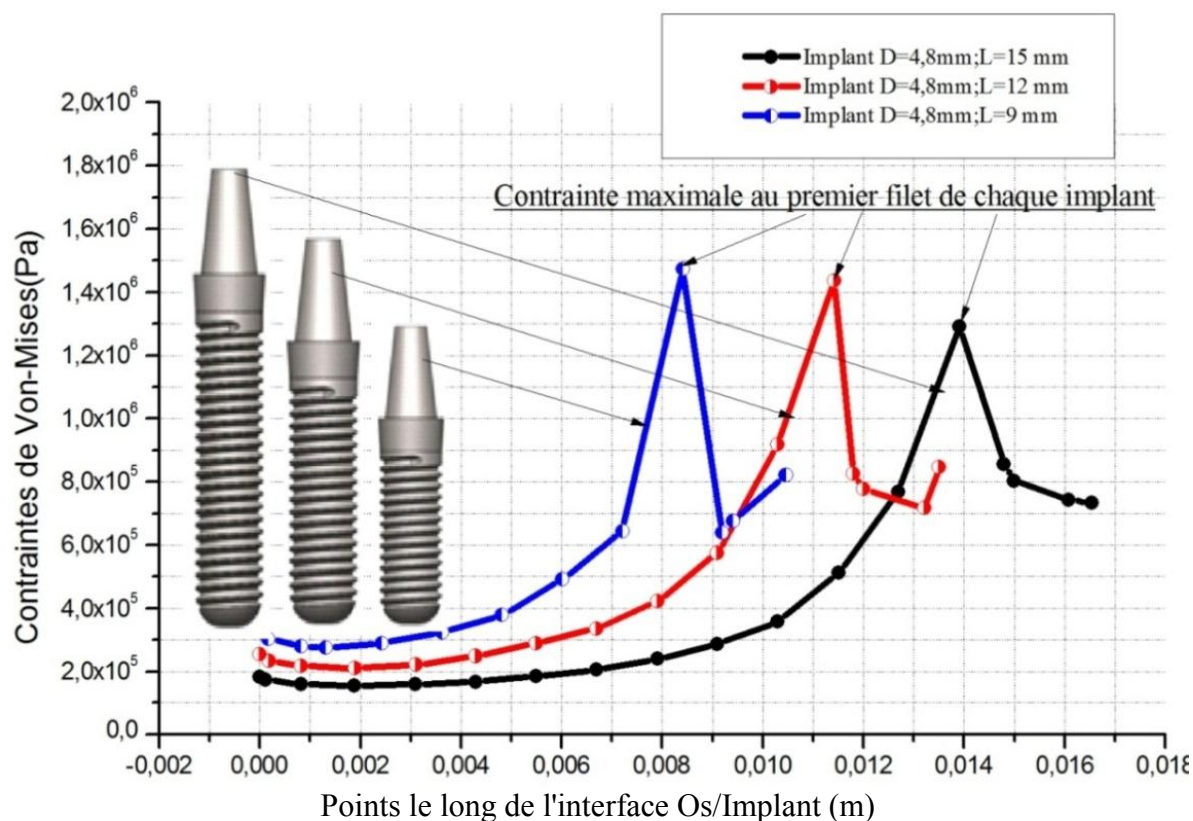
Les surfaces de contact os/implant sont 234,45 - 247,11 - 299,78 mm<sup>2</sup> respectivement pour  $D = 3,8 / 4$  et 4,8 mm. Donc les contraintes interfaciales varient proportionnellement avec la surface de contact de l'implant.

Une première conclusion s'impose, on doit choisir le diamètre, le plus grand lorsque cela est possible pour avoir une interface implanto-osseuse plus étendue, plus résistante à la fatigue et pour dissiper les forces masticatoires.

#### 4.2.4.2 Influence de la longueur

La variété des longueurs correspond à la diversité des mâchoires et celle des cas cliniques rencontrés. Le choix se fait à partir de l'étude radiographique, les distances de sécurité par rapport aux structures anatomiques sont à respecter.

Pour étudier l'influence de la longueur, on a choisi trois implants avec un même diamètre et des longueurs différentes, les dimensions sont dans le tableau 3.1. Les résultats sont dans la figure 4.17.



**Figure 4. 17** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ implant d'un implant cylindrique métrique avec  $D=3,8$  mm,  $D=4$  mm;  $D=4,8$ mm et  $p=0,6$ mm.

Dans ce cas, les contraintes évoluent de façon lente dans l'os spongieux, pour faire un pic maximum au niveau du début du filetage et s'atténuer par la suite à travers l'os cortical.

La contrainte à l'apex de l'implant est de 0,30 MPa pour L=9 mm, 0,23 MPa pour L=12 mm et 0,17 MPa pour L=15mm.

La contrainte maximale est concentrée au début du premier filet du filetage, elle a pour valeur 1,48 MPa pour L=9 mm, 1,44 MPa pour L=12 mm et 1,29 MPa pour D=15 mm.

De ce fait, plus la longueur est grande plus la surface de contact os/implant est importante plus les contraintes à l'interface diminuent.

Ce qu'il faudrait retenir des résultats précédents (Figure 4.15 et 4.17), c'est que l'augmentation, aussi bien du diamètre que de la longueur du filet, entraîne automatiquement une augmentation de la surface de contact et fait diminuer les contraintes interfaciales. Seulement, **cette diminution des contraintes est beaucoup plus sensible aux variations du diamètre que de la longueur.**

#### 4.2.4.3 Influence des dimensions du filet

La géométrie du filet du filetage métrique utilisé dans notre étude est défini par trois paramètres: le pas du filetage 'p', la profondeur du filetage 'H' et l'angle 'θ', voir Figure 4.18.

$$H = h + r$$

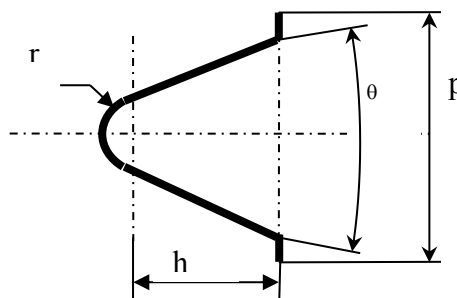
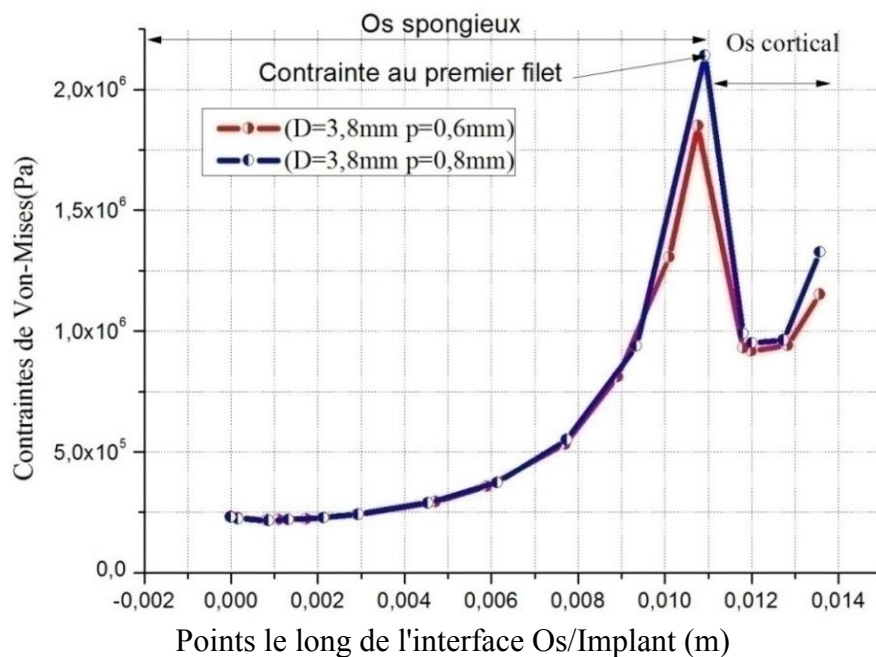


Figure 4. 18 : Forme du filet du filetage métrique utilisé dans l'étude.

##### 4.2.4.3.1 Influence du pas de filet

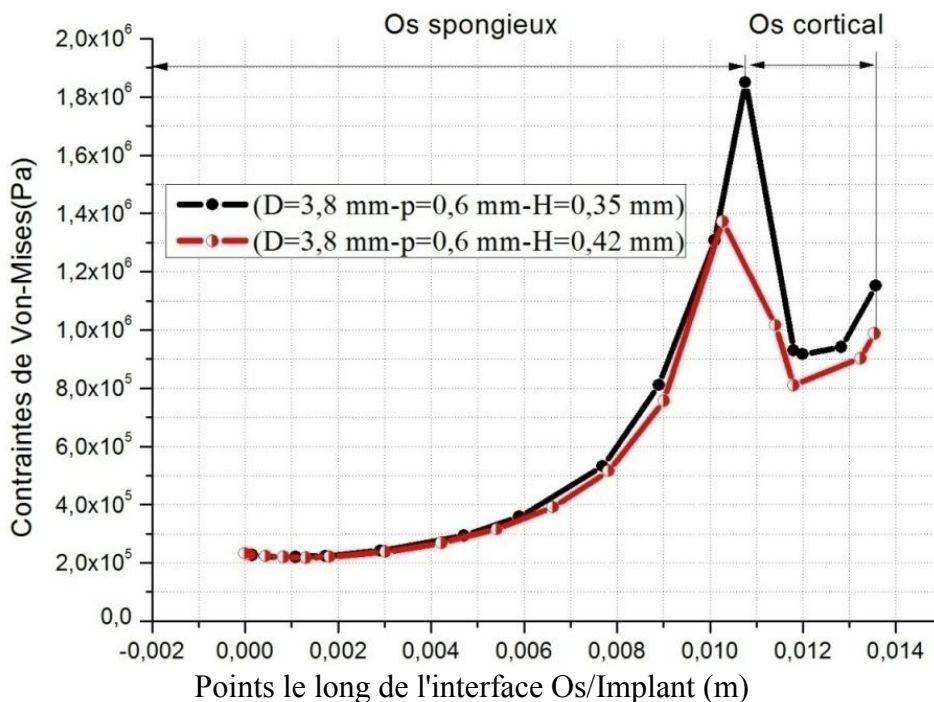
Pour cela, on a pris deux valeurs du pas du filet ( $p = 0,6 \text{ mm}$  –  $p = 0,8 \text{ mm}$ ) d'un implant cylindrique avec un filetage métrique. Les dimensions sont montrées dans le tableau 3.1, et les résultats des contraintes interfaciales sont en figure 4.19.



**Figure 4. 19** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l’interface os/implant d’un implant cylindrique avec un filetage métrique pour D=3,8 mm et p= 0,6 – 0,8 mm.

**4.2.4.3.2 Influence de la profondeur du filetage**

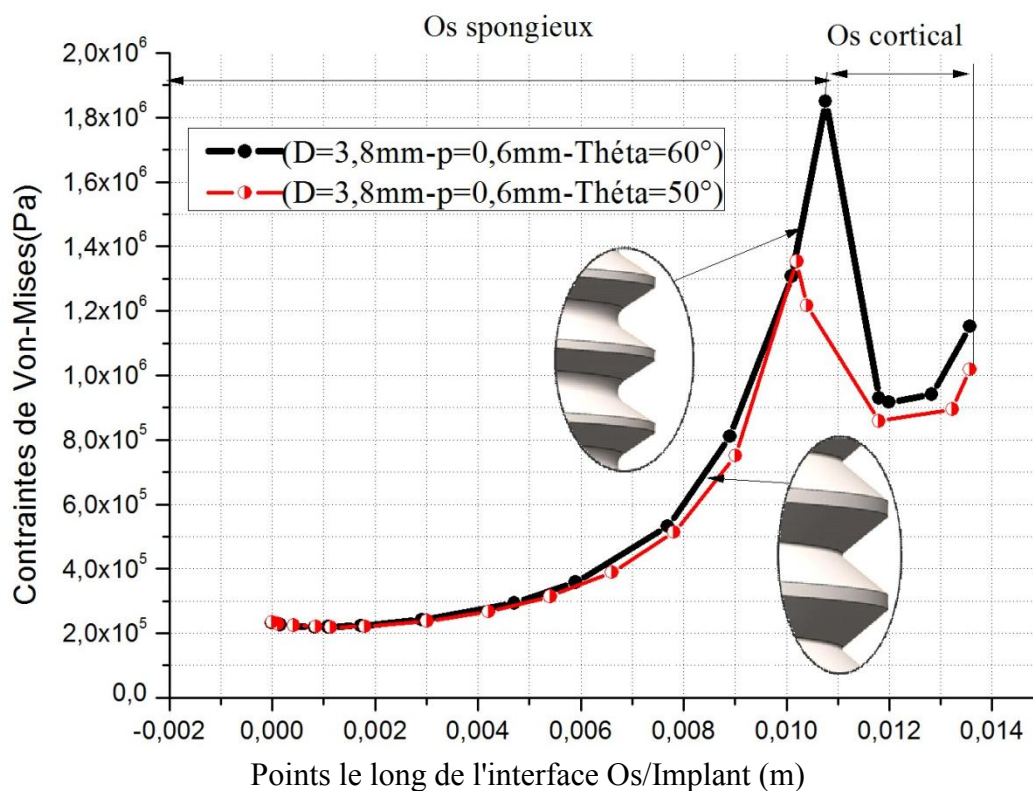
De la même manière, deux profondeurs du filet (H= 0.35mm – H= 0,42 mm) sont considérées et les résultats sont illustrés en figure 4.20.



**Figure 4. 20:** Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l’interface os/implant d’un implant cylindrique avec un filetage métrique pour D=3,8 mm et p= 0,6 mm et H= 0,35 – 0,42 mm.

#### 4.2.4.3.3 Influence de l'angle

Deux angles  $\Theta$  sont considérés ( $60^\circ$  et  $50^\circ$ ), donnant les résultats de la figure 4.21.



**Figure 4. 21** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant cylindrique avec un filetage métrique pour  $D = 3,8 \text{ mm}$  ;  $p = 0,6 \text{ mm}$  et  $\theta = 50^\circ - 60^\circ$ .

On remarque de façon similaire que les contraintes évoluent de façon lente dans l'os spongieux, pour faire un pic maximum au niveau du début du filetage et s'atténuer par la suite à travers l'os cortical.

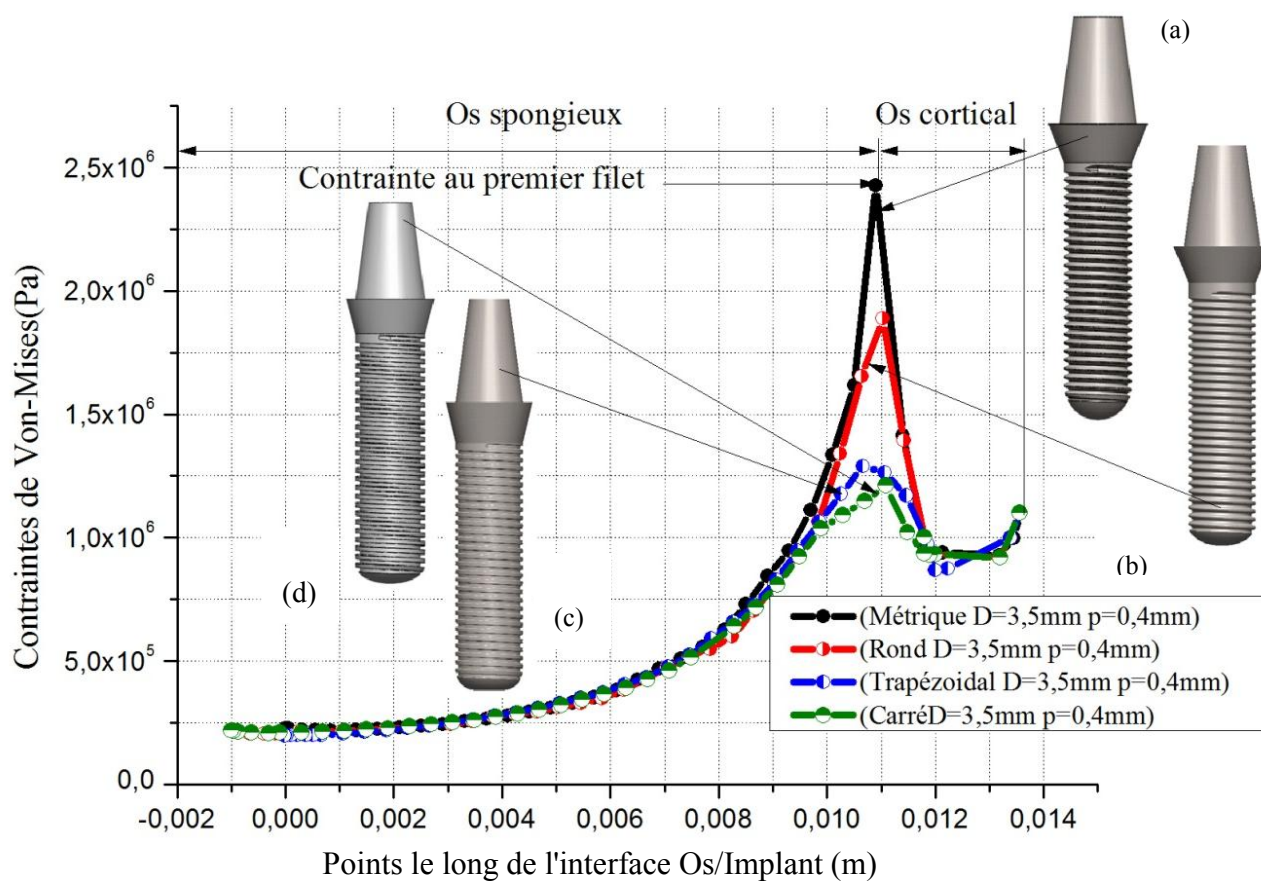
En variant le pas du filetage (voir figure 4.19), les contraintes de Von-Mises constatées à l'apex sont les mêmes, elles sont environ de 0,22 MPa. La contrainte maximale se concentre au premier filet et prend la valeur 1,850 MPa pour un pas  $p = 0,6 \text{ mm}$  et 2,140 MPa pour un pas  $p = 0,8 \text{ mm}$ . Les surfaces de contact sont  $230,56 \text{ mm}^2$  pour  $p = 0,6 \text{ mm}$  et  $208,22 \text{ mm}^2$  pour  $p = 0,8 \text{ mm}$ , ce qui fait que l'implant avec un pas  $p = 0,6 \text{ mm}$  donne une meilleure stabilité mécanique que l'implant avec  $p = 0,8 \text{ mm}$ .

En variant la profondeur du filetage (voir figure 4.20), les contraintes de Von-Mises minimales sont constatées à l'apex. Les valeurs sont presque les mêmes, 0,217 MPa et 0,224 MPa. La contrainte maximale se concentre au premier filet et prend la valeur 1,367 MPa pour un pas  $H = 0,42 \text{ mm}$  et 1,841 MPa pour un pas  $H = 0,35 \text{ mm}$ , ce qui fait que l'implant avec une grande profondeur donne une meilleure stabilité mécanique.

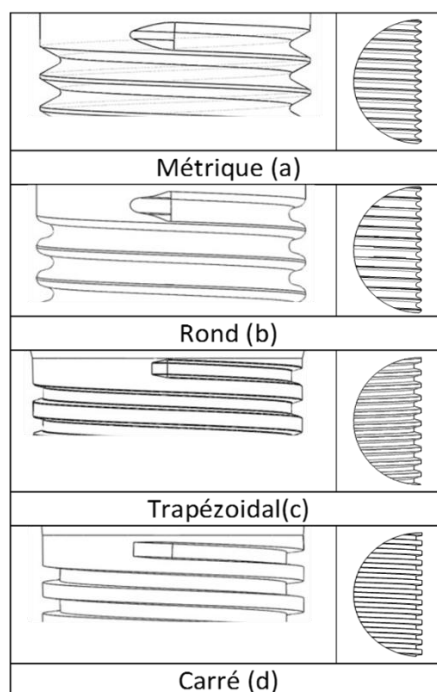
En variant l'angle  $\theta$  du filetage (voir figure 4.21), les contraintes de Von-Mises minimales trouvées à l'apex sont presque les mêmes, elles prennent les valeurs 0,238 - 0,224. La contrainte maximale se concentre au premier filet et prend la valeur 1,847 MPa pour un angle  $\theta = 60^\circ$  et 1,346 MPa pour un angle  $\theta = 50^\circ$ . La meilleure stabilité mécanique est donnée par l'implant qui a donné une surface de contact plus grande qui est l'implant avec  $\theta = 50^\circ$ .

#### 4.2.4.4 Influence de la forme du filetage

Quatre implants avec différentes formes : métrique, carrée, ronde et trapézoïdale avec un même diamètre et les mêmes caractéristiques du filetage sont considérés. Les dimensions sont montrées dans le tableau 3.1 et les résultats en figure 4.22.



**Figure 4. 22** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant (a) : Implant métrique ;(b) : Implant carré ;(c) : implant rond ;(d) : implant trapézoïdal pour un diamètre  $D= 3,5$  mm,  $p= 0,4$  mm.



**Figure 4. 23** : Illustration des formes des fins des filets.

D'après Figure 4.22 : à quelques valeurs près, les mêmes constatations peuvent être émises quant à l'évolution de la contrainte interfaciale à travers la masse osseuse.

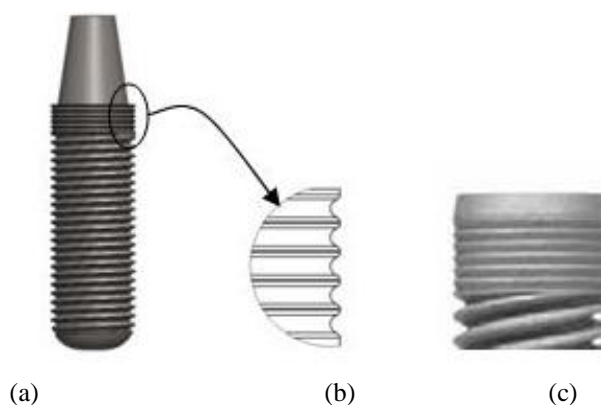
Les contraintes maximales sont 2,434 MPa-1,881 MPa-1,306 Pa -1,193 MPa pour le filetage métrique puis le rond puis le trapézoidal et enfin le carré.

Seulement il est à remarquer que la contrainte maximale de Von-Mises est plus faible à l'interface avec le filetage carré, et augmente avec les autres formes de filet. Ceci est dû au fait que la surface de contact du filetage carré est la plus grande. Les surfaces de contact os/implant sont 223,81 mm<sup>2</sup> - 232,09 mm<sup>2</sup>- 266,11 mm<sup>2</sup> - 291 mm<sup>2</sup> pour l'implant métrique,rond ,trapézoidal et carré respectivement.

En conclusion, l'évolution de la contrainte interfaciale s'avère inversement proportionnelle à la surface de contact Os/filet. Malheureusement, la forme de filetage carrée, qui nous offre la plus grande surface de contact, n'est pas souvent utilisée afin d'éviter la détérioration d'une grande quantité de masse osseuse.

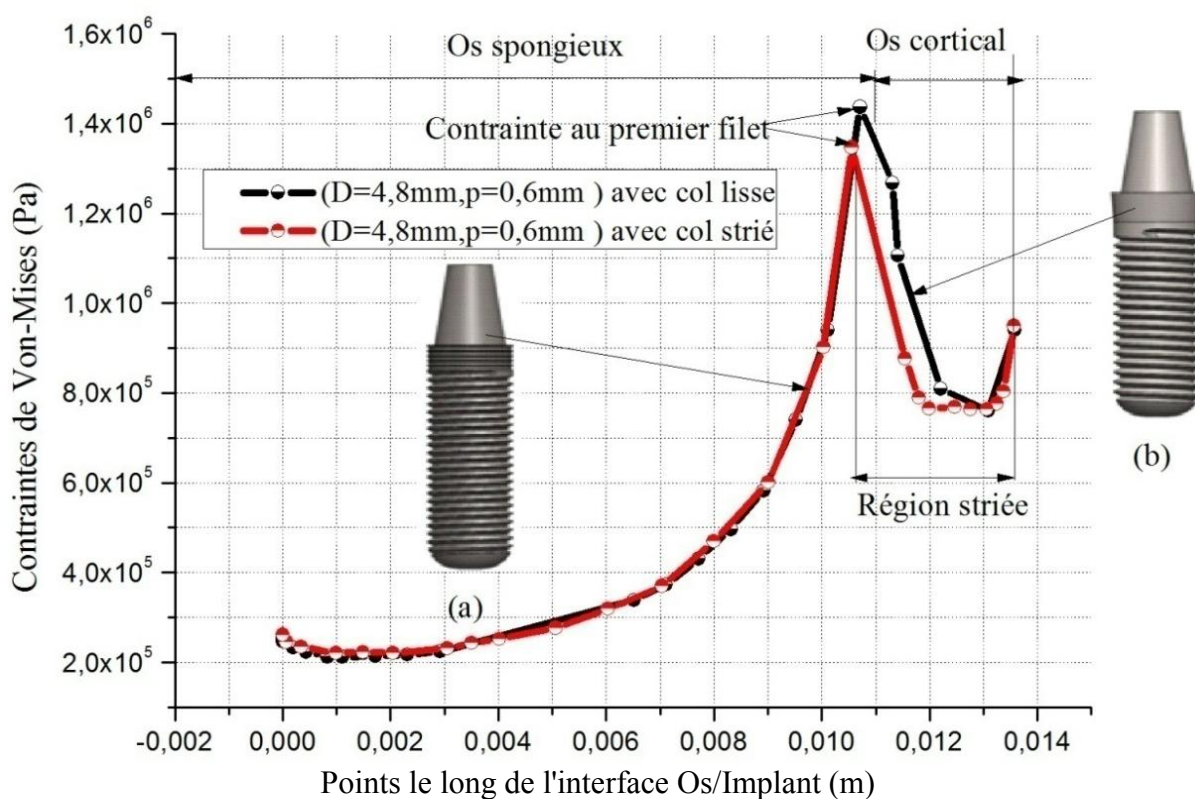
#### 4.2.4.5 Influence du col strié

Dans un os de mauvaise qualité de type IV, il est souhaitable d'obtenir un ancrage bicortical pour obtenir une certaine stabilité initiale de l'implant, condition indispensable à l'obtention de l'ostéointégration [87]. Pour cela on a modélisé un implant avec un col strié. Dans cette étude, on a considéré un implant avec filetage métrique contenant des stries dans la partie supérieure en contact avec l'os cortical, comme l'indique la figure 4.24, [88].



**Figure 4.24** : Implant contenant des stries. (a)-(b) : Implant modélisé, (c) Implant d’après [88].

Pour étudier l’influence des stries sur la distribution des contraintes, on a modélisé deux implants, le premier avec un col strié et le deuxième avec un col lisse. Les dimensions sont montrées dans le tableau 3.1. Les résultats sont représentés dans la figure 4.25.



**Figure 4.25** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l’interface os/implant (a) : Implant avec col strié ;(b) : Implant avec col lisse, avec D=4.8mm, p=0.6mm.

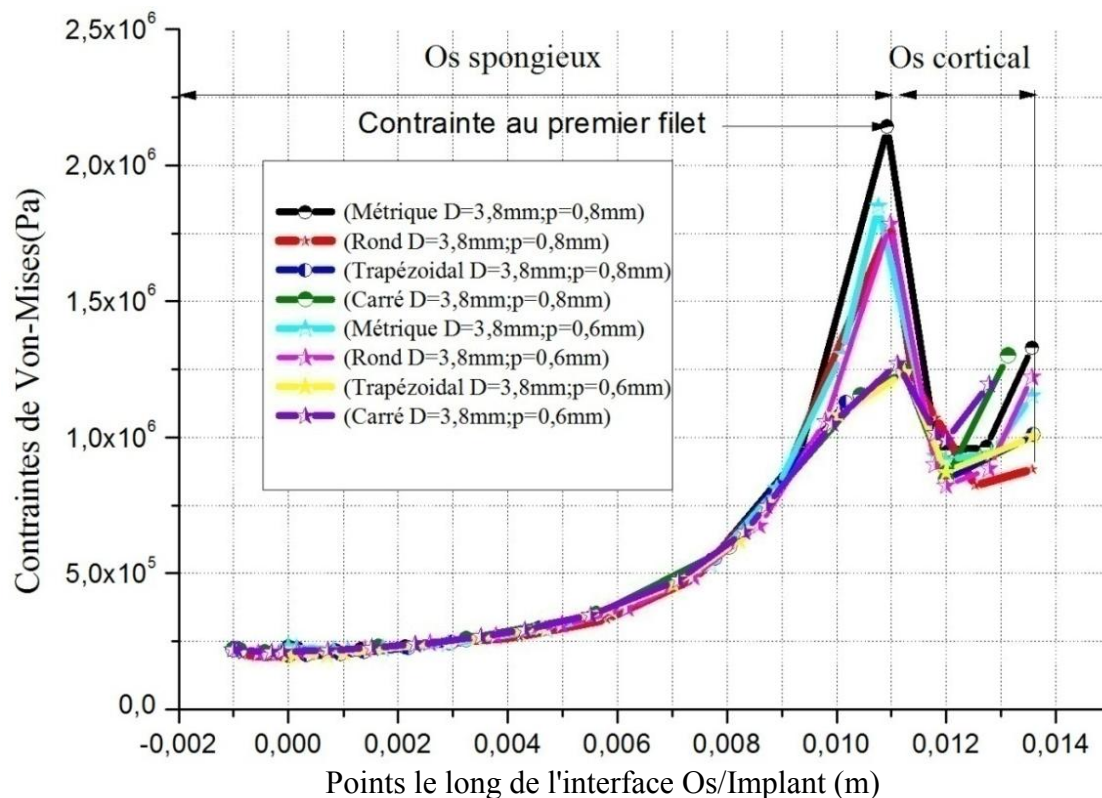
A la lecture des valeurs de contraintes maximales obtenues en figure 4.25, à savoir 1,346 MPa et 1,435 MPa pour l’implant, respectivement, avec col strié et avec col lisse.



Il s'avère que l'existence de stries au niveau du col de l'implant atténue légèrement la contrainte interfaciale et offre donc une meilleure stabilité.

**Comparaison des valeurs des contraintes de Von-Mises à l'interface os/implant avec  $D=3.8\text{mm}$ ,  $p=0.6\text{mm}$ ,  $0.8\text{mm}$  et les quatre formes de filet du filetage.**

Les résultats sont représentés dans la figure 4.26.



**Figure 4. 26** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un implant avec 4 formes de filetage pour  $D=3,8\text{ mm}$  et  $p=0,6\text{ mm} - 0,8\text{mm}$ .

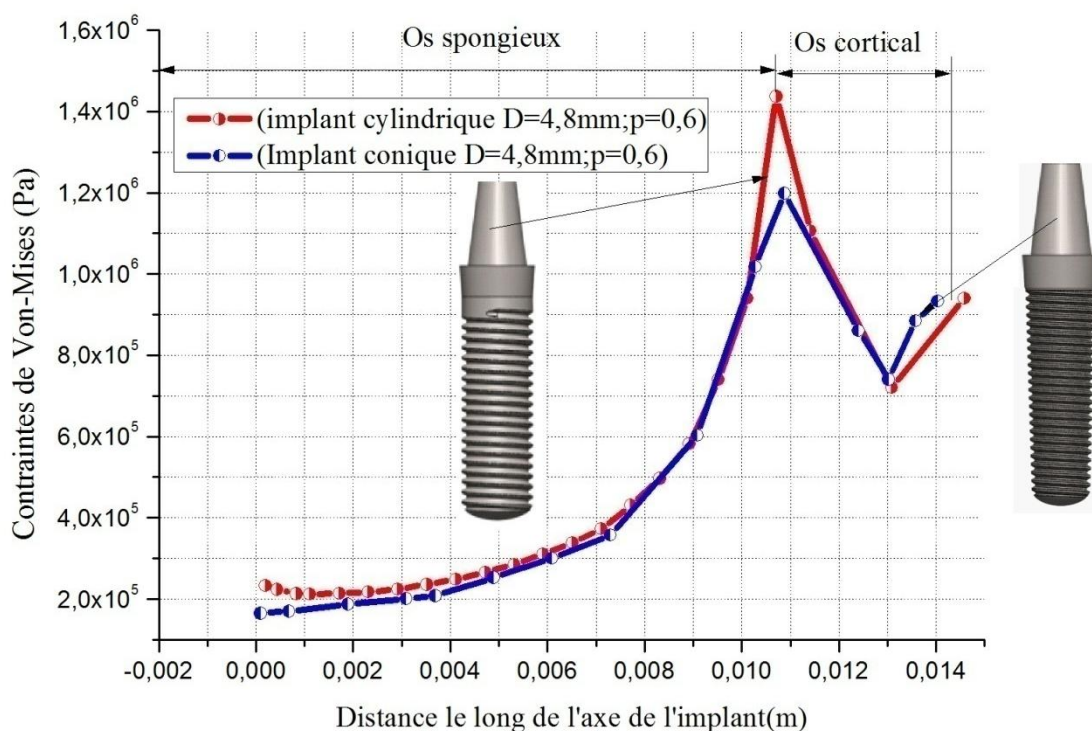
L'ensemble des courbes de la figure 4.26 nous permet de constater ce qui suit :

- Dans 80% de la zone de l'os spongieux, il y'a une très faible influence des paramètres géométriques (diamètre, pas et forme du filet), sur l'évolution de la contrainte interfaciale de Von Mises.
- Les formes de filet présentant la plus grande surface de contact tel que la forme carrée et trapézoïdale, nous donnent la plus faible contrainte interfaciale, donc le maximum de stabilité primaire.

#### 4.2.4.6 Influence de la forme du corps implantaire

Les implants coniques sont utilisés au maxillaire, dans les zones de faible densité osseuse, au niveau antérieur, lorsque la morphologie de la voûte palatine oblige un rapprochement des axes implantaire ou lors de la mise en charge immédiate. La stabilité

primaire obtenue est supérieure à celle d'une vis cylindrique [47]. Les résultats sont représentés dans la figure 4.27.

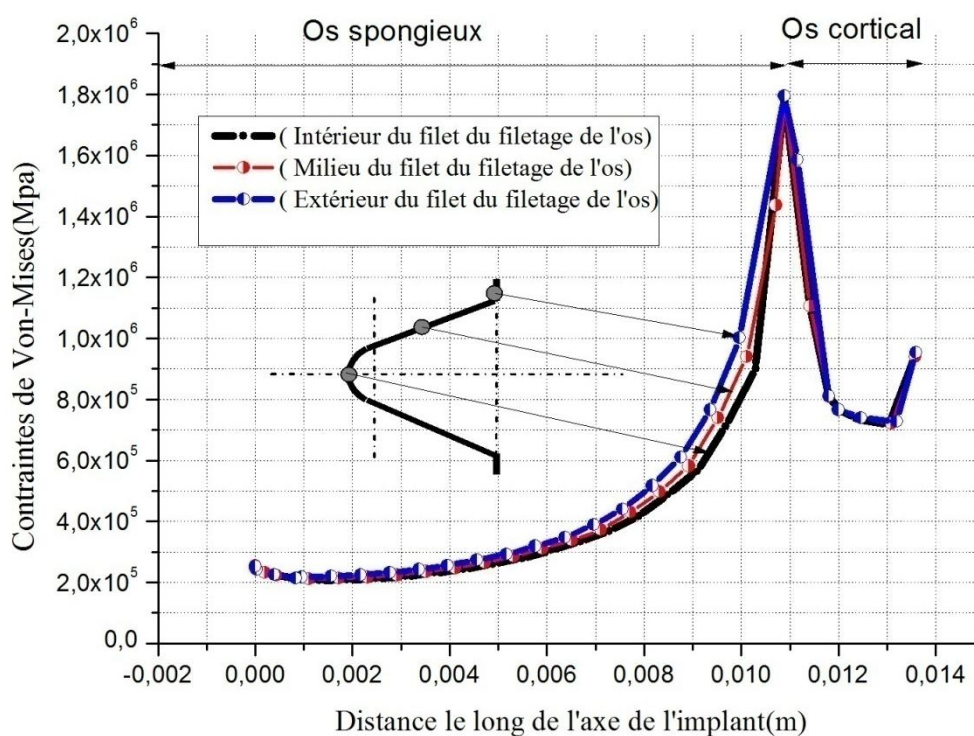


**Figure 4. 27** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant d'un conique et un implant cylindrique avec filetages métrique.

Les contraintes observées pour l'implant conique sont inférieures à celle d'un implant cylindrique. Les contraintes de Von-Mises minimales trouvées à l'apex sont 0,235 MPa pour l'implant cylindrique et 0,162 MPa pour l'implant conique, Les contraintes maximales se concentrent au premier filet et prennent les valeurs 1,435 MPa et 1,196 MPa respectivement pour l'implant cylindrique et conique.

#### 4.2.4.7 Influence des contraintes interfaciales selon l'axe radial

Conformément aux résultats des travaux de **Hsuan-Yu chou and al. (2008)** [77], la figure 4.28 montre une régression des contraintes interfaciales dans le sens radial, en se déplaçant de la tête du filet vers son fond, ce qui coïncide avec les conclusions de [77] en ce qui concerne l'évolution de la densité de la masse osseuse de la tête vers le fond du filet.



**Figure 4. 28** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l’interface os/implant selon l’axe radial.

### 4.3 Etude comparative

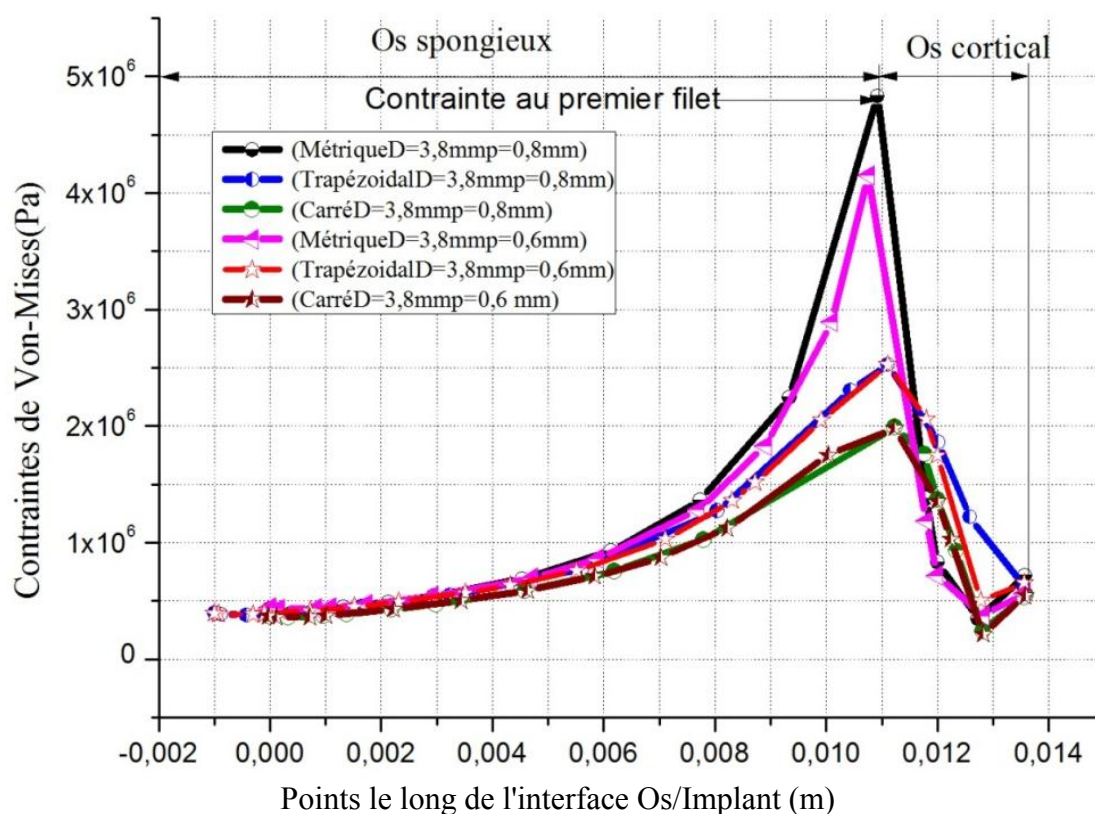
Pour valider les différents résultats obtenus, par analogie avec l’étude réalisée en référence [64], avec les mêmes propriétés mécaniques des matériaux utilisés, mêmes conditions aux limites et charges de mastication, mêmes dimensions concernant les diamètres et les pas de filets (voir tableaux 4.4- 4.5).

Tableau 4. 4 :Propriétés mécanique des matériaux utilisés dans [64].

Composant	Module de Young(GPa)	Coefficient de poisson (ν)
Implant(Ti-6Al-4V)	110	0.32
Os cortical	14.8	0.3
Os spongieux	3.0	0.3

Tableau 4. 5 : Dimensions et charges de mastication selon [64].

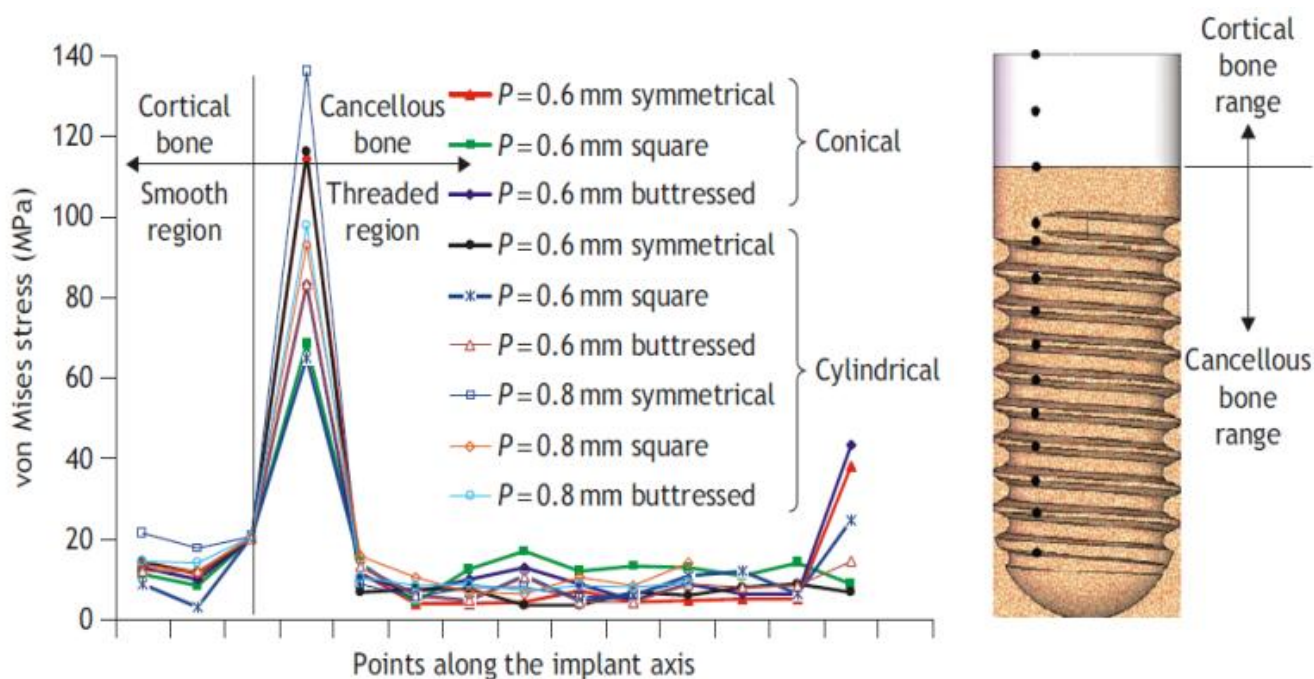
Dimensions				Charges de mastication		
Diamètre (mm)	Longueur (mm)	Pas (mm)	Profondeur (mm)	Charge axiale (N)	Charge oblique(N)	Angle d’inclinaison(°)
3,8	10	0,6-0,8	0,35	100	100	15



**Figure 4. 29** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant de : Implants cylindriques métriques D = 3,8 mm, p= 0,6 mm et p= 0,8 mm avec les quatre formes de filetages (forces occlusales et les propriétés mécaniques selon [64]).

A la lumière des résultats obtenus, on constate que le profil de la contrainte interfaciale est comparable à la référence [64], c'est-à-dire, une évolution lente à travers l'os spongieux, puis un pic au voisinage du départ du premier filet et une diminution brutale de la valeur de la contrainte dans la zone corticale de l'os.

Il est néanmoins à signaler que les valeurs des contraintes de Von-Mises que nous avons obtenus sont inférieures à celles de la référence [64], nous estimons par ailleurs que nous avons réussi à réduire et à bien disperser les contraintes générées à l'interface, avec la géométrie du profil de filetage que nous avons adopté, ce qui va dans la direction de la stabilité recherchée de l'implant.



**Figure 4.30** : Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/implant selon [64].

#### 4.4 Conclusion

Dans cette partie, on a modélisé des implants dentaires situés dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire, avec différents paramètres géométriques en utilisant le logiciel de D.A.O. & C.A.O. SolidWorks14. Les simulations numériques sont réalisées avec AnsysWorkbench14.5.

On a déterminé les différents champs élastiques, contraintes de Von-Mises, déplacements et déformations et les conditions de résistance et de rigidité ont été vérifiées avec les limites élastiques des matériaux considérés.

On a extrait les contraintes au niveau de l'interface os /implant et on a tracé les courbes pour chaque cas. On a conclu que la solution optimale est donnée par le plus grand diamètre, la plus grande longueur, mais il est préférable d'augmenter le diamètre plutôt que la longueur car la diminution des contraintes est beaucoup plus sensible aux variations du diamètre que de la longueur.

Les résultats obtenus en termes de contraintes de Von Mises, de déplacement total ou micromouvements et de déformations ont montré leur conformité vis-à-vis d'autres géométries de filetage, déjà expertisées en littérature.

---

# Conclusion Générale

---

---

---

# Conclusion Générale

---

Le choix de l'implant est fonction de plusieurs paramètres, notamment, le volume osseux disponible, l'espace prothétique résiduel, les contraintes mécaniques subies, la morphologie implantaire. Evidemment ce choix doit répondre à un cahier des charges chirurgicales et prothétiques qui constituent la réponse optimale à une situation clinique donnée. L'analyse des impératifs prothétiques et chirurgicaux permet de dégager les paramètres d'un choix implantaire raisonné.

L'objectif de ce travail est l'optimisation de la géométrie et des dimensions d'un implant dentaire donnant une bonne ostéointégration permettant d'obtenir le succès implantaire par la méthode des éléments finis.

Pour cela, on a considéré un implant dentaire de la deuxième prémolaire situé dans la mâchoire inférieure, cette dernière est composée de l'os spongieux qui est une structure pleine, entouré d'une couche de 2 mm d'os cortical, Cette structure correspond à l'os du type (2) d'après la classification de Zerb et Lakhholm et que les matériaux sont isotropes. Les paramètres étudiés sont :

- Influence du diamètre avec corps implantaire lisse et fileté.
- Influence de la longueur du corps implantaire.
- Influence des caractéristiques du filet du filetage (pas, profondeur et angle).
- Influence de la forme du filet filetage (métrique, ronde, trapézoïdale et carrée).
- Influence du Col lisse/col strié.
- Influence de la forme du corps implantaire cylindrique/conique.

Les différentes structures sont modélisées avec Solid Works (14) et simulées avec AnsysWorkbench (14.5) en utilisant la MEF.

Dans un premier temps, on a calculé les contraintes de Von- Mises, les déplacements (micromouvements) et les déformations.

Les contraintes de Von- Mises sont calculées pour la structure avec implant cylindrique avec  $D = 4.8 \text{ mm}$ ,  $L=12 \text{ mm}$ ,  $p = 0.6 \text{ mm}$  pour valider avec les limites élastiques des différents éléments de la prothèse. Les valeurs des contraintes équivalentes de Von-Mises obtenues pour chaque composant sont comparées et validées avec les limites élastiques des matériaux considérés.

Les déplacements (micromouvements) sont calculés pour quatre structures modélisées avec implant cylindrique, filetage métrique  $D = 3,5 \text{ mm} - 3,8 \text{ mm} - 4 \text{ mm} - 4,8 \text{ mm}$  et même longueur  $L=12 \text{ mm}$ . On a conclu que les déplacements sont d'autant plus petits que les valeurs du diamètre sont grands et la surface de contact grande.

Dans un deuxième temps, on a déterminé les contraintes interfaciales pour chaque cas d'étude, les contraintes de Von-Mises sont extraites à partir de points sélectionnés le long de l'interface os/implant. On a constaté que les contraintes évoluent de façon lente dans l'os spongieux, pour faire un pic maximum au niveau du début du filetage et s'atténuer par la suite à travers l'os cortical. Aussi les contraintes varient de façon inversement proportionnelle par rapport aux surfaces de contact os/implant dans tous les cas étudiés.

Plusieurs conclusions ont émergé de part cette étude :

- **Influence du diamètre**

Les implants de larges diamètres présentent une meilleure stabilité en augmentant la surface d'ancrage osseuse de l'implant et ils présentent aussi une meilleure résistance à la fracture. L'implant avec corps implantaire lisse n'est plus utilisé, il est remplacé par un implant fileté parce que la présence des spires augmente la surface de contact entre l'os et l'implant, améliore la résistance aux forces de cisaillement, permet une meilleure répartition des contraintes dans le tissu osseux et améliore la stabilité primaire de l'implant.

- **Influence de la longueur du corps implantaire**

Plus la longueur est grande plus la surface de contact os/implant est importante plus les contraintes extraites à l'interface diminuent. On peut conclure qu'un implant long lorsque c'est possible donne une grande surface de contact et donc une bonne stabilité mécanique. Seulement, cette diminution des contraintes est beaucoup plus sensible aux variations du diamètre que de la longueur.

- **Influence des dimensions du filet du filetage**

La variation du pas, de la profondeur du filet et de l'angle  $\theta$  entraîne nécessairement une augmentation de la surface de contact et fait diminuer les contraintes interfaciales.

- **Influence de la forme du filetage**

Les différentes formes de filet considérées sont : métrique, carrée, ronde et trapézoïdale. Il est à remarquer que la contrainte maximale de Von-Mises est plus faible à l'interface avec le filetage carré, suivie par le trapézoïdal puis le rond et enfin le métrique. Ceci est dû au fait que la surface de contact du filetage carré est la plus grande. L'évolution de la contrainte interfaciale s'avère inversement proportionnelle à la surface de contact os /filet, néanmoins cette forme



carrée de filetage n'est pas recommandée afin d'éviter la détérioration d'une grande quantité de masse osseuse.

- **Forme du corps implantaire cylindrique/conique**

Les contraintes observées pour l'implant conique sont inférieures à celle d'un implant cylindrique.

- **Col lisse/col strié**

Pour augmenter la stabilité initiale de l'implant qui est une condition indispensable à l'obtention de l'ostéointégration, surtout dans un os de mauvaise qualité, des stries au niveau du col se sont ajoutés, les stries sont en contact avec l'os cortical. A la lecture des valeurs de contraintes maximales obtenues. Il est clair, pour ce cas d'étude, l'existence de stries au niveau de la tête de l'implant atténue légèrement la contrainte interfaciale et offre donc une meilleure stabilité.

Par analogie avec l'étude réalisée en référence [64], avec les mêmes propriétés des matériaux et les mêmes conditions aux limites et de charges de mastication, mêmes dimensions des diamètres et des pas de filets. On a constaté que le profil de la contrainte interfaciale est comparable à la référence [64], c'est-à-dire, une évolution lente à travers l'os spongieux, puis un pic au voisinage du départ du premier filet et une diminution brutale de la valeur de la contrainte dans la zone corticale de l'os.

Il est néanmoins à signaler que les valeurs des contraintes obtenues sont inférieures à celles de la réf. [64], on estime par ailleurs qu'on a réussi à réduire et à bien disperser les contraintes générées à l'interface, avec la géométrie du profil de filetage qu'on a adopté, ce qui va dans la direction de la stabilité recherchée de l'implant.

Les résultats obtenus démontrent une grande similitude dans les zones considérées, os cortical- départ de filetage- os spongieux, avec les résultats obtenus dans la littérature spécialisée pour d'autres types de géométries.

Le but recherché est toujours la stabilité primaire de l'implant au sein du tissu osseux pour assurer l'ostéointégration donnant le succès implantaire. D'après les résultats trouvés et selon les hypothèses considérées, On peut conclure que les contraintes à l'interface os/implant sont minimisées par un implant plutôt conique que cylindrique avec filetage carré puis trapézoïdal puis le rond et enfin le métrique ; avec col strié ; avec un diamètre plus grand , avec la plus grande longueur lorsque ceci est possible.

Mais aucun implant n'est universel, le praticien doit choisir selon la qualité osseuse, le volume osseux disponible, la technique chirurgicale et après réflexion clinique, l'implant dont

la morphologie est la mieux adaptée au cas considéré.

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.

Enfin, d'une part, les résultats obtenus ont montré leur conformité par rapport aux autres géométries de filetage, déjà expertisés dans la littérature; d'autre part, la géométrie du filetage proposé a permis d'avoir une meilleure stabilité primaire de l'implant.

A l'issue de ce travail, de nombreuses perspectives apparaissent. On espère poursuivre l'étude sur la stabilité secondaire ou biologique pendant le processus du remodelage osseux par implémentation d'un algorithme de remodelage, en se basant sur la méthode des éléments finis et aussi l'étude du comportement en fatigue des implants avec les différentes catégories de diamètres (petit, standard et larges).

---

# Bibliographie

---

---

## 6 Bibliographie

- [1] Branemark PI, Adell R, Breine U, et al., Intra-osseous anchorage of dental prostheses. Experimental studies, *Plast Reconstr Surg.*, vol. 3, pp. 81-100, 1969.
- [2] Implantologie, V. Perrier-Perrery, S.C.D.I. Study Club Dentaire et Implantaire. [En ligne]. <http://www.scdi.asso.fr/implantologie.>, [Accès le 18 /8/ 2017].
- [3] Chaïy 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, pp. 189-192, 2008.
- [4] Focus sur les implants Dentaires, Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaamse tandartsen vzw, [En ligne], « [http://www.dentiste.be/documents/8271\\_implantaten.](http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten.) », [Accès le 03 /03/ 2010].
- [5] Brånemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D, 10 year survival rates of fixed protheses on four or six implants and modum branemark in full edentulism, *Clin Oral Impl Res.*, vol. 6, pp. 227-231, 1995.
- [6] Courbeyrotte, Marie-aimée, Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée, thèse de doctorat, Université d'Auvergne Clermont I, 2001.
- [7] Guillemot, Fabien, Etude métallurgique d'alliage de titane pour application biomédicale, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.
- [8] T. Kokubo, T. Matsushita, H. Takadama, Titania-based bioactive materials, *Journal of the European Ceramic*, vol. 27, Issues 2-3, pp. 1553-1558, 2007.
- [9] 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*, pp. 192-195, 2001.
- [10] W. Cao, L. L. Hench, Bioactive Materials, *Ceramics International* vol.2, pp. 493, 1996.
- [11] Hench, L. L, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, *Annals of NY academy of Science*, P. D. & J.Lemons, Éd., 1988, p. 54.
- [12] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, *Dental Ceramics*, EMC-Dentisterie vol.1, pp. 101–117, 2004.
- [13] William D. Callister, Jr, *Science et génie des matériaux*, C. S. Sup, Éd., 2003, p. .800.
- [14] Davarpanah M, Martinez H, *Implant large : indications, avantages et réflexions*, vol. 4 , 1998.
- [15] Les os, Podcast-science,[Enligne], «<https://www.podcastscience.fm/dossiers/podcast-science-tombe-sur-un-os/>. » ,[Accès le 13 /01/ 2018].
- [16] Os de la tête, France médical, [Enligne], «<https://francezapentrumedicisiasistente.files.wordpress.com/os-de-la-tete.gif>. » , [Accès le 13 /01/ 2018].
- [17] Les malpositions dentaires, ameli.fr, «<https://www.ameli.fr/assure/sante/themes/malpositions-dentaires/comprendre-malpositions-dentaires> » [En ligne]. [Accès le 13 /01/ 2018].
- [18] Escamilla Agathe, analyse des concepts implantaires sur le secteur antérieur, thèse de doctorat, Université Paul Sabatier Toulouse III, Faculté de chirurgie dentaire, pp. 59-65.

- 2012.
- [19] Les termes clés de chirurgie dentaire, Blogspot, [En ligne], « <http://tous-les-cours.blogspot.com/les-termes-cles-de-chirurgie-dentaire.html> », [Accès le 13 /01/ 2018].
- [20] Guy Princ, Thierry Piral, Chirurgie osseuse préimplantaire, Mémento, pp. 121, 2008.
- [21] Tissu squelettique –tissu osseux, Lille2p1, [En ligne], « <https://lille2p1.wordpress.com/ue2-tissu-squelettique-tissu-osseux/> », [Accès le 13 /01/ 2018].
- [22] Davarpanah M, Szmuckler-Mon S, Khoury pm, Jakubowicz-kohen b, Martinez h, Manuel d'implantologie clinique, Paris: 2nd Edition, Editions Cdp, pp. 539, 2008.
- [23] Types d'os, Propdental.es. [En ligne]. « <https://www.propdental.es/fr/implants-dentaires/types-dos-pour-implants-dentaires> », [Accès le 20 /01/ 2016].
- [24] Misch CE, Density of bone : effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading, Int. J. Oral. Implant, vol. 6, pp. 23-31, 1990.
- [25] Lekholm U, Zarb GA, Pt selection and preparation in: Branemark Pi, Zarb Ga, Albrektsson. Tissue integrated protheses: osseointegrated in clinical dentistry Chicago, Quintessence Publishing Co, 1985.
- [26] HM, Frost, Tetracycline based histological analysis of bone remodeling, Clacif Tissues Res, vol. 3(3), pp. 211-237, 1969.
- [27] Tissu osseux, [En ligne], « <https://osteosarcomepourleslyceens.jimdo.com/accueil/tissus-osseux/formation-de-l-os/> » [Accès le 13 /01/ 2018].
- [28] Esposito M. et al., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (I). success criteria and epidemiology, Eur. J. Oral.Sci, vol. 106, pp. 527-551, 1998.
- [29] J.Ellingsen, P.Thomson, S.Lygstadaas, Advances in dental implant materials and tissue regeneration, Periodontology 2000, vol. 41, pp. 136-156, 2006.
- [30] M. Norton, The History of Dental Implants: A report, US Dentistry, 2006.
- [31] G. Couly Anatomie maxillo-faciale, Paris: J. Prelat, 1974.
- [32] Zahidi, Hassan, Perte de l'ostéointégration des implants dentaires endo-osseux: facteurs de risque, Thèse de doctorat, pp. 26, 2009.
- [33] S. Szmukler-Moncler, M. Davarpanah, P. Rajzbaum, P. M. Khoury, Protocoles de mise en charge et de temporisation immédiates, Chirurgie- prothèse Scientifique, vol. 19, 2013.
- [34] G. Lecloux, M. Lamy, La mise en charge immédiate en réhabilitation orale implantaire, Rev Med Liège 2007; 62 : Synthèse 2006, pp. 36-41, 2007.
- [35] Lorraine, Hoff, influence des traitements de surface implantaire sur l'accélération de l'ostéo-intégration, Université de lorraine, faculté d'odontologie, 2012.
- [36] Wilmes B, Rademacher C, Olthoff G, Drescher D., Parameters affecting primary stability of orthodontic mini-implants, J Orofac Orthop, vol. 67, pp. 162-174, 2006.
- [37] Sakoh J, Wahlmann U, Stender E, et al., Primary stability of a conical implant and a hybrid, cylindrical screw type implant in vitro, Int J Oral Maxillofac Implants, vol. 21, pp. 560-566, 2006.
- [38] G. Lecloux, M. Lamy, La mise en charge immédiate en réhabilitation orale implantaire, Rev Med Liège 2007, vol. 62 : Synthèse 2006, pp. 35-40, 2007.
- [39] Degorce, T., Les implants de larges diamètres, Synergie prothétique, vol. 2 n° 5, pp. 365-377, 2000.
- [40] Gapski R, Wang HL, Mascarenhas P, Lang NP., Critical review of immediate implant

- loading, Clin Oral Implants Res, vol. 14, pp. 515-527, 2003.
- [41] Misch CE, Wang HL, Misch CM, et al., Rationale for the application of immediate load in implant dentistry: Part I, Implant Dent, vol. 13, pp. 207-217, 2004.
- [42] Albreksson T., Johansson C., Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration, Eur Spine J., vol. 2, pp. 96-101, 2001.
- [43] Martinez H, Renault P., Les implants : Chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique stratégique, Paris : CdP, 2008.
- [44] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH., Timing of loading and effect of micromotion on bone dental implant interface: review of experimental literature, J. Biomed. Mater. Res, vol. 43, pp. 192-203, 1998.
- [45] Les implants dentaires, M. Davarpanah., [En ligne]. <http://www.les-implants-dentaires.com/implants-multimedia/osteointegration/index.htm#stabilite-implants.>, [Accès le 20/03/2016].
- [46] Dental-implants, [En ligne] « <http://www.1888implant.com/french/dental-implants.html>», [Accès le 13/01/2018].
- [47] J. Noailles, A. Milley, T. Beau., Biomécanique des implants vissés, Stratégie prothétique, Vol.9, Issue 4, pp. 289-294, 2009.
- [48] Implant-dentaire, Fabricant-medical, [En ligne]. «<http://www.medicalexpo.fr/fabricant-medical/implant-dentaire-cylindrique-26697>», [Accès le 10/09/2017].
- [49] B. jakubowicz-kohen, s. szmukler-moncler, m. davarpanah, k. davarpanah, p. rajzbaum, g. demurasvili, n. capelle-ouadah., morphologie implantaire, Sélection de la morphologie et du diamètre implantaire, Extrait Ch. 5, Paris, Mis en ligne : juillet 2013.
- [50] Arthur, Jorjioz, Choix du design implantaire : une comparaison des cinq systèmes majeurs en implantologie, Thèse de doctorat, université Claude Bernard-lyon, 2014.
- [51] Esthetic-planet. [En ligne]. « <https://www.esthetic-planet.com/implant-dentaire>. » [Accès le 10/09/2017].
- [52] Implants dentaires, Europe-dentaire, [En ligne], «<https://europe-dentaire.com/soins-dentaires/implants-dentaires>. » [Accès le 10/09/2017].
- [53] Christelle, Benech, Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction imploto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques, Thèse de doctorat, Université de Nantes, pp. 44-47, 2007.
- [54] Seckinger, Cédric, Indications et modalités implantaire chez les patients atteints de maladies parodontales, thèse DE Doctorat, Université de Henri Poincaré, pp. 44-46, 2006.
- [55] Winkler S, Morris HF, Ochi S, Implant survival to 36 months as related to length and diameter, Ann Periodontol, vol. 5, pp. 22-31, 2000.
- [56] Techniques de pose conventionnelles pour les implants, Dentistetours, [En ligne]. «<http://selarl-cabinet-dentaire-caulaincourt.chirurgiens-dentistes.fr> », [Accès le 9/09/2017].
- [57] Annabelle, Guilloteau, Connaissances actuelles sur la mise en charge immédiate des implants non-enfouis, Thèse de doctorat, pp. 15-16, 2003.
- [58] 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, pp. 935-940, 2009.
- [59] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbasioğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, Advances in Engineering

- Software, vol. 37, pp. 649–658, 2006.
- [60] 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. 45, Issue 5, pp. 393-398, 2009.
- [61] 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, pp. 2377–2385, 2007.
- [62] Chun-Li lin, Yu-chan kuo, Ting-sheng lin, effects of dental implant length and bone quality on biomechanical responses in bone around implants: a 3-d non-linear finite element analysis, *Biomed Eng Appl Basis Comm*, vol. 17, pp. 44-49, 2005.
- [63] C. Liang-jian, H. Hao, L. Yi-min, L. Ting, G. Xiao-ping, W. Rui-fang, Finite element analysis of stress at implant-bone interface of dental implants with different structures, *Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 21, pp. 1602–1610, 2011.
- [64] C. Lee, S. Lin, M. Kang , Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone, *J Dent Sci*, Vol.5 , Issue 3, pp. 156–165, 2010.
- [65] Samira Faegh, Sinan Muft, Load transfer along the bone–dental implant interface, *Journal of Biomechanics* , Elsevier, vol. 43, pp. 1761–1770, 2010.
- [66] T. Li, K. Hub, L. Cheng, Y. Ding, Y. Ding ,J. Shao , L. Kong, Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis, *Applied Mathematical Modelling*, vol. 35, pp. 446–456, 2011.
- [67] P. Vena, R. Contro, Micromechanical Analysis of the Trabecular Bone Stress State at the Interface with Metallic Biomedical Devices, *Meccanica*, vol. 37, pp. 431–439, 2002.
- [68] Y. Sato, M. Wadamoto, K. Tsuga and E.R. Teixeira, The effectiveness of element downsizing on a three-dimensional finite element model of bone trabecular in implant biomechanics, *J Oral Rehabil*, vol. 26, pp. 288–291, 1999.
- [69] D.P. Tarnow, S.C. Cho, and S.S. Wallace, The Effect of Inter-Implant Distance on the Height of Inter-Implant Bone Crest, *J Periodontol* , vol. 71, pp. 546-549, 2000.
- [70] Shrikar R. Desai, I. Karthikeyan, and Rika Singh, Evaluation of Micromovements and Stresses around Single Wide-Diameter and Double Implants for Replacing Mandibular Molar: A Three-Dimensional FEA, *ISRN Dent*, 2012.
- [71] Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis, *J Prosthet Dent* , Vol.91, Issue1, pp. 20-25, 2004.
- [72] F, Nisand D et Renouard, OraleImplants courts versus greffes osseuses sous-sinusiennes : étude clinique rétrospective, *J Parodontol Implantol*, Vol. 25, Issue 4, pp. 281-287, 2006.
- [73] Pierrisnard L Renouard F, Renault P, Barquins M, Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution, *Clin Implant Dent Relat Res*, vol.5, Issue 4, pp. 254-62, 2003.
- [74] Lee JS, Cho IH, Kim YS, Heo SJ, Kwon HB, Lim YJ, Bone-implant interface with simulated insertion stress around an immediately loaded dental implant in the anterior maxilla: a three-dimensional finite element analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*, Vol.27, Issue 2, pp. 295-302, 2012.
- [75] Les implants dentaires, M.Davarpanah, [Enligne] ,« <http://www.les-implants-dentaires.com/davarpanah/index.htm>. » , [Accès le 10 /09/ 2017].
- [76] H. chou, J. Jagodnik, S. Mu ftu, Predictions of bone remodeling around dental implant systems, *Journal of Biomechanics*, vol. 41, pp. 1365–1373, 2008.

- [77] Z.Q.Lian, H.Guan, Y.C.Loo, Optimum Degree of Bone-Implant Contact in Bone Remodelling Induced by Dental Implant, *Procedia Engineering*, vol. 14, pp. 2972–2979, 2011.
- [78] Daniel Lin, QingLi,WeiLi,Naughton Duckmanton,Michael Swain, Mandibular bone remodeling induced by dental implant, *Journal of Biomechanics* , vol. 43, pp. 287–293, 2010.
- [79] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski,Y-C. Loo, N. W. Johnson,H. Zhang, Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant, *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, vol. 39, pp. 690–698, 2010.
- [80] H. chou, J. Jagodnik, S. Mu ftu, Predictions of bone remodeling around dental implant systems, *Journal of Biomechanics* , vol. 41, pp. 1365–1373, 2008.
- [81] G. Zarb, U. Lekholm, Patient selection and preparation. In: P.I. Brånemark, G. Zarb and T. Albrektsson, Editors, *Tissue-integrated protheses, Osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence, pp. 199–209, 1985.
- [82] L. Kong, Zexu Gu , K. Hu, Hongzhi Zhou , Y. Liu et B. Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, Vol.40, Issue 9, pp. 935-940, 2009.
- [83] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O, Influence of marginal bone resorption on stress around an implant-a three-dimensional finite element analysis, *J Oral Rehabil* , vol. 32, Issue 4, pp. 179–286, 2005.
- [84] 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 , [éd.] in *proc ABAQUS Users' Conference*, pp. 329-343, 2006.
- [85] O. Kayabaş, E. Yüzbaşıoğlu et F. Erzincanlı, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, vol. 37, pp. 649–658, 2006.
- [86] Szmukler-Moncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH, Timing of loading and effect of micromotion on bone dental implant interface: review of experimental literature, *J. Biomed. Mater. Res*, vol. 43, pp. 192-203, 1998.
- [87] M. Davarpanah, H. Martinez, *Implant large : indications, avantages et réflexions*, vol. 4, pp. 275-277, 1998.
- [88] Dental Zimmer, «Implant dentaire zimmer® tapered screw-vent®», *Compendium Scientifique*, vol. Rév. 4/14, 2014.
- [89] Graves SL, Jansen CE, Siddiqui AA, Beaty KD, Wide diameter implant : indications, considerations and preliminary results over two-years period, *Aust Prosthet J*, vol. 8, pp. 31-37, 1994.



---

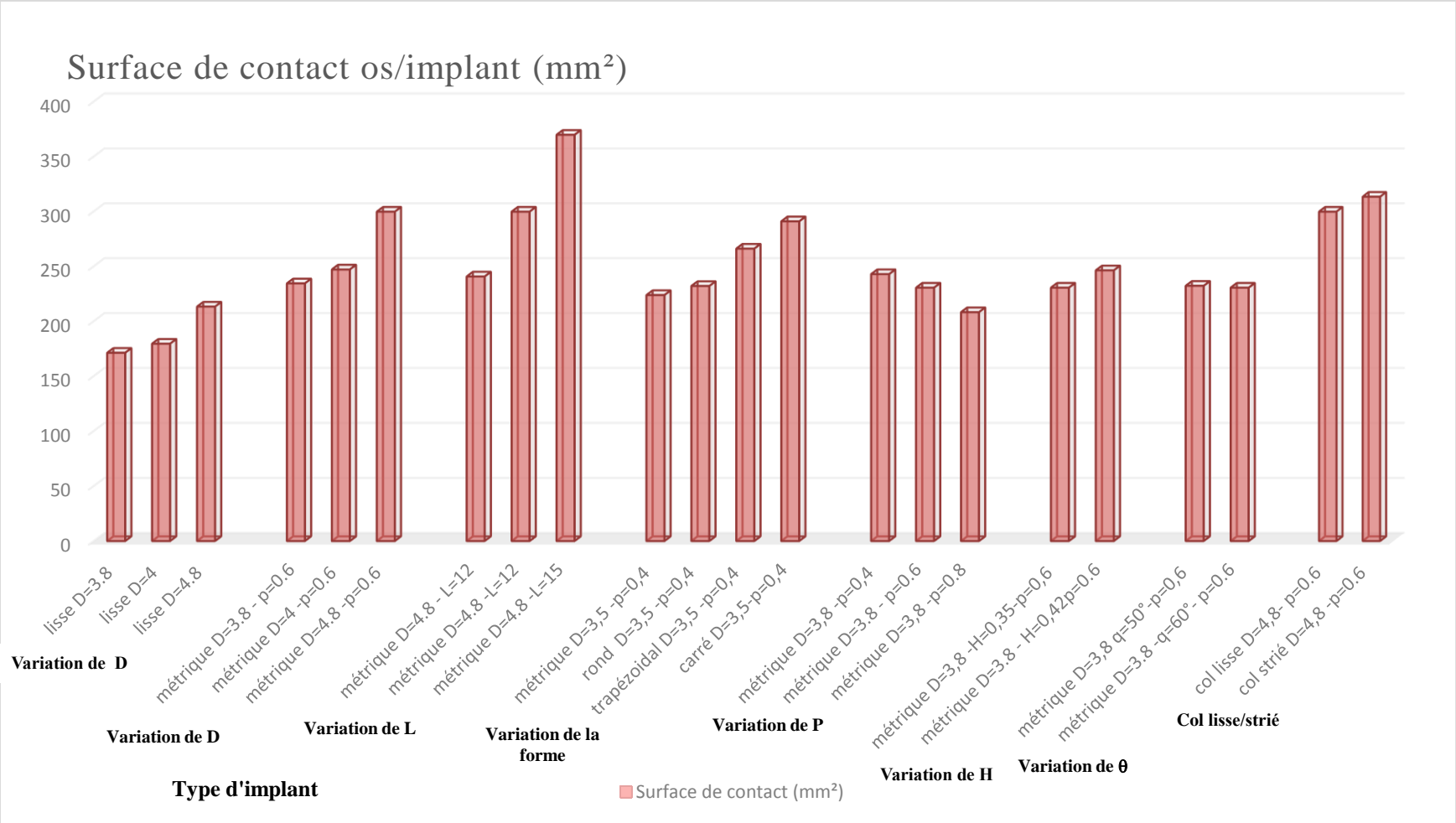
# Annexes

---

---

**Annexe : 1 Surfaces de contact os/implant des cas étudiés**

On a regroupé les surfaces de contact os/implant de tous les implants étudiés ainsi que les contraintes de Von-Mises maximales à l'interface pour en déduire la relation entre les deux. Voir figures 5.1 - 5.2.



**Figure 5. 1:** Surface de contact de tous les implants étudiés.

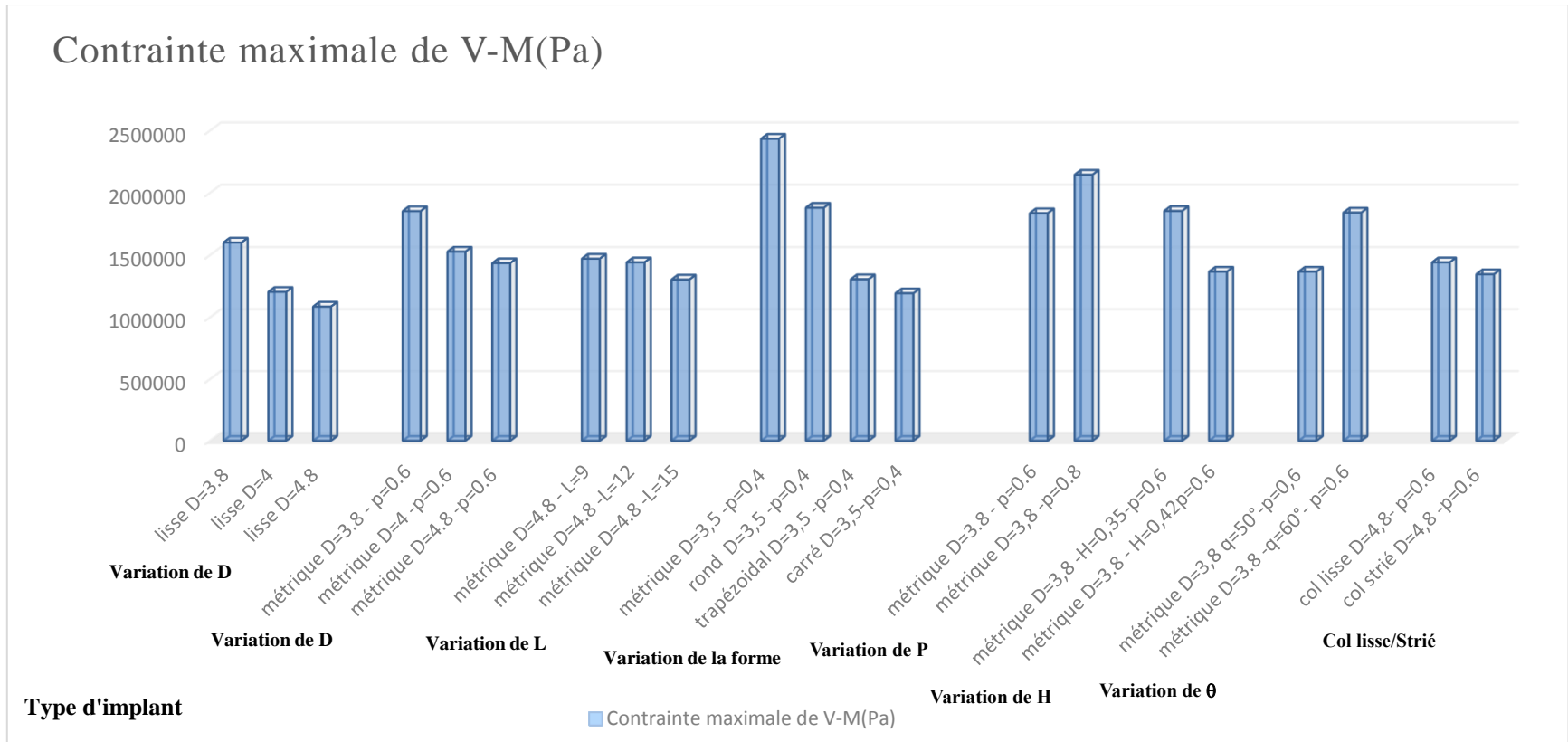


Figure 5. 2: Contraintes maximales de Von-Mises de tous les implants étudiés.

On peut conclure que l'évolution de la contrainte interfaciale s'avère inversement proportionnelle à la surface de contact Os/implant.

D'après Graves et coll. [89], le gain de surface de contact os/implant est obtenu avec une augmentation de diamètre que la longueur (Tableau 5.1).

**Tableau 5. 1:** Gain de surface de contact os/ implant [88].

Diamètre	Gain de surface
3,75	-
4	8%
5	35%
6	61%

Augmentation de surface de contact implant-os des différents diamètres implantaire 3i à longueur égale. D'après Graves et coll.

### **Annexe : 3 Influence des forces occlusales appliquée sur la dent sur la distribution des contraintes à l'interface os/implant**

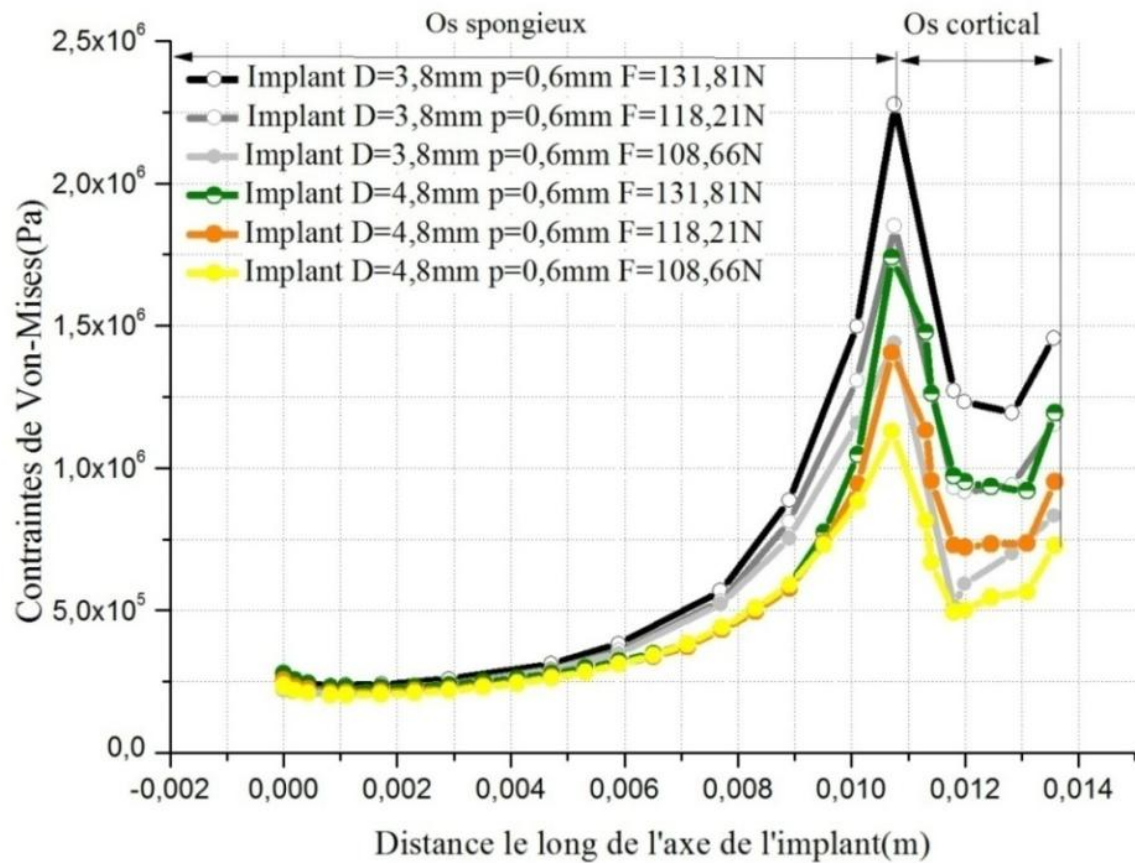
Les forces occlusales dépendent de la force musculaire du patient, de l'équilibre occlusal, des paras fonctions, de la situation des dents et de leurs états parodontaux et des habitudes alimentaires. Si les forces générées sont excessives cela peut provoquer l'échec implantaire, pour cela on a varié les valeurs de la force occlusale pour étudier l'effet de la force occlusale.

Pour cela on a appliqué la force moyenne simulée de mastication sur la couronne qui est la résultante des trois forces selon les directions axiale, mesio-distale et linguale. Les forces de mastications simulées sont respectivement 131,81 N, 118,21 N, 108,66 N avec un angle approximatif de 75° par rapport à la normale. On a considéré deux implants cylindriques avec filetage métrique avec diamètre  $D = 3,8 - 4,8$  mm et un pas  $p = 0,6$  mm. Les dimensions sont montrées dans le tableau 5.2.

**Tableau 5. 2:**Dimensions des implants utilisés pour étudier l'influence de la force occlusale.

Variation de la force occlusale								
Diamètres (mm)	Longueur (mm)	Caractéristiques du filet			Col	Type du filetage	Forme du corps	Force appliquée (N)
		Pas (mm)	Profondeur (mm)	angle $\theta$ (°)				
3,8 - 4,8	12	0,6	0,35	60°	Lisse	Métrique	Cylindrique	131,81
								118,21
								108,66

Les résultats sont représentés dans la figure 5.3.



**Figure 5. 3:** Distribution des contraintes de Von-Mises le long de l'interface os/ Implant de deux implants cylindriques avec filetages métrique avec variation de la force occlusale appliquée sur la couronne.

Il est clair, d'après les résultats que la distribution des contraintes est fidèle au profil représenté précédemment, il faut juste noter l'effet prépondérant du diamètre sur l'intensité localisée de contraintes.

---

---

# Résumé

---

---

## ملخص

الهدف من هذا العمل هو تحسين هندسة وأبعاد السن المزروع من خلال تحليل ثلاثي الأبعاد باستعمال طريقة العناصر المنتهية للوصول الى الحل الأمثل الذي يسمح بالحصول على الاندماج العظمي الجيد وبالتالي نجاح الزرع وذلك بتقليل الضغوط التي تمارس على مستوى العظم / السن المزروع .  
من أجل ذلك، تمت نمذجة ومحاكاة سن مزروع من التيتان متعلق بسن من ضواحك الفك السفلي ، بأقطار ، أطوال، أبعاد و أشكال لولبية مختلفة ، بجسم أسطوانتي أملس وملولب، بجسم مخروطي ملولب ؛ رأس سن أملس و متعرج .  
لقد تم تحديد الحركات الصغرى والتشوّهات و تم تمثيل منحنى الضغوطات على مستوى عظم أسن مزروع لكل حالة مدروسة ، أظهرت النتائج التي تم الحصول عليها تشابها كبيرا في المناطق التي تم النظر فيها وهي عظم قشري - بداية اللولبية - عظم إسفنجي، مع النتائج التي تم الحصول عليها في الدراسات السابقة المتخصصة .  
تمت نمذجة و إنشاء السن المزروع و جزء الفك السفلي باستخدام البرنامج Solidworks 14 و تمت المحاكاة باستخدام Ansys Workbench 14.5.

**الكلمات الدلالية :** أسنان مزروعة، نمذجة بالعناصر المنتهية، التحركات الصغرى، الضغوطات على مستوى عظم أسن مزروع، الاستقرار الابتدائي، الاندماج العظمي.

## Résumé

L'objectif de ce travail est d'optimiser la géométrie et les dimensions d'un implant dentaire par une analyse tridimensionnelle par éléments finis pour trouver la solution optimale permettant d'obtenir une bonne ostéointégration qui garantit le succès implantaire en minimisant les contraintes exercées à l'interface os/implant

Pour cela, un implant dentaire en titane de la deuxième prémolaire dans la mâchoire inférieure a été modélisé et simulé, avec différents diamètres, longueurs, dimensions du filet, différentes formes de filetages, corps implantaire cylindrique lisse, fileté et conique fileté, un col lisse et strié. On a déterminé les micromouvements, les déformations et on a représenté le profil des contraintes interfaciales pour chaque cas d'étude. Les résultats obtenus démontrent une grande similitude dans les zones considérées, os cortical- départ de filetage- os spongieux, avec les résultats obtenus dans la littérature spécialisée pour d'autres types de géométries.

La modélisation de l'implant et les différents composants est faite avec Solidworks 14, la simulation en moyennant avec Ansys Workbench 14.5.

**Mots clés:** Implants dentaires, Modélisation par éléments finis, Micromouvements, Contraintes interfaciales, Contact os/implant, Stabilité primaire, Ostéointégration.

## Abstract

The objective of this work is to optimize the geometry and dimensions of a dental implant by a three-dimensional finite element analysis to find the optimal solution to obtain a good osseointegration that guarantees the implant success by minimizing the stresses applied at the interface bone / implant. In this context, a dental implant of the second premolar in the lower jaw was chosen, with different diameters, different lengths and varieties of thread dimension and forms, cylindrical implant body smooth, threaded and tapered threaded, smooth and striated collar. The micromovements and the deformations were determined. The profile of the interfacial stresses of each studied case was presented, and the obtained results show great similarities of areas in question i.e. cortical bone, threaded region and cancellous bone, to previous results published in the literature for other types of geometries. The modeling of the dental implant and its superstructure is obtained by using solid works 14. The simulation with the finite element method, by using Ansys Workbench14.5.

**Keywords:** Dental implants, Finite element modeling, Micro-movements, Interfacial stresses, Bone/implant interface, Primary stability, Osseointegration.