

République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



**Université Batna 2 – Mustapha Benboulaïd**

**Faculté de Technologie**

**Département de Génie Mécanique**

**Thèse**

Préparée au sein du (Laboratory LIECS MS, Algeria)

Présentée pour l'obtention du diplôme de :

**Doctorat en génie mécanique**

**Option : Biomécanique.**

Sous le Thème :

---

**Etude des matériaux bioactifs dédié à l'implantologie  
dentaire**

---

Présentée par :

**SOUALHI Amel**

Pr. AMEDAH Hacene	Université de Batna2	Professeur Président.
Pr. BRIOUA Mourad	Université de Batna 2	Professeur Rapporteur.
Pr. REBIAI Cherif	Université de Batna2	Professeur corapporteur.
Pr. ZEDIRA Hama	Université de kenchela	Professeur Examineur.
Pr. GUERARA Belhi	Université de Biskra	Professeur Examineur.
Pr. DJEBAILI Hamid	Université de kenchela	Professeur Examineur.
Pr. BEN BOUTA Rachid	Université de Batna2	Professeur Invité.

**07 Mai 2024**

---

# Remerciements

---

*Louange à Dieu avant tout.*

*En guise de reconnaissance, je tiens à témoigner mes sincères remerciements à mon encadreur Professeur Brioua Mourad, Je tiens à remercier tous ceux qui m'ont soutenu et encouragé.*

*Enfin, je n'oserais oublier de remercier tous les membres du jury.*

---

# Dédicaces

---

*À la cause de mon existence,*

*À mes frères et sœurs.*

*À mes nièces*

*À mes neveux*

*Je dédie ce modeste travail*

*À tous ceux qui, par un mot, m'ont donné la force de continuer*

....

*Amel*

# Table de matière

<b>REMERCIEMENTS</b> .....	<b>2</b>
<b>DEDICACES</b> .....	<b>I</b>
<b>TABLE DE MATIERE</b> .....	<b>2</b>
<b>LA LISTE DES FIGURES :</b> .....	<b>5</b>
<b>LA LISTE DES TABLEAUX :</b> .....	<b>8</b>
<b>INTRODUCTION GENERALE</b> .....	<b>9</b>
<b>CHAPITRE I CONSIDERATIONS GENERALES SUR LES BIOMATERIAUX</b> .....	<b>11</b>
INTRODUCTION .....	12
1. LES BIOMATERIAUX .....	13
2. DEFINITION DE QUELQUES TERMES .....	15
2.1. La biodégradation.....	15
2.2. La biocompatibilité .....	15
2.2.1. Biocompatibilité chimique .....	17
2.2.2. Biocompatibilité mécanique .....	18
2.3. Moyens actuels d'évaluation de la biocompatibilité.....	19
2.3.1. Tests in vitro (tests initiaux) .....	19
2.3.2. Tests in vivo (tests secondaires) .....	20
2.3.3. Évaluation préclinique.....	22
2.4. L'hémocompatibilité .....	23
2.5. Les matériaux bio-inertes .....	24
2.6. Les matériaux bioactifs .....	24
2.7. Les matériaux bio-résorbables .....	24
2.8. L'ostéo-intégration .....	25
2.8.1. La stabilisation primaire (stabilité mécanique) .....	27
2.8.2. La stabilité secondaire (stabilité biologique).....	28
2.9. Biofonctionnalité .....	29
3. LES EXIGENCES (PROPRIETES) D'UN BIOMATERIAU .....	29
3.1. Chimiques.....	30
3.2. Biologiques.....	30
3.3. Physiques et mécaniques .....	30
<b>CHAPITRE II LES TISSUS CALCIFIES</b> .....	<b>32</b>
INTRODUCTION .....	33
1. LES TISSUS OSSEUX .....	33
1.1. Histologique et anatomie des os maxillaires .....	33
1.1.1. L'os alvéolaire .....	33
1.1.2. Le maxillaire.....	34
1.1.3. La mandibule .....	38
1.2. Organisation des tissus osseus .....	42
1.2.1. Echelle microscopique de tissu osseux.....	43

1.2.2. Echelle macroscopique de tissu osseux .....	44
1.3. Typologie et classification des qualités osseuses .....	46
1.4. Physiologie osseuse.....	48
1.4.1. Les ostéoblastes .....	48
1.4.2. Les ostéocytes.....	49
1.4.3. Les ostéoclastes .....	49
1.4.4. Les cellules bordantes.....	49
1.5. Le remodelage osseux .....	50
1.5.1. Phase de résorption.....	51
1.5.2. Phase de réversion ou d'inversion .....	51
1.5.3. Phase de formation .....	51
1.6. Réponses osseuses menant à l'ostéo-intégration.....	52
1.6.1. Ostéogenèse de contact.....	52
1.6.2. Ostéogenèse à distance .....	53
1.6.3. Ostéoconduction .....	53
1.6.4. Ostéo-induction .....	53
1.7. Variations anatomiques et implantologie.....	53
1.8. Modifications anatomiques induites par l'endementement .....	53
2. LES DENTS.....	55
2.1. Généralités sur l'anatomie dentaire .....	55
2.2. La structure de la dent .....	56
2.2.1. L'émail .....	56
2.2.2. La dentine .....	57
2.2.3. La pulpe dentaire .....	59
2.2.4. Le ciment .....	59
2.2.5. Le ligament alvéolo-dentaire .....	60
<b>CHAPITRE III LES MATERIAUX BIOACTIFS.....</b>	<b>61</b>
GENERALITES SUR L'ETAT DE SURFACE .....	62
1. UNE SURFACE USINEE .....	65
2. SURFACE REGUISEE .....	65
2.1. Intérêt de la surface rugueuse.....	67
2.2. Les moyens de modification de surface .....	67
2.2.1. Moyens additifs .....	67
2.2.2. Moyens soustractifs .....	71
3. SURFACE BIOACTIVE .....	74
3.1. La réactivité de surface des céramiques bioactives.....	74
3.2. Les céramiques bioactives.....	75
3.3. Les céramiques à base de phosphocalciques.....	77
3.3.1. L'hydroxyapatite (HA).....	78
3.3.2. Le phosphate tricalcique- $\beta$ ( $\beta$ -TCP) .....	79
3.3.3. Les phosphates de calcium bi phasiques (BCP).....	79
4. LES ETATS DE SURFACE DES DIFFERENTES MARQUES D'IMPLANT .....	80
4.1. Astra Tech ® .....	80
4.2. Nobel Biocare ®.....	80

4.3. Zimmer ® .....	81
4.4. Straumann® .....	81
4.5. Anthogyr® .....	81
<b>CHAPITRE IV LE CHOIX DES BIOMATERIAUX .....</b>	<b>82</b>
1. PRINCIPES DU CHOIX DES MATERIAUX.....	83
2. ETAPES A SUIVRE POUR LE CHOISIR DES MATERIAUX .....	85
2.1. Etudier les informations autour du nouveau produit.....	85
2.2. Définir les caractéristiques / exigences de conception du produit .....	87
2.3. Faire le choix des matériaux viables .....	88
2.4. Évaluer les procédés possibles .....	89
2.5. Prioriser et tirer des conclusions .....	90
3. LE CHOIX D'UN BIOMATERIAU DEDIE A L'IMPLANTOLOGIE DENTAIRE .....	90
3.1. Implantologie dentaire.....	91
3.2. L'implant dentaire.....	91
3.3. Historique .....	91
3.4. Les matériaux d'implants dentaires.....	93
3.4.1. Les biomatériaux métalliques.....	94
3.4.2. Les biomatériaux céramiques .....	98
4. LES VOISINS LES PLUS PROCHES DE K.....	101
4.1. Fondamentaux .....	101
4.2. Définition .....	101
4.3. Approche intuitive.....	102
4.4. Algorithme des K-pp.....	103
5. APPLICATION DE LA METHODE DES KPP .....	106
5.1. Premier test : la biocompatibilité des surfaces .....	106
5.2. Deuxième test : la biocompatibilité structurale.....	108
<b>CHAPITRE V MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS ET SIMULATIONS .....</b>	<b>113</b>
INTRODUCTION .....	114
1. MODELISATION PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS .....	115
1.1. Définition de la méthode .....	115
1.2. Biomécanique et Méthode des éléments finis .....	115
1.3. SOLIDWORKS.....	116
1.4. Historique .....	116
2. DEVELOPPEMENT DU MODELE.....	117
2.1. Modélisation.....	118
2.2. Système d'implantation .....	118
2.3. Condition limite et chargement .....	120
2.4. Propriétés des matériaux .....	120
2.5. Développement de maillage .....	120
4. RESULTATS ET DISCUSSIONS .....	121
LES RESULTATS.....	137
<b>CONCLUSION GENERALE.....</b>	<b>139</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES .....</b>	<b>141</b>

# La liste des figures :

Figure 1: Implant qui remplace la racine d'une dent .....	13
Figure 2: Différentes raisons de défaillance des implants qui nécessitent une nouvelle intervention chirurgicale .....	16
Figure 3: Biocompatibilité des éléments métalliques et de certains alliages .....	17
Figure 4: La réactivité relative des trois matériaux varie en fonction du temps de contact avec l'os .....	25
Figure 5: Stabilité primaire et qualité osseuse. ....	28
Figure 6: Diagramme de la baisse progressive de l'ancrage principal (mécanique) .....	29
Figure 7: Coupe de la mandibule .....	34
Figure 8: Anatomie du maxillaire .....	35
Figure 9: Vue interne d'un os maxillaire gauche . ....	36
Figure 10: Vue antérieure d'un os maxillaire gauche .....	36
Figure 11: Vascularisation du maxillaire supérieur. ....	37
Figure 12: Innervation du maxillaire : vue latérale d'une image 3D .....	38
Figure 13: Anatomie de la mandibule : vue antérieure d'une image 3D de la mandibule avec ses différents repères .....	39
Figure 14: Vascularisation de la mandibule .....	41
Figure 15: Innervation de la mandibule.....	42
Figure 16: L'organisation interne de l'os à plusieurs niveaux hiérarchiques .....	44
Figure 17: Typologie osseuse :.....	47
Figure 18: Les cellules présentes dans le tissu osseux . ....	50
Figure 19: Cycle de remodelage osseux (d'après (DUP00)) .....	52
Figure 20: Evolution du rapport intermaxillaire à la suite de l'extraction dentaire. ....	54
Figure 21: Résorption osseuse dans le secteur postérieur de la mandibule.....	55
Figure 22: Coupe transversale d'une dent montrant ses différentes composantes. ....	56
Figure 23: Une petite quantité d'eau ajoutée sur .....	63
Figure 24: a : Aspect microscopique d'une surface lisse. b : Implant avec surface usinée. Noter l'aspect linier .....	65
Figure 25: Surface hybride de l'implant Osseotite (société Biomet 3i) .....	67
Figure 26: Surface obtenue par technique plasma spray TPS à faible grossissement (×200). ....	69

Figure 27: Surface obtenue par plasma-spray hydroxyapatite .	70
Figure 28: Surface obtenue par oxydation anodique observée.	70
Figure 29: A : La surface produite à l'aide d'oxyde de titane par sablage a été observée à un grossissement faible (x200). B : Surface implantaire OsseoSpeed, sablage à l'oxyde de titane et traitement chimique à l'acide fluorhydrique (x 50 000).	72
Figure 30: La surface implantaire rugueuse est causée par une osseotite traitée par un mordantage acide double (HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> ) (x 2 000). B : La SLA active a été traitée par sablage et mordantage acide à deux reprises (x 2 000)	73
Figure 31: Pérennisation de la chaîne de production	84
Figure 32: Choix des matériaux d'un produit	86
Figure 33: Familles des matériaux et familles de procédés	87
Figure 34: Identification des matériaux	87
Figure 35: Exemple de fonctionnement de la méthode des k-plus proches voisins pour des valeurs du paramètres $k = 5$ et $k = 11$ . On considère trois classes, $L = 3$ , représentées respectivement en noir ( $y = 1$ ), en gris ( $y = 2$ ) et en blanc ( $y = 3$ ).	103
Figure 36: Organigramme de la stratégie de choix un biomatériau.	105
Figure 37: Les critères de la biocompatibilité de surface en schéma.	107
Figure 38: Les propriétés mécaniques des biomatériaux.	109
Figure 39: Les propriétés de l'os et Ti.	111
Figure 40: a: charges appliquées et conditions aux limites du modèle FEM. b: maillage d'éléments finis du modèle. c: maillage de l'implant e le revêtement. d: maillage de revêtement.	121
Figure 41: Les contraintes de Von Mises: A: Ti. B: Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V. C: ZrO <sub>2</sub> . D: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> . E: Implant cour simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.	122
Figure 42: Les contraintes de Von Mises: A: Ti. B: Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V. C: ZrO <sub>2</sub> . D: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> . E: Implant long simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.	123
Figure 43: Les contraintes de Von Mises: A: Ti. B: Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V. C: ZrO <sub>2</sub> . D: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> . E: Implant cour fileté. F: L'os spongieux. G: L'os cortical	124
Figure 44: Les contraintes de Von Mises: A: Ti. B: Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V. C: ZrO <sub>2</sub> . D: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> . E: Implant long fileté. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.	125
Figure 45: Les déplacements: A: Ti. B: Ti <sub>6</sub> Al <sub>4</sub> V. C: ZrO <sub>2</sub> . D: Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> . E: Implant court simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.	126

---

Figure 46: Les déplacements: A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant long simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical. ....	127
Figure 47: Les déplacements: A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant court fileter.....	128
Figure 48: Les déplacements: A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant long fileté. ....	129
Figure 49: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant court sans filetage. F: L'os spongieux. G: L'os cortical. ....	130
Figure 50: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant long sans filetage. F: L'os spongieux. G: L'os cortical. ....	131
Figure 51: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant court fileter. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.....	132
Figure 52: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO2. D: Al2O3. E: Implant long fileté. ....	133
Figure 53: Les contraintes de Von Mises de l'implant en Ti revête : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.....	134
Figure 54: Les déplacements de l'implant en Ti revête : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.....	135
Figure 55: Les déformations de l'implant en Ti revête : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.....	136

---

# La liste des tableaux :

---

Tableau 1: Conditions édictées par Branemark et al. En 1985 pour obtenir l'ostéo-intégration (et validité actuelle) .....	48
Tableau 2: L'ensemble de la composition des tissus calcifiés (Lactout, 1989) :.....	57
Tableau 3: Composition chimique minérale de divers tissus calcifiés (Elliott, 1994) et de l'hydroxyapatite stœchiométrique : .....	58
Tableau 4: Selon Davarpanah et al, caractéristiques de différents états de surface .....	73
Tableau 5: Les caractéristiques mécaniques des biocéramiques et des os cortical et spongieux humains (Kokubo 1998, 2003, Hench 1991,1998, Rho 1998): .....	76
Tableau 6: Evolution historique des implants dentaires :.....	92
Tableau 7: Matériaux en usage implantologie.....	94
Tableau 8: Propriétés mécaniques des différents grades de titane .....	95
Tableau 9: Ti-6Al-4V et les catégories de titane non allié commercialement pur .....	96
Tableau 10: Propriétés mécaniques du tantale et du niobium .....	98
Tableau 11: Les céramiques les plus courantes utilisées dans le domaine médical .....	99
Tableau 12: Les propriétés de la biocompatibilité des surfaces : .....	107
Tableau 13: Les propriétés mécaniques des biomatériaux, y compris l'os:.....	108
Tableau 14: Les caractéristiques qui ont été normalisées: .....	110
Tableau 15: l'écart selon Euclid entre les biomatériaux et l'os: .....	111
Tableau 16: la conception de système os- implant et les biomatériaux utilisé :.....	119
Tableau 17: Résumé des composants et de leurs paramètres comportement mécanique :.....	120
Tableau 18: les nombres des nœuds et d'éléments de chaque type d'implant : .....	121
Tableau19: Tableau récapitulatifs des résultats :.....	137

---

# *Introduction Générale*

---

## Introduction

Une des directions de recherche actuelles dans le domaine des biomatériaux concerne l'amélioration des procédés d'élaboration des revêtements des pièces prothétiques métalliques (implants dentaires, implants articulaires) au contact avec l'os dans le but d'obtenir une meilleure biocompatibilité et bio intégration. Comme les processus biologiques sont essentiellement des processus qui ont lieu au contact du tissu avec l'implant, la nature de cette interface joue un rôle essentiel dans la qualité de leur intégration.

Les prothèses dentaires ont pour but le remplacement d'éléments dentaires absents.

Cette substitution de la dent naturelle doit se faire en tenant compte de critères esthétiques, fonctionnels mais aussi de biocompatibilité et d'innocuité. En effet, l'élément de remplacement, qu'il soit fixe ou amovible, doit permettre de supporter des contraintes masticatoires répétés, il doit s'intégrer au sourire du patient, il ne doit pas entraîner de réaction allergique ou irritative, et, surtout, il ne doit pas avoir d'effet délétère sur les dents naturelles adjacentes ou antagonistes, ni sur les éléments de l'environnements buccal : muqueuse, os, articulations.

Loin de le vouloir exhaustif, nous avons souhaité que ce travail présente une synthèse des matériaux prothétiques utilisés et de leur comportement. L'abondance de la littérature récente à ce sujet nous a paru être le reflet de l'intérêt que revêt le choix d'un matériau par un praticien dans le cadre de la réussite d'un traitement global. Nos patients sont de plus en plus soucieux et désireux d'être informés quant à la qualité de nos restaurations. Nous nous devons de choisir nos matériaux prothétiques en connaissance de cause, dans un but précis, pour une indication donnée.

Dans une première partie, nous avons décrit les matériaux prothétiques utilisés, leurs propriétés et les réactions qu'ils peuvent entraîner et les définitions de quelques termes. Dans une seconde partie, nous avons présenté les tissus osseux et des généralités sur l'anatomie dentaire. La troisième partie est consacrée pour l'état de surface et les moyens de modification de surface. La quatrième partie décrit les principes du choix des matériaux et dans la dernière partie modélisation par la méthode des éléments finis.

Finalement une conclusion est proposée sur l'ensemble des recherches entreprises.

---

# **Chapitre I**

## **Considérations générales sur les biomatériaux**

---

## Introduction

Les hommes ont toujours cherché à développer leurs capacités naturelles et à lutter contre les attaques de la maladie. Cela peut être accompli de diverses manières grâce aux avancées récentes dans la science et la technologie. L'utilisation de biomatériaux est une de ces méthodes, qui peuvent être utilisées pour remplacer des tissus ou des organes du corps humain. En fonction de leur position dans le corps, ils peuvent être fabriqués à partir de métaux, d'alliages métalliques, de céramique ou de polymère [1].

L'homme a toujours cherché à reconstruire son corps avec des matériaux bio afin de retrouver son intégrité et ses fonctions après une maladie, un traumatisme, voire une amputation. Il existe de nombreux témoignages et traces de diverses thérapies ou solutions utilisées par le passé dans toutes les grandes civilisations. L'or était déjà utilisé en dentisterie par les Chinois et les Aztèques [2].

L'utilisation de biomatériaux est l'une des principales avancées médicales de ces quarante dernières années. Ils sont utilisés dans de nombreuses méthodes thérapeutiques car ils remplissent une fonction ou un organe sous contrainte biologique.

Selon Chester (1981), il s'agit de tout matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical pendant plus de trois semaines pour remplacer ou traiter un tissu, un organe ou une fonction [3].

Les biomatériaux prennent une part de plus en plus grande dans la médecine actuelle. Et ces applications sont innombrables et intéressent les diverses spécialités : valves cardiaques, cœur artificiel, prothèse articulaires, dialyse, prothèses vasculaires, les implants dentaires....

L'une des applications des biomatériaux est l'implantologie dentaire. C'est une branche de la chirurgie dentaire. Une méthode éprouvée. Une connaissance éprouvée basée sur quarante ans de recherches approfondies qui autorise de remplacer des prothèses dentaires (mettre en place une dent unique absente, plusieurs dents absentes, en vue de soutenir une prothèse dentaire amovible ou en vue de réparer une bouche complète), qui améliore le bien-être de la vie des patients qui ont été édentés complètement, qui portent des dentiers et qui souffrent dans leur vie sociale [4,5].

Un fondement artificiel insérée dans mâchoire os est appelé implant dentaire (figure 1). Il est utilisé pour soutenir une prothèse et changer la racine d'une dent endommagée ou

déraciner. L'implant dentaire relie la prothèse à l'os de la mâchoire et transfère les forces de mastication à l'os [6].



**Figure 1: Implant qui remplace la racine d'une dent [7].**

## 1. Les biomatériaux

La connaissance des biomatériaux non seulement les caractéristiques mécaniques, physiques et chimiques des matériaux, mais également les réactions des corps lors de l'introduction du matériau, de sa surface et de son application. La définition officielle de la science des biomatériaux est « l'étude et la compréhension de la façon dont les matériaux vivants et non vivants interagissent ». Williams a proposé la première définition du biomatériau en 1982 : Un biomatériau est n'importe quelle matière, y compris des médicaments, ou une combinaison de substances d'origine naturelle ou synthétique qui peut être servi pour tout ou partie d'un système qui traite, accroître ou prend la place d'un tissu, un organe ou une fonction du corps [8,9].

En mars 1986, la Société européenne des biomatériaux a arrangé une conférence de consensus qui a permis l'approbation de tous ces notions et la publication des définitions officielles de 61 médecins et scientifiques participants particulièrement, l'explication de Williams des biomatériaux a été simplifiée et présentée sous une forme plus large : " matériau non vivant conçu pour être pratiqué dans des appareils médicaux et assimilable avec des systèmes biologiques ".

Lors d'une deuxième présentation de consensus entretenue à Chester, Grande Bretagne, en 1991, cette définition a été réformé : matériaux destinés à être mélangés aux tissus vivants

et/ou aux fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier la forme ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps » [10].

Actuellement, les équipes de recherche et les entreprises se concentrent sur l'augmentation des caractéristiques physico-chimiques des biomatériaux naturels ou artificiels, notamment la bio résorbabilité, la biocompatibilité et la bio activité. Selon de leur réactivation au corps ; les biomatériaux sont classés en biocompatibles, bio tolérés, bio inertes, bio résorbables, non résorbables, ostéo conducteurs et ostéo inducteurs [8, 9,10].

L'évolution des biomatériaux modernes est liée à l'évolution de la médecine moderne et des nouveaux matériaux. Sur le marché, les deux catégories les plus importantes sont les métaux et les polymères.

L'acier inoxydable et les alliages cobalt-chrome ont été les métaux les plus fréquemment utilisés dans le corps. À la fin des années 60, Brånemark a découvert les propriétés exceptionnelles du titane. Un certain nombre de matériaux ont commencé à être considérés comme biomatériaux à cette époque. Les biomatériaux métalliques se sont notablement évolués dans la chirurgie orthopédique, maxillaire et dentaire. Ils incluent des plaques, des clous, des vis pour réduire les ruptures et récemment des prothèses dentaires et ostéo articulaires [10].

Il est utopique de ne pas vouloir produire de réaction lorsqu'on sait que de nombreux signaux traversent l'organisme. Par conséquent, il est préférable d'essayer de les réduire et de les diriger [11].

L'introduction de biomatériau dans le corps peut se dégrader ou le modifier [11] :

**Le biomatériau va se dégrader :**

- Les métaux subissent une corrosion
- Vieillessement des matériaux plastiques.
- Détérioration mécanique :
  - Débris.
  - Fissures.
  - Fractures....

**Le biomatériau va modifier :**

- **Positivement :**
  - Adaptation tissulaire au régime de contraintes nouveau.
- **Négativement :**
  - Réactions inflammatoires.
  - Mort cellulaire.
  - Toxicité locale ou générale.

## 2. Définition de quelques termes

### 2.1. La biodégradation

La nature chimique et les propriétés physiques chimiques de la substance et sa surface électrique, ainsi que la libération potentielle de produits cytotoxiques, ont tous un impact sur la réponse cellulaire et l'adaptation à la biocompatibilité [12].

La biodégradation est le processus par lequel les caractéristiques d'un biomatériau sont dégradées par son environnement biologique, ce qui le rend incapable de remplir ses fonctions et le rend dangereux (libération de produits de dégradation. La dégradation peut être de nature électrochimique (corrosion) ou biologique (corrosion bactérienne ou bio corrosion) [13].

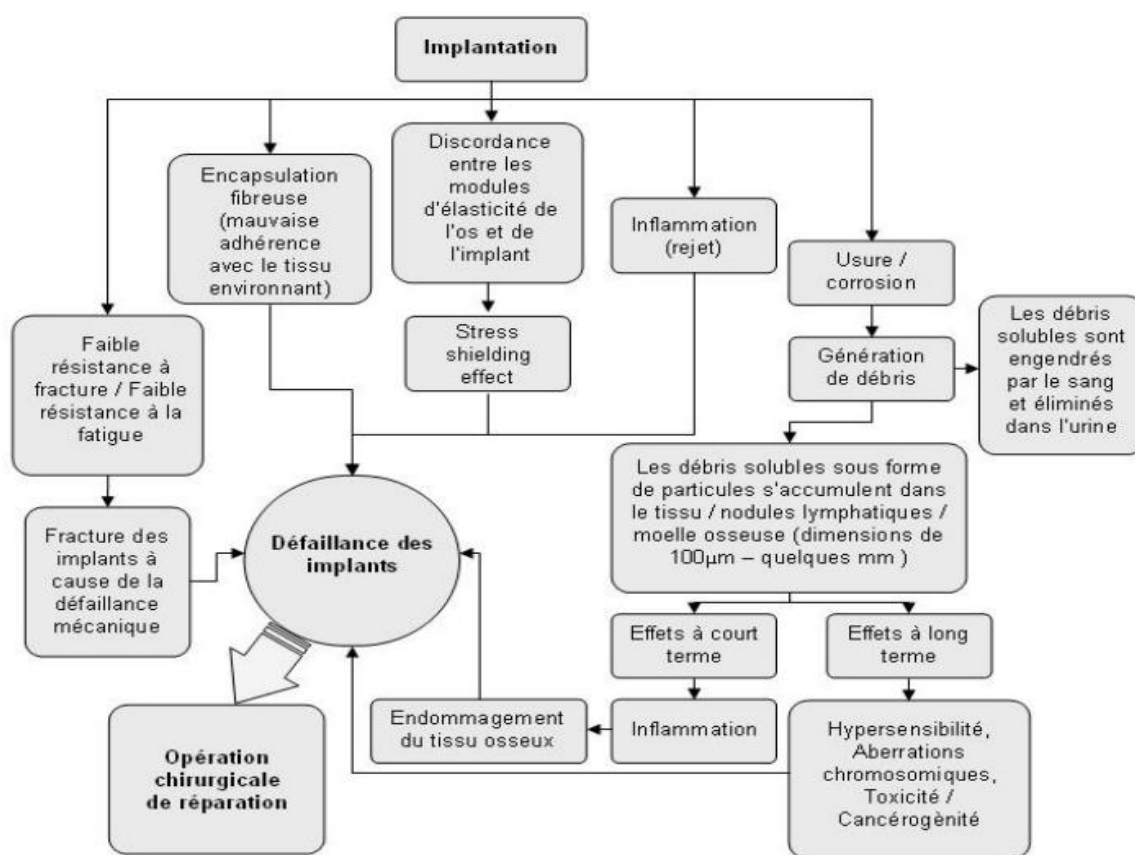
### 2.2. La biocompatibilité

En ce moment, la biocompatibilité des implants est essentielle pour leur utilisation en médecine. C'est la tolérance du matériau au milieu biologique. Elle évalue la réponse du milieu qui reçoit l'information. Aujourd'hui, Elle se définit non seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais aussi comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et l'implant afin que l'un n'ait pas d'effets négatifs sur l'autre [9, 12,14].

Le dictionnaire médical illustré de Dorland définit la biocompatibilité comme étant « ce qui est compatible avec la vie et qui n'a pas d'effet toxique ou préjudiciable aux fonctions biologiques ».

La biocompatibilité ne doit pas devenir pathologique, car elle est une relation d'équilibre entre le tissu et le matériau. La biocompatibilité d'un biomatériau dépend de divers facteurs, tels que le site d'utilisation (en tenant compte du contact des matériaux avec les tissus vivants, la durée d'utilisation...) et les conditions d'utilisation. Ces facteurs ont également un impact sur les caractéristiques intrinsèques du matériau [12].

La figure 2 regroupe les différentes causes de défaillance des implants qui nécessitent une intervention chirurgicale réparatrice.



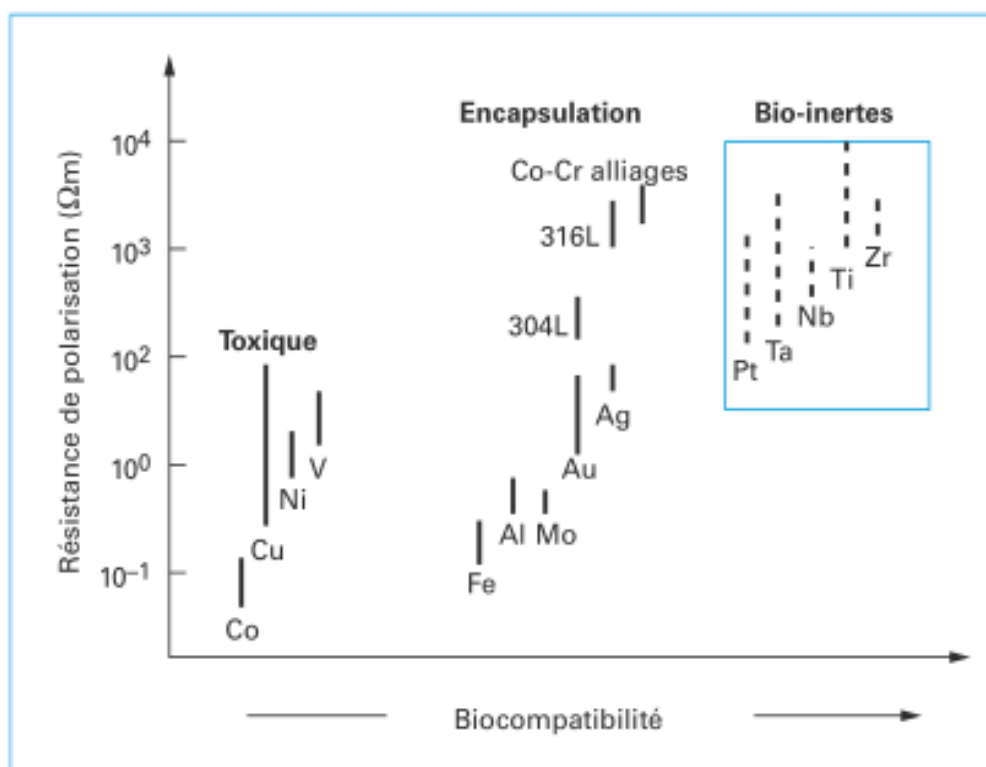
**Figure 2: Différentes raisons de défaillance des implants qui nécessitent une nouvelle intervention chirurgicale [9].**

Les biomatériaux utilisés en orthopédie dentofaciale ont un comportement à double sens : les effets de l'environnement après l'implant, qui doit éviter le rejet de substances toxiques ou cancérigènes dans l'organisme (biocompatibilité chimique) et les effets de la région après

l'implant. L'implant ou la prothèse ne doivent pas provoquer d'infections, d'inflammation ou de rejet, de même que le comportement mécanique du biomatériau dans le milieu) [15].

### 2.2.1. Biocompatibilité chimique

Le terme « biocompatibilité chimique » fait référence au matériau utilisé pour l'implant qui doit être biocompatible. En raison des concentrations en ions de chlorure et en oxygène dissous, le corps humain est un milieu corrosif et agressif. La capacité d'un matériau à résister à la corrosion et à résister aux produits relargés dans le corps est deux facteurs qui contribuent à la caractérisation de sa biocompatibilité chimique. Steinemann a établi une classification en fonction de la toxicité des différents matériaux et alliages utilisés dans les implants. Une étude sur la biocompatibilité et la résistance à la polarisation sert de base à cette classification (figure 3) [15].



**Figure 3: Biocompatibilité des éléments métalliques et de certains alliages [15].**

Trois catégories peuvent être identifiées de cette manière :

– **Le vanadium et le nickel** font partie des éléments dangereux qui produisent des ions, ce qui entraîne une réaction immunitaire telle qu'une allergie, une inflammation, une nécrose

et un rejet. La question de la biocompatibilité du Ni-Ti utilisé pour ses qualités de super élasticité et de mémoire de forme demeure en discussion ;

– **Les substances comme les aciers inoxydables** qui peuvent provoquer une réaction d'encapsulation par le milieu hôte forment une couche fibreuse à l'interface implant/os, isolant ainsi le matériau du milieu vivant. Cependant, le manque de résistance mécanique au cisaillement de cette couche fibreuse peut entraîner des problèmes de stabilité mécanique.

– **la dernière catégorie** (La catégorie la plus intéressante) est celle des métaux compatibles, qui regroupent les candidats potentiels au développement de matériaux à biocompatibilité optimisée. Les métaux compatibles y sont présents en plus du titane, du niobium et du zirconium, qui ont été mis en lumière ces dernières années [15].

### 2.2.2. Biocompatibilité mécanique

Il existe un lien entre la biocompatibilité mécanique et la maintenance de la prothèse. Elle garantit sa pérennité en impliquant la structure prothétique et ses caractéristiques mécaniques. La réussite de la pose d'un implant est étroitement liée au phénomène d'ostéointégration, qui se produit lorsque le tissu osseux s'adapte à la présence d'un implant par l'intermédiaire des mécanismes de remodelage osseux. Les principaux régulateurs du fonctionnement des cellules osseuses sont les facteurs hormonaux, certains facteurs de croissance et les contraintes mécaniques locales. En particulier, de nombreux travaux montrent que l'environnement mécanique de l'interface implant/os joue un rôle important dans le développement du remodelage adaptatif.

Une quantité importante de publications a clairement mis en avant l'importance cruciale de l'environnement mécanique à l'interface implant/tissus osseux et évalué l'importance du stress Shielding sur les mécanismes du remodelage osseux. En effet, le remodelage adaptatif de l'os est le mécanisme qui permet de maintenir en permanence le tissu osseux à un niveau de masse et de minéralisation adapté aux niveaux des contraintes mécaniques qui lui sont imposées.

Étant donné que la géométrie de l'implant est limitée par la géométrie de l'os, l'adaptation du biomatériau nécessite l'adaptation de son module d'élasticité. Ce module doit être aussi proche que possible de l'os cortical (20 à 30 GPa). Pour garantir un transfert homogène de contrainte entre l'implant et l'os. Diverses recherches cliniques ont souligné l'importance de la biocompatibilité mécanique, en particulier un faible module élastique. Il est

également nécessaire de tenir compte de la résistance mécanique des implants. Elle doit être suffisamment élevée pour supporter les chargements cycliques ; les valeurs de 900 à 1 000 MPa sont fréquemment mentionnées.

Par conséquent, être biocompatible signifie que le matériau ne provoque pas de phénomènes locaux dangereux pour la santé du receveur, qu'il ne produit pas de produits de dégradation toxiques ou que ses qualités intrinsèques ne sont pas altérées par les tissus du receveur [9, 14,15].

### **2.3. Moyens actuels d'évaluation de la biocompatibilité**

La prothèse est un « corps étranger » qui ne doit pas non plus être altéré par les fluides du corps ou les mécanismes de protection de l'organisme. Le matériau est supposé être adapté avec le corps si les cellules ne sont pas endommagées par le biomatériau ou par les produits libérés par la corrosion ou le frottement [12].

La biocompatibilité des matériaux et des dispositifs implantables doit être déterminée :

Description de la matière (densité, composition chimique de la surface, porosité, caractéristiques mécaniques, électriques et de dégradation) beaucoup d'essais, d'abord :

- à des tissus, des cellules ou des protéines hors de l'organisme vivant (in vitro).
- puis testé sur des animaux (in vivo).
- Enfin, selon les normes internationales, les essais cliniques humains [11, 16,17].

#### **2.3.1. Tests in vitro (tests initiaux)**

Une première méthode d'évaluation de la biocompatibilité des matériaux utilisés est fournie par les critères AFNOR NF S 91-142 à 146. Il est évident qu'ils sont essentiels. Cela est démontré par des analyses de toxicité génomique et de cytotoxicité exactement codés et employés depuis un certain temps [17].

Ces analyses in vitro examinent le fonctionnement des tissus lorsqu'ils sont en contact avec le produit d'extraction ou de relargage. Les cultures d'ostéoblastes d'os alvéolaire ou spongieux, de fibroblastes de gencive ou de cellules épithéliales de gencive d'origine humaine réagissent au biomatériau ou aux liquides d'extraction à l'aide de tests de cytocompatibilité.

Il est possible d'envisager d'autres tests in vitro, tels que l'analyse de la génotoxicité, afin d'évaluer la transformation des gènes, les changements de composition et la quantité de chromosomes sur des cultures de cellules.

Ils sont utiles pour traiter les composants de la réaction des cellules après que les cellules adhèrent au substrat :

L'anatomie des cellules et de la matrice,

La croissance des cellules,

Les activités matricielles et cellulaires.

Il n'y a pas de méthode pour étudier les effets et les relations potentielles entre l'implant et l'organisme ; Il n'y a aucune preuve qu'un matériau qui satisfait à ces exigences maintient une cohérence suffisante à court, à moyen et à long terme. Le comportement des tissus au contact des implants peut être mesuré au fil du temps in vivo, en particulier pour le tissu osseux qui se remanie.

De plus, il arrive parfois que les réactions observées in vitro soient considérablement différentes de celles observées in vivo. Dans la plupart des cas, les résultats des tests in vitro de corrosion accélérée sont inférieurs à ceux des problèmes de corrosion. Il est bien connu que l'intensité de la corrosion est corrélée à la taille à partir de la superficie de contact.

Finalement, les examens in vitro ne prennent pas en compte le temps, bien qu'il soit nécessaire pour obtenir des résultats cliniquement valides. Par conséquent, les tests in vivo sont cruciaux.

Les examens in vitro sont simples à utiliser par les laboratoires initiés, ils donnent des résultats rapides et moins coûteux et permettent de déterminer isolément les conséquences biologiques de chacun des éléments du matériau. Ils permettent l'élimination de matériaux incompatibles [11, 16,17].

### **2.3.2. Tests in vivo (tests secondaires)**

Il est impossible de simuler in vitro de nombreux processus physiologiques complexes.

Pour cette raison, avant l'essai clinique chez l'homme, l'expérimentation animale in vivo est nécessaire.

Les impacts pathologiques sur les tissus en contact avec l'implant à la fois à l'échelle macro et microscopique sont évalués par les tests d'implantation, de toxicité chronique et de carcinogénéicité. La règle AFNOR NF S 91-153 titulaire « Estimation de l'implant dentaire chez l'animal (sans traitement) » est maintenant en cours d'examen afin de l'approbation. Elle inclut la prise en charge [17].

Malgré que les examens *in vitro* peuvent caractériser le matériau, mais pas le matériel, seules les expérimentations *in vivo* sur des animaux de grande taille permettent de prendre en compte du volume, de la forme, de la matière terminée et de la commercialisation de l'implant. Cependant, cela est important car la surface, la géométrie et la stabilisation d'un implant par rapport au tissu adjacent sont directement liées.

L'état de surface du matériau proposé est également crucial. Personne n'est en désaccord avec l'importance de cet état de surface, à la fois à l'échelle macro et microscopique, et les exigences varient en fonction de la nature du tissu environnant. Rappelons que la surface lisse du titane rend difficile l'apposition osseuse, même s'il est complètement biocompatible.

Ainsi, l'état de surface est crucial. Cependant, les tests *in vitro* conduisent à des résultats diamétralement opposés. Une analyse quantitative et qualitative de l'interface os-implant ne peut être effectuée qu'*in vivo*. La pérennité de l'implant est influencée par la qualité de l'interface.

Les tests *in vivo* permettent d'évaluer le comportement du tissu entourant selon le site anatomique conservé (maxillaire, mandibulaire, tissu osseux ou tissu conjonctif épithélial) et d'ajuster des liens entre la fonction et les réactions cellulaires ou tissulaires péri-implantaires.

De plus, les tests *in vivo* sur des animaux de grande taille permettent d'évaluer la qualité de la coaptation osseuse produite à l'aide de diverses techniques opératoires. La pose d'implants nécessite un matériel ancillaire et il est impossible de les dissocier, malgré le fait que ces techniques chirurgicales ne soient pas homologuées. Il est envisageable de mener des tests non seulement sur les produits, mais aussi sur les nouveaux protocoles de mise en place proposés sur des animaux ayant un volume osseux comparable à celui de l'homme.

Ils permettent principalement de tester l'implant en contact avec le canal buccal en prenant en compte des caractéristiques uniques de la prothèse dentaire.

L'observation *in vivo* à long terme est aussi fascinante pour évaluer le mode d'accumulation-excrétion d'un élément. Par exemple, il semble que le titane (90 % titane, 6 %

aluminium et 4 % vanadium) s'accumule jusqu'à un certain seuil, tandis que l'aluminium (6 %, 6 % et 4 %) semble s'accumuler proportionnellement au temps. Il est crucial de mener une évaluation des structures qui doivent recevoir ces produits (poumons, rate, reins, ganglions lymphatiques, environnement proche de l'implant...). Il est crucial de comprendre les effets de l'accumulation de ces substances étrangères à l'organisme, car le patient parle de plusieurs dizaines d'années.

Finalement, l'observation *in vivo* permet de prendre en compte les circonstances de traitement des implants, qui ont déjà été abordées par la modélisation mathématique en biomécanique.

En résumé, les tests *in vitro* et *in vivo* chez les petits animaux peuvent tester les matériaux, mais seuls les tests *in vivo* chez les gros animaux peuvent tester les implants à partir de la perspective toxicologique, histologique, technique et biomécanique.

Il est important de se rappeler que, bien que critiquée par les médias, ce type d'expérimentation est crucial pour l'évaluation de tous les implants avant l'essai chez l'homme. Les bonnes pratiques de laboratoire établies par le législateur doivent naturellement être respectées au cours de ces essais.

Les examens *in vivo* sont considérablement plus près de la clinique car ils facilitent l'évaluation des conséquences d'une substance sur des structures lointaines de l'organe visé, ce qui rend parfois plus facile d'interpréter les résultats car le lien avec la clinique est souvent plus clair [11, 16,17].

### **2.3.3. Évaluation préclinique**

Les essais cliniques ne sont menés qu'après des évaluations *in vitro* et *in vivo* sur des modèles animaux afin de déterminer la sécurité d'un nouvel implant chez les humains.

Bien que les essais cliniques puissent fournir des informations importantes sur l'efficacité d'un implant biomédical, ils ne serviront pas à tester le biomatériau, mais plutôt le dispositif composé du biomatériau conçu pour une application spécifique. Même après la fin de la période d'observation, les implants dans les essais cliniques sont toujours soumis au suivi expérimental, contrairement aux études sur l'animal *in vivo*.

À mesure que les sujets hôtes de l'implant ne présentent pas de résultats négatifs au fil du temps, la confiance dans la biocompatibilité de l'implant augmente.

Les tests in vitro et in vivo sur les animaux nécessitent des tests précliniques.

Elle a précédé l'introduction des biomatériaux sur le marché et leur utilisation clinique complète.

Il est nécessaire de procéder en conformité avec la loi Huriez (1988) relative à la « protection des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales », et elle est régie par une norme AFNOR NF S-154 qui détermine les sites choisis, le nombre d'implants nécessaires et les centres d'investigation [11, 17,18].

#### **2.4. L'hémocompatibilité**

Le succès d'un implant est fortement influencé par l'hémocompatibilité. La biocompatibilité est la tolérance du corps à l'implant. La tolérance du sang à l'implant est effectivement connue sous le nom d'hémocompatibilité.

Il est important de noter que le sang est parmi les premiers liquides corporels qui entrent en contact avec l'implant. La compatibilité avec le sang est de grande importance dans beaucoup de procédures cliniques, comme par exemple la réparation de vaisseau sanguin, les prothèses vasculaires, les valves cardiaques, etc....

Le problème d'adhésion et d'agrégation plaquettaire en présence d'un « corps étranger » et les risques de déclencher la cascade de la coagulation sont les principaux problèmes de l'hémocompatibilité. La recherche sur l'hémocompatibilité est complexe et ne se limite pas à la coagulation. Elle comprend également les réactions du système immunitaire (anticorps, système de complément, ...), les réactions des cellules et des tissus, en particulier les leucocytes et les lymphocytes du sang [19].

En effet, le contact entre le sang et la surface de l'implant implique des réactions défavorables telles que la thrombose et ils sont potentiellement exposés au risque d'infection suite à une contamination lors de l'acte chirurgical. C'est une réaction de défense immunitaire du corps à une agression ou à la présence d'un « corps étranger » dans l'organisme humain. Le déclenchement de ce système produit l'activation des plaquettes et la formation de fibrine, qui emprisonne les cellules infusées dans le sang et mène à des réactions inflammatoires et/ou thrombotiques. Cette interaction est principalement gérée par l'adsorption des protéines du plasma et le comportement des cellules à la surface des biomatériaux [13].

De plus, des réactions se produisent à l'interface du biomatériau et des tissus environnants afin de reconstruire les tissus touchés par l'implant et d'incarner activement l'implant dans le tissu hôte. Les cellules des tissus hôtes sont affectés par les interactions entre l'implant et l'environnement biologique (comme le liquide corporel et les tissus durs ou mous) et peuvent provoquer diverses irritations (inflammations, allergies) ou au contraire stimuler la régénération des tissus environnants. Ces interactions permettent de différencier trois types de matériaux distincts [8, 12, 20,21].

### **2.5. Les matériaux bio-inertes**

Les composites à base de titane, d'alumine et de zircone sont les principaux matériaux de cette classe car ils s'intègrent dans l'os sans interposition de couche fibreuse et ne subissent aucune modification chimique ou interaction avec les tissus hôtes. Ils sont ostéointégrés, ce qui signifie qu'ils ont une interface fonctionnelle entre le matériau et le tissu où la matrice osseuse s'accroche aux irrégularités de surface du matériau [8,12].

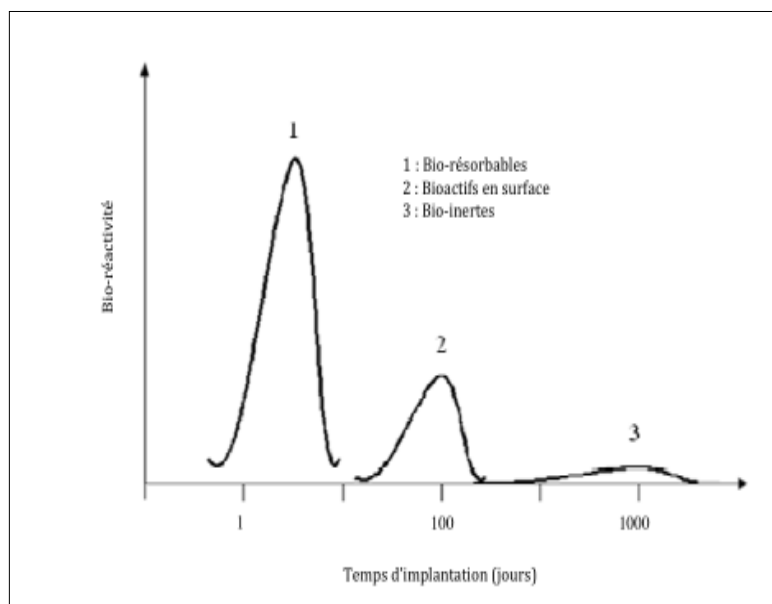
### **2.6. Les matériaux bioactifs**

Sont des matériaux qui permettent des réactions spécifiques à l'interface implant-tissu receveur et réagissent "positivement" à leur environnement biologique. Une interaction intime du biomatériau avec l'organisme est assurée par une interface fonctionnelle et une fixation bioactive. Un os néoformé se forme par des processus physico-chimiques après leur contact, créant une continuité entre le matériau et la matrice osseuse [12,15].

### **2.7. Les matériaux bio-résorbables**

Ils sont chargés de combler les défauts osseux et de réparer les tissus osseux afin de maintenir une fonction mécanique. De plus, ils permettent à la matrice osseuse de grandir jusqu'à une taille critique que l'os ne peut pas combler. Bien que l'implant soit naturellement fixé à la matrice, la vascularisation nécessite une porosité de plusieurs centaines de microns ( $\mu\text{m}$ ). Les carbonates de calcium et les ciments sont des exemples de ces biomatériaux [8].

Les trois types de matériaux sont présentés dans la figure 4 en fonction de la durée de contact biomatériau-tissu.



**Figure 4: La réactivité relative des trois matériaux varie en fonction du temps de contact avec l'os [8].**

Des réactions se produisent à l'interface pendant le premier contact, soit les premières secondes ou minutes entre le biomatériau et les tissus autour de l'implant. De plus, elles peuvent persister pendant plusieurs mois, voire plusieurs années, et causer des dommages cellulaires considérables, tels que la lyse des tissus causée par des pressions mécaniques à l'interface ou la lyse des cellules causée par des ions toxiques libérés par la bio corrosion. Le matériau peut être modifié au cours du temps pendant toute la durée de l'implantation.

Finalement, il est important de garder à l'esprit que les effets à distance peuvent être causés par des particules détachées par des mécanismes tribologiques ou chimiques. Ces particules sont transportées dans tout l'organisme par les fluides corporels. L'implant est mieux toléré s'il n'est pas incorporé dans le tissu hôte de l'organisme [13].

## 2.8. L'ostéo-intégration

Les micromouvements rendent impossible l'intégration d'un implant avec l'os adjacent et d'autres tissus, ce qui entraîne le détachement de l'implant (la structuration d'un tissu fibreux entre la prothèse et l'os, ce qui entraîne le rejet de l'implant).

Avant les études de Bränemark, plusieurs scientifiques ont tenté de développer une connexion en fibres entre la prothèse et l'os. Ils croyaient que ce pseudo-ligament péri-implantaire affecterait l'implant de la même manière que le ligament alvéolo-dentaire.

Pour identifier les caractéristiques appropriées pour que la prothèse osseuse fonctionne correctement, il faut d'abord saisir la signification de l'organisation intime de l'os et les modes de fonctionnement naturels qui permettent sa formation et son fonctionnement dans son état naturel. Pour que l'implant s'intègre correctement à l'os, les matériaux doivent avoir des propriétés de surface appropriées. Le déroulement de l'intégration osseuse est fortement influencé par la chimie de surface, la rugosité et la topographie [9, 20, 21].

Au début des années 1960, le professeur Brånemark de l'université de Göteborg a créé un implant innovant dont la fonction clinique reposait sur une fixation directe à l'os, ce qui a conduit à l'introduction du terme « ostéointégration ». La croyance courante à cette époque était que les implants dentaires étaient toujours entourés d'une capsule fibreuse, car l'ostéointégration n'était pas un phénomène accepté. Ainsi, les implants osseux offrent la meilleure fixation possible après la chirurgie, mais la qualité de la fixation diminue progressivement. Expérimentez avec des animaux dans le laboratoire du professeur. Brånemark a démontré l'opportunité d'établir une telle base en 1977 et a publié le premier rapport clinique.

Malgré les avantages cliniques de l'ancrage direct des implants présentés par l'équipe de Brånemark, les scientifiques n'ont pas été persuadés de l'ostéointégration et de ses intérêts. Les résultats n'ont pas été acceptés principalement en raison d'un problème méthodologique : dans les années 1970, il était impossible de découper un échantillon de manière à ce que les composants osseux, métalliques et fibreux soient intacts.

L'analyse de la liaison entre la prothèse et l'os ne sera possible qu'après cela. Le professeur Schroeder en Suisse a été le premier à montrer l'ostéointégration. Ses activités ne sont pas en relation avec celles de Brånemark. Schroeder a créé une nouvelle technique au milieu des années 1970 pour retirer les os et les implants non décalcifiés sans dissocier la zone d'interface. Pour la première fois, la connexion directe entre l'os et l'implant est démontrée.

Une fixation directe de l'implant sur l'os est appelée ostéointégration. Comme l'a défini Brånemark (1977 ; Schroeder et al, 1976). Elle est caractérisée par un engagement structurel et fonctionnel direct entre la surface de l'implant et l'os viable (Listgarten et al, 1991). Cela résulte directement de la régénération osseuse primaire sur l'implant.

En 1981, Albrektsson et coll. suggèrent un certain nombre de facteurs à contrôler et à influencer pour atteindre l'ostéointégration des implants. Ces facteurs incluent :

- I. La biocompatibilité
- II. Le design
- III. Les conditions de surface de l'implant
- IV. L'état du tissu dans lequel on devait faire l'implantation
- V. La technique chirurgicale d'insertion de l'implant
- VI. Les conditions de charge mécanique appliquées après l'implantation [9,21].

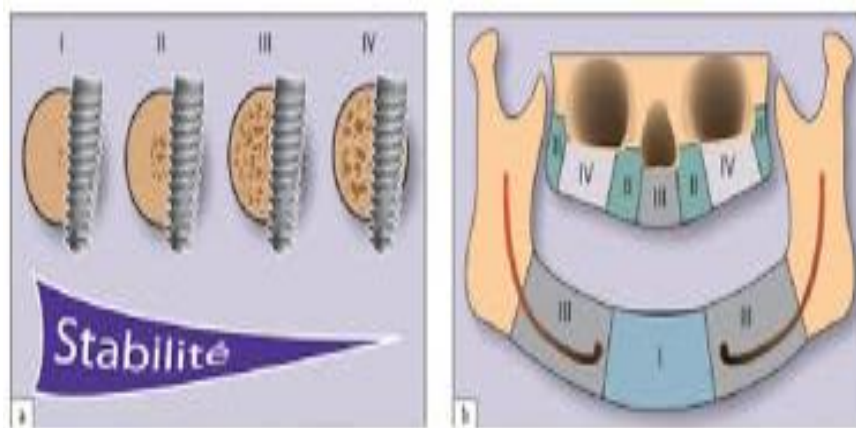
Pour réussir l'ostéointégration de l'implant, tous ces paramètres doivent être contrôlés plus ou moins simultanément [8].

En 1985, Brånemark et al. ont défini l'ostéointégration comme « la liaison directe anatomique et fonctionnelle entre l'os viable remodelé et la surface porteuse de l'implant » [20, 22,23]. Par conséquent, il existe deux étapes dans le processus d'ostéointégration des implants dentaires : la stabilité primaire de l'implant dans l'os (stabilité mécanique) et la stabilité secondaire (stabilité biologique après remodelage osseux).

### **2.8.1. La stabilisation primaire (stabilité mécanique)**

Certaines parties de la surface de la prothèse sont directement en relation avec le tissu osseux une fois qu'il est inséré dans la mâchoire. L'implant est fixé mécaniquement au site préparé lors du processus de stabilisation primaire ou mécanique. La qualité de l'os et son volume disponible (figure. 5), la technique chirurgicale (préparation du site implantaire) et la morphologie de l'implant, en particulier dans les os de faible densité, déterminent principalement cela.

En fait, cette stabilité principale est essentielle à l'ostéointégration. Il est principalement obtenu par la partie de l'implant qui est en contact avec la plateforme osseuse corticale. L'ancrage primaire est meilleur pour l'os cortical que pour l'os spongieux. La stabilité primaire est plus difficile à atteindre car le cortex externe du maxillaire est généralement plus fin. Cependant, une préparation inadéquate peut encore être utilisée dans les os clairsemés.



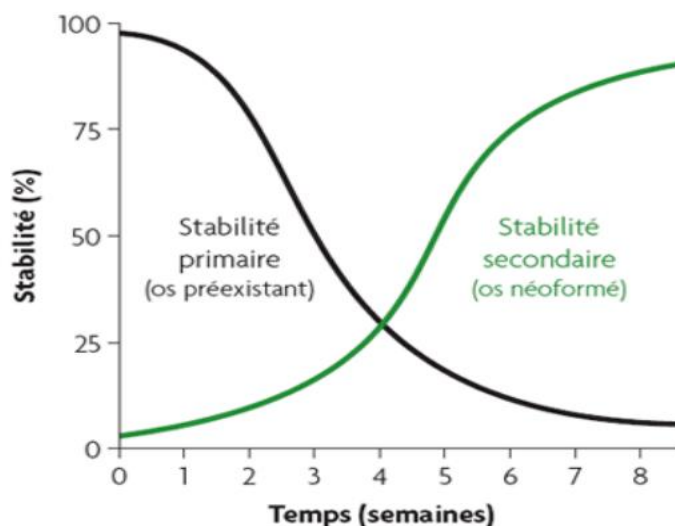
**Figure 5: Stabilité primaire et qualité osseuse. a : La stabilité primaire dans divers types d'os. b : Distribution de l'os selon les régions [23].**

### 2.8.2. La stabilité secondaire (stabilité biologique)

Pendant le mécanisme de guérison, l'os est modifié, créant de nouvelles zones de contact avec la surface de l'implant. Le terme « stabilité secondaire » ou biologique est utilisé pour décrire ce nouveau contact osseux. Un signe de stabilisation secondaire est la formation d'une bio adhésion entre le tissu osseux et l'implant.

L'os est remodelé au cours du processus de cicatrisation et crée de nouvelles zones de contact avec la surface de l'implant. La stabilité biologique ou stabilité secondaire est le terme utilisé pour décrire ce nouveau contact osseux. Une caractéristique de la stabilisation secondaire est la formation d'une bio adhésion entre le tissu osseux et l'implant (figure. 6).

Si l'os spongieux faiblement trabécularisé a plus de difficulté à assurer sa stabilité primaire, la réponse ostéointégrative conduisant à une stabilité secondaire est plus rapide que dans l'os dense fortement corticalisé.



**Figure 6: Diagramme de la baisse progressive de l'ancrage principal (mécanique) [23].**

### 2.9. Biofonctionnalité

Elle évalue la capacité du matériau à effectuer la tâche demandée. Elle démontre l'efficacité et l'intégration biologique du matériau et dépend des caractéristiques physico-chimiques du biomatériau [24].

## 3. Les exigences (propriétés) d'un biomatériau

La durée de vie augmente, mais la qualité de nos tissus diminue avec l'âge et le recours aux prothèses devient de plus en plus courant. De nos jours, l'implantation d'une prothèse est une chose courante, mais il est important qu'elle soit soutenue par le patient et qu'elle ne change pas avec le temps. Afin de trouver le matériau adapté à chaque type de prothèse, un cahier des charges précis doit être établi.

Ce matériau est soumis à des contraintes mécaniques (des millions d'ouvertures et de fermetures de valvules cardiaques, l'opposition d'une jointure de la hanche à des charges démontrant entre trois et dix fois le poids du corps, en fonction du type de mouvement, etc.) et chimiques et biochimiques [25].

En effet, si la prothèse est un implant dentaire ou une prothèse de hanche, les spécifications seront très différentes en raison de l'environnement d'implantation et des performances requises. Par conséquent, les propriétés requises pour implémenter sont du type:

### 3.1. Chimiques

Il présente une résistance à la corrosion, une inertie chimique envers l'environnement (en particulier le milieu salivaire des implants dentaires) et une biocompatibilité. Ces caractéristiques doivent être contrôlées afin de garantir l'intégrité du matériau. En raison de la concentration d'ions chlorure et d'oxygène dissous, le corps humain est un environnement agressif et corrosif. La situation est encore plus grave pour les implants dentaires car le milieu salivaire contient plus de produits soufrés, ce qui le rend plus corrosif.

La libération d'ions métalliques incompatibles dans le corps peut être causée par une mauvaise résistance à la corrosion des implants dans les fluides corporels humains. Les réactions allergiques ou toxiques sont principalement causées par ces ions. L'affaiblissement de l'implant est causé par une faible résistance à l'usure, et la principale cause de réaction dans les tissus dans lesquels ils se déposent sont les débris d'usure. Le temps de vie d'un matériau est influencé par son opposition à l'usure. Par conséquent, le développement d'implants qui offrent une excellente résistance à l'érosion et à l'usure est essentiel pour garantir que l'implant dure longtemps dans les systèmes biologiques humains [9,25].

### 3.2. Biologiques

L'amélioration de la reconstitution des tissus (biocompatibilité, ostéointégration) favorise l'implantation. Lorsque l'organisme reconnaît la prothèse comme un corps étranger, il faut des inflammations et des phénomènes d'encapsulation [25].

### 3.3. Physiques et mécaniques

La compréhension des propriétés mécaniques des biomatériaux est essentielle pour les prothèses osseuses. Vous devez comprendre les contraintes mécaniques et les déformations des biomatériaux, qui sont liées à la structure et à la composition de ces matériaux. Les contraintes appliquées aux biomatériaux peuvent être statiques ou dynamiques [13].

Le type de matériau choisi pour une application particulière est directement affecté par ses propriétés mécaniques. Les caractéristiques les plus importantes comprennent le sujet de Young, la capacité à résister à la traction, la dureté et l'allongement. La résistance à la fatigue, une qualité qui définit la réussite à long terme des implants soumis à des contraintes répétées, détermine comment le matériau réagit aux charges cycliques. Une incompatibilité

biomécanique se produit lorsque l'implant se fracture en raison d'une résistance mécanique insuffisante ou de différences de caractéristiques mécaniques entre la prothèse et l'os.

Le matériau qui remplace l'os doit avoir des propriétés mécaniques similaires aux propriétés de l'os afin d'autoriser l'échange de limitations entre l'implant et l'os. En fait, la densité osseuse est d'environ 0,8 à 1,0 g/cm<sup>3</sup> et le module d'Young est d'environ 20 à 30 GPa, selon le genre d'os et l'orientation dans laquelle l'évaluation est effectuée. Si le sujet d'Young n'est pas assez distinct, l'échange de contrainte entre l'implant et l'os sera médiocre.

L'effet de fixation de l'implant est affaibli parce qu'un matériau plus rigide que l'os empêche la transmission des contraintes mécaniques aux os adjacents. « L'effet de protection contre le stress » est le terme utilisé pour décrire cette incompatibilité biomécanique qui entraîne la perte de cellules osseuses [9, 15,25].

---

# **Chapitre II**

## **Les tissus calcifiés**

---

## **Introduction**

Les caractéristiques physiques, chimiques et mécaniques des tissus durs doivent être examinées afin de déterminer les variables quantitatives requis pour fabriquer des implants. L'étude des tissus biologiques calcifiés est essentielle au développement de matériaux et de techniques pour réparer ces tissus [9].

Pour comprendre l'ostéointégration, il est nécessaire d'étudier les principaux acteurs du tissu osseux d'un point de vue macro et micro, notamment les spécificités de l'implantologie buccale du maxillaire et de la mandibule [26].

## **1. Les tissus osseux**

### **1.1. Histologique et anatomie des os maxillaires**

#### **1.1.1. L'os alvéolaire**

Les os de l'alvéole ou le processus alvéolaire est le développement des os maxillaires et mandibulaires (os basaux). L'os alvéolaire est un os qui soutient l'alvéole et qui forme l'enveloppe externe de la dent. Avec la dent, l'os alvéolaire se développe, vit et meurt. La crête osseuse est située à un niveau inférieur et suit le col de la dent et la saillie de la racine de manière harmonieuse et festonnée, similaire à la gencive marginale. La plateforme osseuse peut parfois être extrêmement fine, notamment le vestibule, ou elle peut même être désossée, ce qui entraîne une déhiscence ou une fenestration. Une balance précise entre la fixation osseuse et la résorption, régulée par les facteurs locaux et globales, maintient l'instabilité physiologique de l'os.

L'os est composé de la plaque vestibulaire externe, la plaque linguale interne et la zone entre les deux racines dentaires sont appelées septum (ou septum radiculaire entre plusieurs racines).

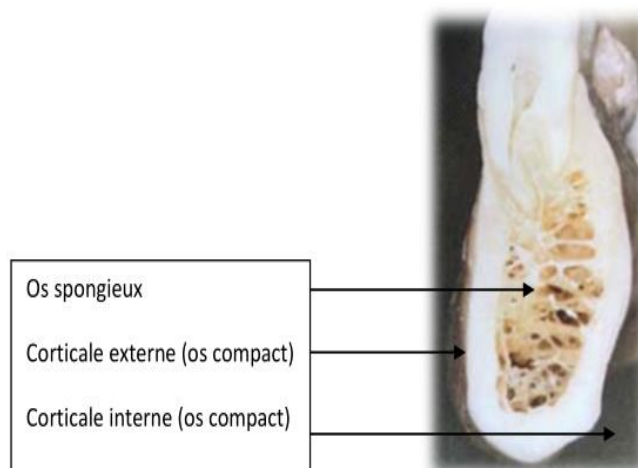
Ainsi, au niveau de l'os alvéolaire, il y a deux corticales distinctes :

- Corticale interne : paroi alvéolaire ou plaque cribreuse : tapisse la cavité alvéolaire qui abrite la racine de la dent, qui est l'alvéolaire elle-même.

La dent et son tissu parodontal sont innervés grâce à la vascularisation et à l'ouverture de la corticale alvéolaire interne, qui permet le passage de nombreux éléments neuronaux vasculaires. Le parodonte possède une structure fibreuse car les fibres exogènes y sont

profondément ancrées. En conséquence, une bande osseuse qui contient les fibres Sharpie entoure la plupart de la surface radiculaire.

- **Corticale externe** : Surface du cortex périphérique de la mandibule ou du maxillaire. La mandibule est plus fine que le maxillaire. Son épaisseur augmente de la ligne médiane aux molaires, où elle est la plus importante, et est plus épaisse au niveau lingual que buccal [26,27].
- L'os spongieux se trouve entre les deux (figure 7).



**Figure 7: Coupe de la mandibule [26].**

Pour mieux comprendre l'évolution de l'interface os/implant, il est utile de revenir sur la structure des tissus calcifiés et les spécificités des implants dentaires. Deux tissus calcifiés plus ou moins minéralisés sont présents dans le corps humain : le tissu osseux et les dents, qui sont des matériaux composites organiques céramiques aux microstructures très complexes [9].

L'appareil manducateur de l'homme est composé de deux parties : fixe : le maxillaire, et un mobile : la mandibule.

### 1.1.2. Le maxillaire

Même les os du visage ; ils constituent la majorité des bosses du visage. Ils forment les os de la mâchoire supérieure. Leur forme pyramidale triangulaire présente des sommets latéraux tronqués où ils se connectent à tous les autres os du visage. En communiquant les uns avec les autres.

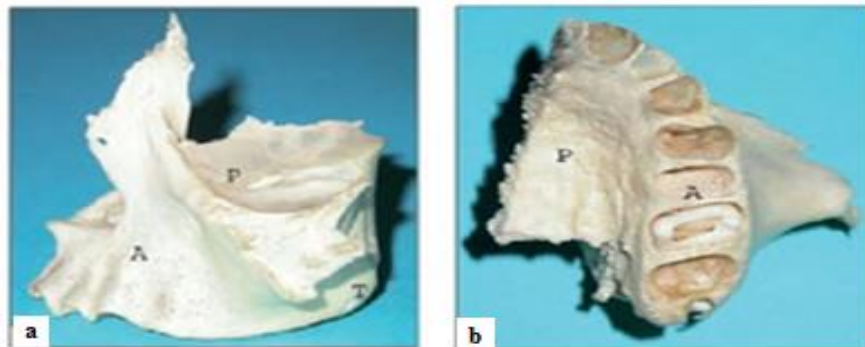
Chaque os maxillaire possède une cavité, le sinus maxillaire. Sa face externe définit la cavité nasale, sa face inférieure limite l'orbite et sa face supérieure limite la cavité buccale, formant l'arcade dentaire supérieure [24, 26, 28].

Deux bourgeons maxillaires (qui sont également responsables de la formation du segment latérale de la lèvre supérieure et des dents, sauf les incisives) sont insérés entre eux pour former la section principale des incisives et de la lèvre. Il subira une ossification enchondrale [24].

### **I. Description anatomique du maxillaire**

Une partie du squelette en forme de pyramidale avec un point latéral brisé est connu sous le nom d'os maxillaire :

- Trois faces : la face supérieure orbitaire (figure 8.a), qui participe à la formation du plancher orbital (P), la partie antérieure ou jugale du maxillaire et la face postérieure occupée par la tubérosité du maxillaire. Les alvéoles des dents maxillaires marquent le processus alvéolaire (A) (figure 8.a et b).



---

**Figure 8: Anatomie du maxillaire : a : vue latérale. b : vue inférieure [24].**

---

- Une base qui sert de paroi latérale des orifices nasals. Le hiatus maxillaire (H) traverse la cavité nasale et le sinus maxillaire (figure 9).



**Figure 9: Vue interne d'un os maxillaire gauche [24].**

- Un sommet externe tronqué. Le processus frontal (F) du maxillaire limite latéralement la cavité nasale (figure 10).



**Figure 10: Vue antérieure d'un os maxillaire gauche [24].**

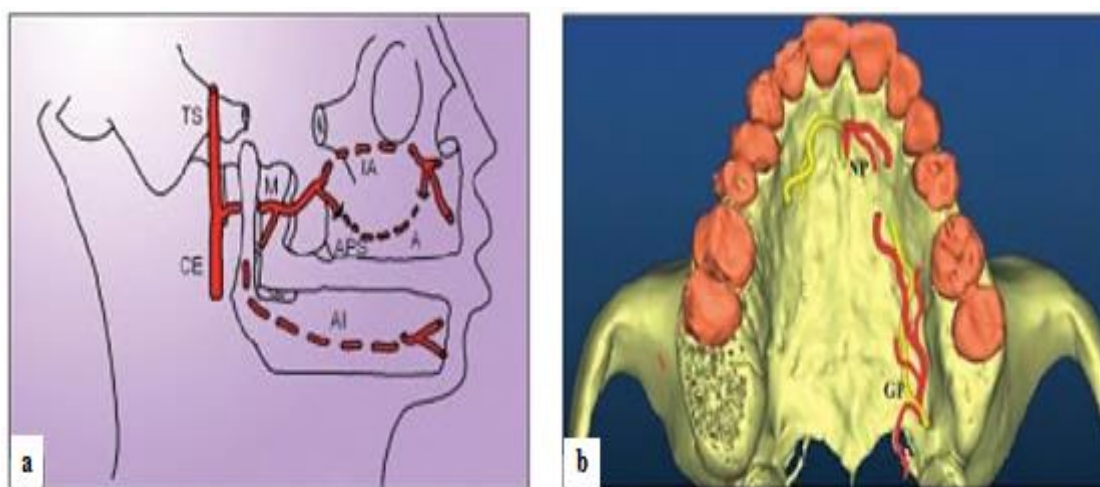
## II. Vascularisation du maxillaire

Les deux branches terminales de l'artère carotide externe (CE) sont l'artère temporale superficielle (TS) et l'artère maxillaire (M). Certaines des branches du maxillaire influencent la vascularisation (figure 11.a) :

- L'artère infra orbitaire (IA) est responsable de la vascularisation des dents antérieures, de la face antérieure du maxillaire et de la face supérieure orbitaire.
- L'artère alvéolaire postérieure et supérieure (APS) garanti la vascularisation des dents postérieures et de la face postérieure du maxillaire.
- L'artère infra-orbitaire (IA) et l'artère alvéolaire postérieure et supérieure (APS) se trouvent généralement entre la muqueuse du sinus et la paroi antérolatérale du sinus maxillaire anastome). Cette artère circule dans la paroi antérolatérale, ce qui peut

constituer un obstacle anatomique lors d'un protocole de soulèvement par abord latéral de la membrane sinusienne (figure 11.a).

- La vascularisation de la partie postérieure de la muqueuse palatine est assurée par l'artère grande palatine (GP), une branche de l'artère palatine descendante (figure 11.b).
- L'artère naso-palatine (NP), qui est une branche de l'artère sphéno-palatine, fournit une vascularisation à la partie antérieure de la muqueuse palatine. L'artère naso-palatine s'anastomose avec l'artère grande palatine (figure 11.b).



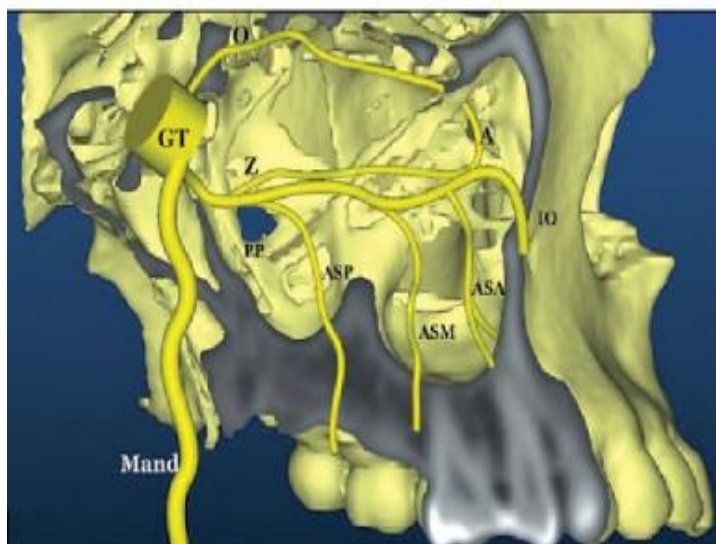
**Figure 11: Vascularisation du maxillaire supérieur. a : schéma d'une vue latérale de la face. b : image 3D de vascularisation et innervation palatines [24].**

### III. Innervation de maxillaire

L'innervation du maxillaire est effectuée par le nerf central, le deuxième nerf trijumeau, le nerf sensitif de la face. Le nerf maxillaire est formé par le ganglion trigéminal (GT) du nerf trijumeau. Il traverse un foramen ovale creusé dans la grande aile du sphénoïde à la base du crâne. Il fournit dans la fosse de ptérygo-palati:

- Le nerf zygomatique (Z) s'anastomose avec le nerf lacrymal (A) du nerf ophtalmique au niveau de la paroi latérale de l'orbite pour donner des rameaux sensitifs à la peau de la pommette (figure 12).
- Le nerf ptérygo-palatin (PP) est responsable de la formation des nerfs palatins, qui s'engagent dans le canal grand palatin pour garantir l'ingestion sensorielle du voile du palais et de la partie postérieure du palais dur.

- Pour assurer une innervation sensible des molaires maxillaires, les rameaux alvéolaires supérieurs et postérieurs (ASP) cheminent vers le bas, appliqués contre la tubérosité maxillaire, pénètrent dans des canaux creusés dans l'os (figure 12).



**Figure 12: Innervation du maxillaire : vue latérale d'une image 3D [23]**

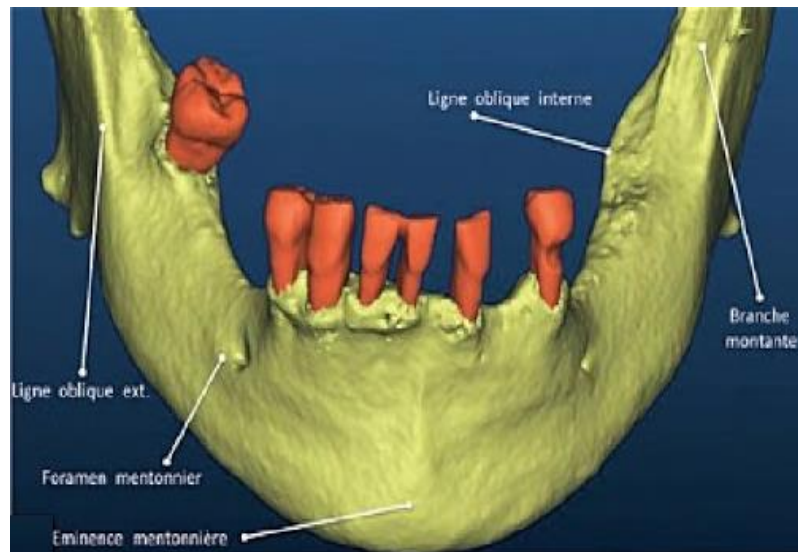
Ensuite, le canal infraorbitaire est utilisé par le nerf maxillaire pour produire :

- le rameau alvéolaire supérieur et moyen (ASM), qui descend dans la paroi latérale du sinus maxillaire ;
- le rameaux alvéolaires supérieurs et antérieurs (ASA), qui se détachent du nerf à l'extrémité du canal infra-orbitaire et courent dans la paroi antérieure du sinus maxillaire pour assurer l'innervation sensitive des dents antérieures maxillaires,
- la partie terminale du nerf maxillaire, appelée nerf infra-orbitaire (IO), traverse le foramen infra-orbitaire et produit des rameaux sensitifs pour la joue, le nez, la lèvre supérieure et la paupière inférieure [24].

### **1.1.3. La mandibule**

Les os sous-jacents du visage sont constitués exclusivement par cet os central et symétrique étrange (figure. 13. a et b). De toute la masse craniofaciale, c'est le seul os mobile. Le nerf alvéolaire inférieur, qui est en contact avec l'endocortex juste en dessous de la racine dentaire, assure l'innervation sensorielle de la mandibule et des dents mandibulaires. Le corps

du squelette est horizontal de chaque côté, avec deux branches (ou branches) verticale (figure. 13. a et b) [24, 26,28].



**Figure 13: Anatomie de la mandibule : vue antérieure d'une image 3D de la mandibule avec ses différents repères [24].**

### I. Description anatomique

La mandibule est constituée de deux rameaux.

Le corps est en forme de fer à cheval, courbé et s'ouvre vers l'arrière. Il expose (figure 13):

- **Deux faces :**
  - La structure de la symphyse mentonnière est convexe et antérieure, présentant un relief à l'antérieur et au médian. Le nerf mentonnier provient du foramen mentonnier latéral, qui est à mi-hauteur de la mandibule en regard des dents prémolaires.
  - Une partie postérieure, inclinée vers le bas, avec des reliefs sur les épines mandibulaires supérieures et inférieures. Les muscles génio-glosses et génio-hyoidiens sont insérés par les épines supérieures et inférieures.
- **Deux bords :**
  - Supérieur, avec des alvéoles creusés qui accueillent les dents mandibulaires.
  - Inférieur, corticalisé et très épais.

De toutes parts de la partie supérieure du corps se détachent des branches. L'entrée du canal mandibulaire se trouve sur leur face interne. Le pédicule vasculo-nerveux alvéolaire inférieur traverse ce canal et permet le passage aux nerfs et vaisseaux dentaires inférieurs.

La face externe des branches donne insertion au muscle masséter.

Deux saillies osseuses ornent leur bord supérieur. Le muscle temporal est inséré en avant dans le processus coronoïde. Le processus condyloïde s'articule avec l'os temporal et intègre le muscle ptérygoidien latéral. Ils sont séparés par une incisure mandibulaire.

## **II. Vascularisation de mandibule**

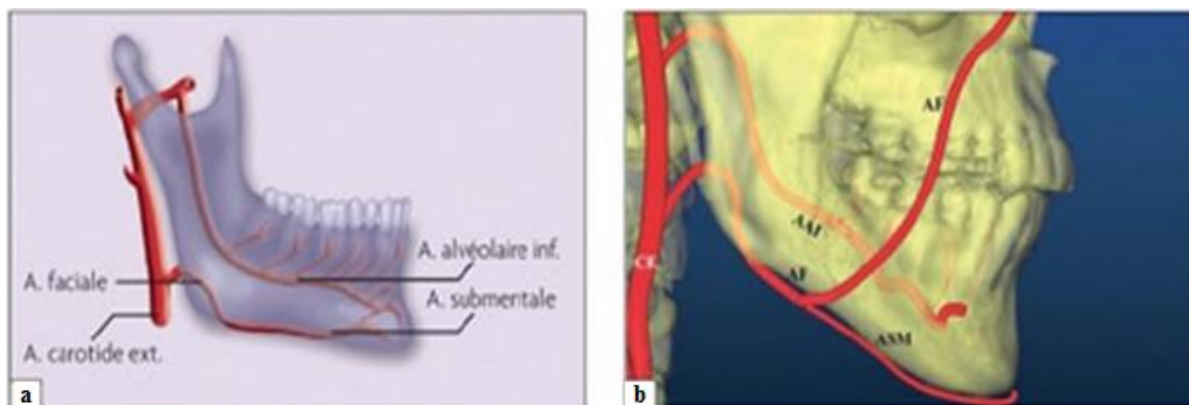
Un système périoste en extérieur et un système entre les os interne vascularisés la mandibule (figure 14. a et b).

**-Le réseau vasculaire externe** : se compose de :

- En traversant la face médiale, l'artère faciale (AF) se dirige vers la région submandibulaire puis au niveau du bord supérieur de la glande submandibulaire (figure 14.b).
- La sphère submentale (ASM), qui vient d'une artère faciale, se déplace en avant et pénètre dans la région antérieure de la face inférieure de la mandibule.

Au cours d'un acte implantaire, elle peut être lésée lors d'une perforation de la corticale inférieure de la mandibule, ce qui peut provoquer un hématome cervical.

- L'artère sublinguale, qui se développe de l'artère linguale jusqu'à la corticale postérieure de la symphyse. En cas de perforation de cette corticale, cette artère peut être blessée.
- Les artères massétérique et ptérygoïdienne, branches de l'artère maxillaire, ainsi que les artères mylo-hyoïdienne, branches de l'artère alvéolaire inférieure (figure 14.a et .b).



**Figure 14: Vascularisation de la mandibule : a et b: Schéma et vue 3D de la face externe de la mandibule avec différents vaisseaux [24].**

**-Le réseau vasculaire interne :** dépend de l'artère alvéolaire inférieure (AAI), une branche de l'artère maxillaire ; il pénètre dans le canal mandibulaire en arrière de la lingual mandibulaire. Le nerf alvéolaire inférieur est au-dessus de l'artère. En cas d'effraction du toit du foramen mandibulaire, la lésion du nerf est généralement considérée comme précédée d'un saignement.

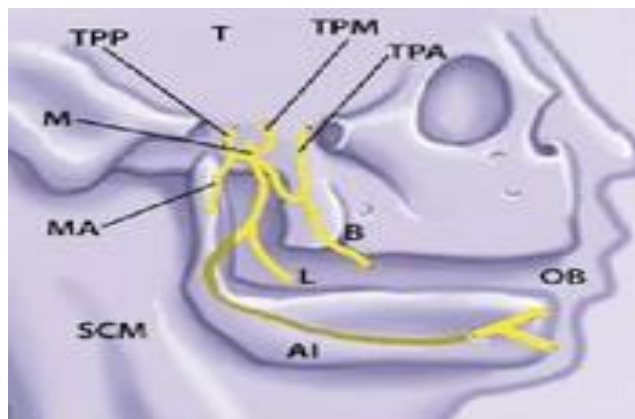
Des rameaux conçus pour chaque point d'appui dentaire se détachent de l'artère alvéolaire inférieure. Les deux rameaux terminaux de l'artère sont les suivants : une artère incisive qui se dirige vers la mandibule et crée des branches pour les canines et les incisives inférieures, et une artère mentonnière qui sort du foramen mentonnier et s'anastomose avec l'artère submentale.

### III. Innervation de la mandibule

Le nerf alvéolaire inférieur garantit une innervation sensible de la mandibule et des dents mandibulaires (figure 15). C'est une branche du nerf mandibulaire. Ce dernier pénètre dans la fosse infra-temporale après avoir traversé le foramen ovale à travers la base du crâne et donne notamment :

- Il existe trois nerfs moteurs pour le muscle temporal (T) arrière en avant : le nerf temporal profond postérieur (TPP), qui provient du nerf temporo-massétérique ; le nerf temporal profond moyen (TPM) ; et le nerf temporal profond antérieur (TPA), qui provient du nerf temporo-buccal avec le nerf buccal.
- Deux rameaux terminaux sont également présents : le nerf lingual (L), qui se trouve appliqué sur la face interne de la mandibule dans la région molaire, et le nerf

alvéolaire inférieur (AI), qui pénètre dans le canal mandibulaire (figure 15). Généralement, ce canal se trouve sous les racines dentaires, au contact de la corticale interne.



---

**Figure 15: Innervation de la mandibule : (SCM) : le muscle sterno-cléido-mastoidien (MA) : le nerf massétique qui innerve le muscle masséter. (M) : le nerf maxillaire. (OB) : le muscle orbiculaire de la bouche [24].**

---

### 1.2. Organisation des tissus osseux

Le tissu osseux protège les organes internes et la moelle osseuse, sert de support mécanique important pour les os et répond aux contraintes et déformations en remodelant le tissu osseux (il permet les mouvements, au cours desquels les forces générées par la contraction musculaire se transmettent d'une partie du corps à l'autre). Les muscles et la peau sont soutenus par le squelette osseux, tandis que le relief osseux offre une protection en cas de traumatisme.

En plus de leur rôle biomécanique essentiel, les os sont solides, résistants et parfois élastiques. Cela lui permet de résister à la gravité, aux contraintes mécaniques extérieures et aux forces de contraction musculaire. Il maintient les sels minéraux métabolisés, en particulier le calcium, et contrôle la composition du liquide extracellulaire.

En résumé, l'os a trois fonctions [28,29] :

- Une fonction mécanique.
- Une fonction squelettique de protection.
- Une fonction métabolique.

Les propriétés mécaniques et biologiques de l'os sont uniques car il est un tissu conjonctif rigide qui peut cicatriser sans laisser de cicatrice et s'adapter aux charges en modifiant sa structure [9].

### **1.2.1. Echelle microscopique de tissu osseux**

Le tissu osseux est organisé à plusieurs niveaux. Les principales composantes de l'os sont les suivantes : La matrice, qui est généralement appelée collagène, est composée de microfibrilles, de phosphate de calcium (69 %) et d'eau (9 %). Le pourcentage est un élément de mesure. De plus, d'autres composés organiques tels que les polysaccharides, les lipides et les protéines sont présents dans des quantités plus faibles.

L'os mature, composé de couches osseuses superposées (de 3 à 7 microns d'épaisseur), est également appelé os lamellaire. Des rangées de cellules osseuses dans leurs ostéoclastes séparent ces lamelles les unes des autres.

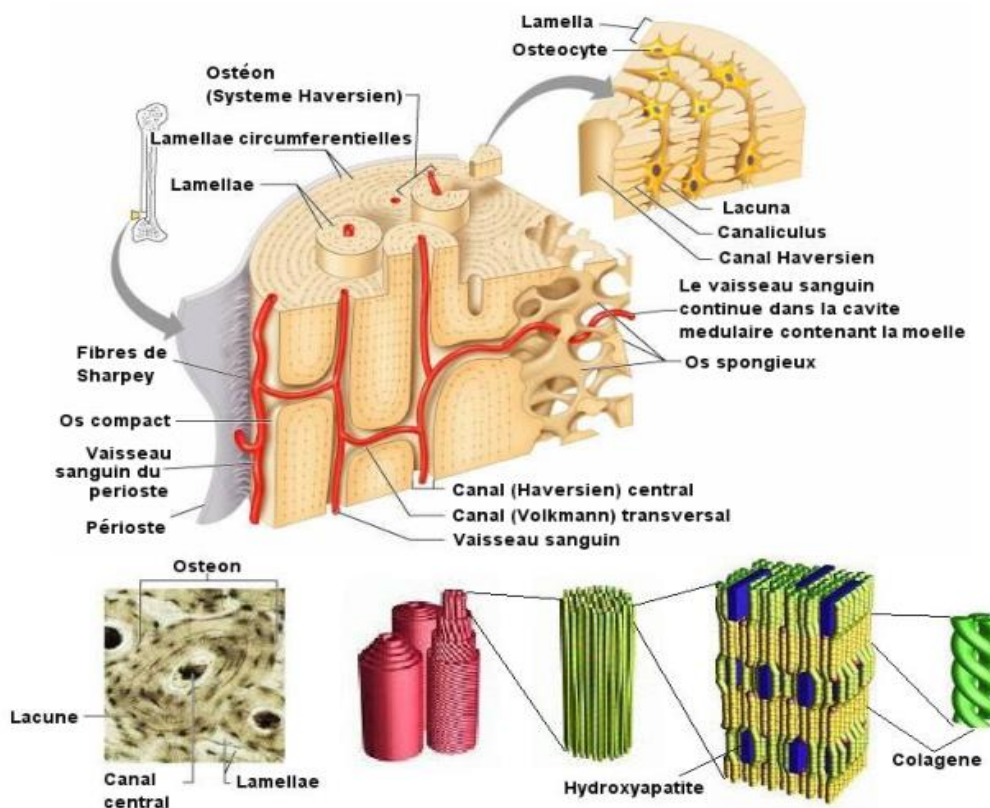
La moelle osseuse est incluse dans les fibres de collagène du tissu osseux mature. Les amas de fibres de collagène ont un diamètre de 100 à 2000 nm et sont difficiles à observer.

L'os est rigide grâce au L'hydroxyapatite cristalline qui est une forme de phosphate de calcium et/ou amorphe. Les cristallites d'hydroxyapatite, qui sont disponibles en forme de petits bâtonnets ou de plaquettes, mesurent de 40 à 60 nanomètres de longueur, 20 nanomètres de largeur et 1,5 à 5 nanomètres d'épaisseur. Ils sont préparés de manière parallèle aux filaments de collagène en fonction de leur axe [9, 30,31].

Les étapes de hiérarchie de l'organisation structurelle de l'os humain compact (lamellaire) sont illustrées à la figure 16.

Les ostéons cylindriques sont présents dans une section d'un os compact. Un ostéon (de diamètre de 200 à 300  $\mu\text{m}$ ) est formé par une section d'environ 4 à 20 lobes disposés autour du canal Haversien en anneaux concentriques.

Le canal de Havers est plus ou moins ouvert (un diamètre moyen de 50  $\mu\text{m}$ ). Sa direction est proche de l'axe de la diaphyse. Des canaux transversaux de Volkmann contenant des vaisseaux sanguins les relient les uns aux autres.



**Figure 16: L'organisation interne de l'os à plusieurs niveaux hiérarchiques [9].**

Plusieurs facteurs, soit extrinsèques (direction et taux de charge appliquée) soit intrinsèques (forme du fragment osseux et propriétés de la matrice minéralisée), déterminent la résistance de l'os cortical (figure 16) [9].

### 1.2.2. Echelle macroscopique de tissu osseux

L'os cortical (compact) et l'os spongieux médullaire ou trabéculaire sont deux catégories de tissu osseux mature avec des structures tridimensionnelles différentes, ce qui explique leurs caractéristiques mécaniques distinctes.

#### A. L'os cortical mature

L'os cortical est dense et microporosé (avec des pores de 1 à 10  $\mu\text{m}$ ) et contient des lamelles concentriques (ostéons, système haversien), interstitielles et parallèles. Un canal connu sous le nom de canal de Havers est situé au centre de chaque ostéon. Les capillaires

sanguins et les fibres nerveuses amyéliniques circulent dans ce canal. Un schéma de l'os cortical est représenté à la figure 16.

Ces fibres nerveuses sont à la fois touchantes et végétatives. Les informations nociceptives (responsables de la perception de la douleur) et les forces de tension mécaniques exercées sur l'os peuvent être transmises par les fibres nerveuses sensibles. Les douleurs intenses accompagnant les métastases osseuses sont en partie causées par la riche innervation sensitive de l'os. Les informations neurovégétatives qui aident à remodeler les os et à contrôler la douleur sont transmises aux fibres nerveuses du système nerveux autonome, également connu sous le nom de système neurovégétatif. Des ostéoblastes expriment les récepteurs des neurotransmetteurs dont le système nerveux autonome influence le remodelage osseux, selon des recherches récentes. De la résorption partielle des ostéons, les ostéons incomplets sont séparés. Les lamelles osseuses interstitielles constituent ces ostéons incomplets.

De plus, les canaux de Volkman relient les ostéons les uns aux autres et à la surface de l'os. Ceux-ci répartissent les forces de pression et assurent le soutien mécanique et la protection du squelette. Les os courts (vertèbres), les tables internes et externes des os plats (crâne, sternum) et la diaphyse et l'épiphyse des os longs (tibia, fémur) sont entourés d'un tissu osseux compact. La résistance de l'os cortical est influencée par les paramètres extrinsèques (direction et vitesse d'application des contraintes exercées) et intrinsèques (géométrie de la pièce osseuse et propriétés de la matrice minéralisée) [9, 31, 32,33].

### **B. L'os spongieux mature**

Il est constitué d'un ensemble de sections et de plaques osseuses qui occupent différents espaces libres. Néanmoins, sa structure est de nature macroporeuse (pores mesurant de 200 à 400  $\mu\text{m}$ ), ce qui lui confère une variété de caractéristiques structurelles et fonctionnelles, telles qu'une grande surface d'échange avec les fluides (ces cavités contiennent des vaisseaux et de la moelle osseuse rouge). Le tissu mou de l'os spongieux est de 70 %, principalement de la moelle osseuse, tandis que l'os cortical est minéralisé à 95 % et 10 à 20 fois plus rigide que l'os spongieux, ce qui permet un meilleur ancrage des implants. Un schéma de l'os spongieux est représenté à la figure 16.

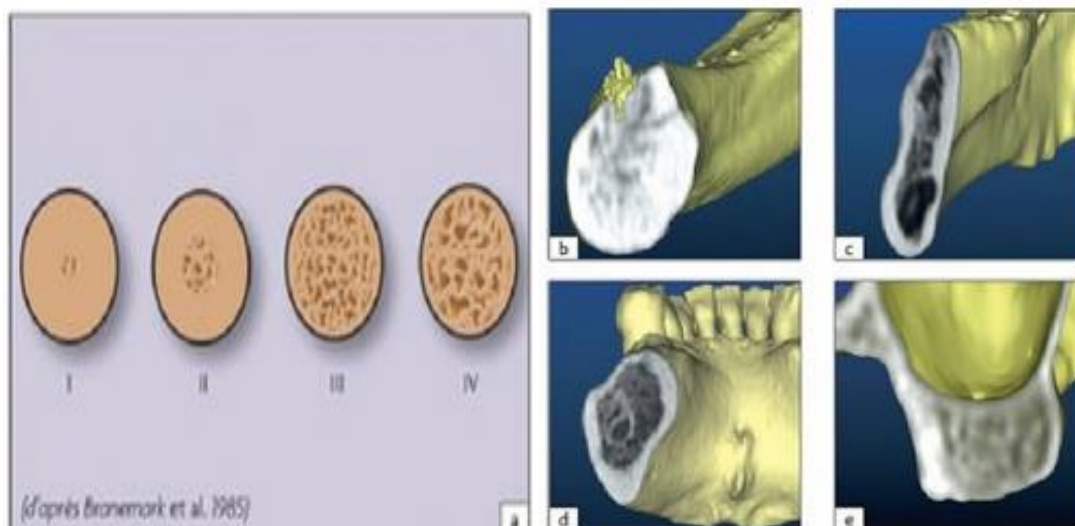
Le tissu osseux spongieux forme le diploé des os plats et courts. Il peut également être trouvé dans l'épiphyse des os longs. Les diagnostics hématologiques basés sur des ponctions ou des biopsies effectuées au niveau du sternum ou de la crête iliaque sont justifiés par la présence de moelle osseuse rouge dans le tissu spongieux.

Comme il a une superficie d'interaction importante avec les substances interstitielles et se renouvelle plus rapidement que l'os cérébral, il a une fonction importante dans l'équilibre phosphocalcique. En revanche, les épiphyses et les métaphyses des os longs et des corps vertébraux qu'ils constituent jouent un rôle important dans la résistance aux contraintes mécaniques, en particulier en compression [9, 31, 32].

### **1.3. Typologie et classification des qualités osseuses**

La réponse osseuse à la surface implantaire varie selon l'os cortical ou spongieux. La répartition de l'os cortical et spongieux est prise en compte dans la classification des qualités osseuses rencontrées lors du placement d'implants (Lekholm et Zarb 1985) (figure 17.a) :

- **Os dense et compact (I)**, la mâchoire est constituée presque entièrement d'un os compact et homogène (figure 17.b).
- **Os poreux et compact (II)**, Un noyau d'os trabéculaire dense est entouré d'une couche d'os compacte épaisse (figure 17.c).
- **Os avec d'épaisses trabéculaire (III)**, Le noyau d'os trabéculaire dense est entouré d'une fine couche d'os cortical (figure 17.d).
- **Os très peu dense avec de fines trabéculations (IV)**, Un noyau de faible densité d'os trabéculaire est entouré d'une fine couche d'os cortical (figure 17.e) (tableau 1) [24,28].



**Figure 17: Typologie osseuse :**

**a :** Schéma montrant les 4 types de la classification. Les types I et II sont plus fréquents à la mandibule ; les types III et IV sont plus fréquents au maxillaire. **b :** Coupe 3D montrant un os de type I. **c :** Coupe 3D montrant un os de type II. **d :** Coupe 3D montrant un os de type III. **e :** Coupe 3D montrant un os de type IV [24].

Cependant, une analyse sous microscope d'une coupe histologique peut facilement montrer que cette classification est historique. Elle n'est pas utile cliniquement, mais elle est utile pour l'analyse histologique. Il n'y a pas de lien significatif entre la réalité histologique et la sensation clinique. Par conséquent, la classification de la qualité osseuse en trois groupes établis par Trisi et Rao doit être conservée en raison de sa pertinence clinique.

Selon cette classification, l'os est :

- Dense, le clinicien ne distingue pas clairement la partie corticale de la partie spongieuse.
- Normal Le clinicien ressent clairement la traversée de la corticale à un os plus faible en résistance.
- Basse densité, La partie corticale et spongieuse sont facilement passées car elles sont de faible densité et offrent peu de résistance [24].

Le tableau 1 regroupe les classifications de Lekholm et Zarb (1985) et Trisi et Rao (1999).

**Tableau 1: Conditions édictées par Branemark et al. En 1985 pour obtenir l'ostéo-intégration (et validité actuelle) [24] :**

<b>Classification Lekholm et Zarb (1985)</b>	<b>Classification Trisi et Rao (1999)</b>
<b>Type I</b>	Os dense
<b>Types II et III</b>	Os normal
<b>Type IV</b>	Os de faible densité

#### 1.4. Physiologie osseuse

Le tissu de l'os est type de tissu conjonctif unique qui ressemble à un tissu composite naturel. Il comprend une étape physique (en grande partie du collagène type I et de différentes protéines en petites concentrations) et d'une étape minérale composée d'apatite hydrocarbonée. C'est un matériau composé de cellules osseuses et de matrice extracellulaire qui a une structure évolutive en constante évolution (remodelage osseux). Il est créé par les ostéoblastes, modifié par les ostéocytes et détruit par les ostéoclastes (dissolution minérale et dégradation de la matrice organique), et il est capable de se régénérer lorsqu'il est endommagé.

Lorsqu'il est pondéré chez un adulte en bonne santé, ce mélange de résorption/reconstruction garantit la progression et la croissance d'un tissu osseux de qualité, régule continuellement la masse osseuse et adapte la morphologie de l'os aux stimuli de son environnement. De plus, il lui confère ses qualités uniques d'autoréparation, qui lui permettent de se régénérer sans cicatrice si le défaut est mineur [8, 9, 29,32].

##### 1.4.1. Les ostéoblastes

Ceux-ci sont des cellules cubiques mono nucléées d'un diamètre de 20 µm. Ces cellules synthétisent (combinent) la matrice du tissu osseux qui les enveloppe, produisent des protéines de cette matrice et contrôlent la calcification. Les ostéoblastes fabriqueront du "tissu osseux" en 8 jours (seulement après la calcification).

Durant les étapes de construction des structures osseuses et durant le temps nécessaire pour le remaniement osseux, les ostéoblastes sont actifs.

Les ostéoblastes deviennent moins actifs et s'aplatissent à mesure que la matrice est synthétisée et minéralisée. Certains ostéoblastes deviennent des ostéocytes lorsqu'ils s'incorporent à l'ostéoïde. Les cellules bordantes deviennent d'autres cellules (figure.18) [9, 34, 35].

#### **1.4.2. Les ostéocytes**

Environ un dixième des ostéoblastes matures sont « emmurés » (coincés) dans des logettes appelées ostéoplastes dans la matrice minéralisée, ce qui les transforme en ostéocytes. L'ostéocyte est une cellule étoilée avec beaucoup de prolongations cytoplasmiques qui dépassent l'ostéoplaste via un réseau de canaux creusés dans la matrice osseuse et baignés de liquide extracellulaire. Les ostéocytes et les cellules de surface (ostéoblastes et cellules bordantes) sont connectés par ce réseau, qui permet la transmission des données chimiques (ions, hormones) et mécaniques (déplacement de fluide, destruction, gravité) via des jonctions communicantes intercellulaires.

Par conséquent, les ostéocytes sont les candidats idéaux pour la fonction de "mécanosensateur". Ces cellules ont aussi la capacité de produire quelques molécules, en particulier la suite d'une stimulation mécanique, et de participer aux transactions calciques entre le sang et le tissu osseux.

Finalement, la sclérostine, un inhibiteur efficace de la formation osseuse, est exprimée par les ostéocytes en plus de diverses protéines matricielles (figure. 18) [12, 26, 28].

#### **1.4.3. Les ostéoclastes**

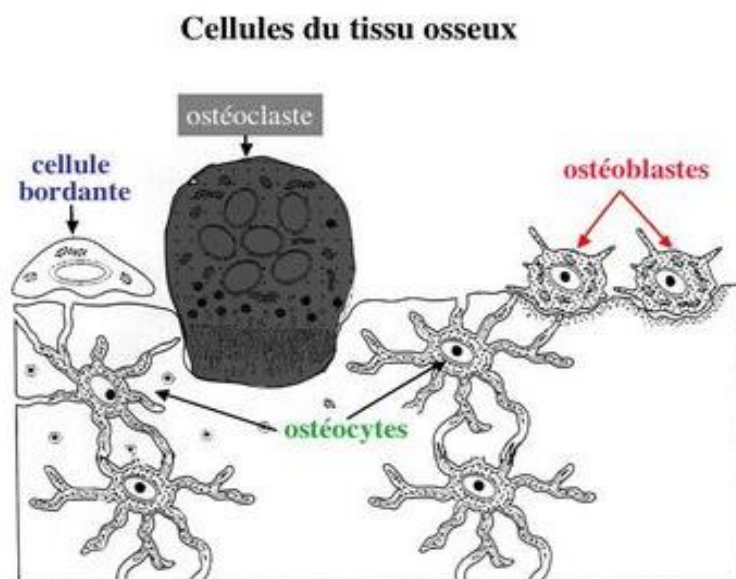
La fusion est utilisée pour former des cellules à plusieurs noyaux qui peuvent mesurer jusqu'à 100 µm. Elles se trouvent sur la matrice osseuse et créent un fossé dans les os minéralisés en 1 à 2 semaines. Les fossés peuvent être observés à l'aide d'un microscope optique, car ils se situent dans des ouvertures creusées dans l'os, le long des sections osseuses connues sous le nom de « lacunes de Howship ». Ils proviennent de la moelle osseuse, qui produit également des cellules sanguines telles que les globules blancs, les globules rouges et les plaquettes (figure 18) [1,36].

#### **1.4.4. Les cellules bordantes**

La majorité des surfaces osseuses non engagées dans le processus de restructuration sont recouvertes par une couche de cellules qui entoure la surface. Ce sont des cellules

ostéoblastiques au repos. En conséquence, les éléments régulateurs de l'ostéoblaste mature ont également un impact sur les cellules bordantes.

L'emplacement des ostéoblastes et des ostéoclastes qui élaborent et résorbent le tissu osseux diffère. À la surface du tissu osseux, les ostéoblastes sont séparés de celui-ci par un léger liseré [9, 12,26].



**Figure 18: Les cellules présentes dans le tissu osseux [31].**

### 1.5. Le remodelage osseux

Le remodelage est le processus de renouvellement continu du tissu osseux, qu'il s'agisse de l'os compact ou trabéculaire. Une série d'actions qui détruisent les ostéoclastes puis détruisent les ostéoblastes, garantit le remodelage de l'os avant que l'os puisse changer de forme et de taille en fonction des pressions. Lors de la reconstruction d'un os fracturé, les ostéoclastes et les ostéoblastes remodelent le tissu primaire non organisé en un tissu osseux organisé (figure 19).

Environ 10 % du tissu osseux se renouvelle chaque année. Le cycle de remodelage des os chez les adultes a une durée d'environ 4 à 6 mois, avec une période de formation de nouveau tissu osseux plus longue que celle de résorption (qui implique la destruction des os détériorés). Le renouvellement complet du squelette prend environ dix ans [9, 12, 30, 33, 34].

Le processus de renouvellement du tissu osseux est régi par plusieurs étapes distinctes :

### **1.5.1. Phase de résorption**

Les ostéoclastes résorbent l'ancien os et forment une lacune après une courte phase d'activation cellulaire. Pour ce faire, les ostéoclastes adhèrent à la surface osseuse en formant une zone de scellement, ce qui entraîne la polarisation cellulaire et la formation de la membrane. En conséquence, cette zone est séparée d'une zone connue sous le nom de chambre de résorption, où le pH est bas. Des pompes à protons spécifiques de l'ostéoclaste expulsent les ions  $H^+$  pour maintenir cette acidité au milieu du compartiment sous ostéoclastique. L'acidité produite, qui libère les minéraux (Ca, P), facilite la découverte de la matrice organique et déclenche l'activation enzymatique, facilite la dissolution du cristal d'apatite. Les produits de dégradation du collagène pénètrent dans le sang après la destruction de la matrice organique.

### **1.5.2. Phase de réversion ou d'inversion**

Les cellules macrophages remplaceront les ostéoclastes, ce qui lissera la base du vide.

### **1.5.3. Phase de formation**

Il se distingue par la collecte d'ostéoblastes à la base du vide. Cette base est connue sous le nom de ligne cémentant. La matrice collagénique non minéralisée appelée osséine est apposée par les ostéoblastes pour combler la lacune. L'osséine se décompose en plusieurs phases. Au départ, l'ostéoblaste stocke les ions  $Ca^{2+}$  et phosphate  $PO_4^{3-}$  dans le cytoplasme de la cellule ostéoblastique. Les cristaux d'apatite biologique, qui se déposent au niveau des fibres de collagène, sont ensuite extraits sous forme de complexe phosphocalcique de la matrice pré-osseuse. Plusieurs facteurs locaux favorisant une concentration optimale d'ions calcium et phosphate, tels qu'une forte activité enzymatique, influencent cette étape de la minéralisation. Finalement, les ostéoblastes fabriquent des éléments qui favorisent la croissance pour améliorer leur métabolisme [30,33].

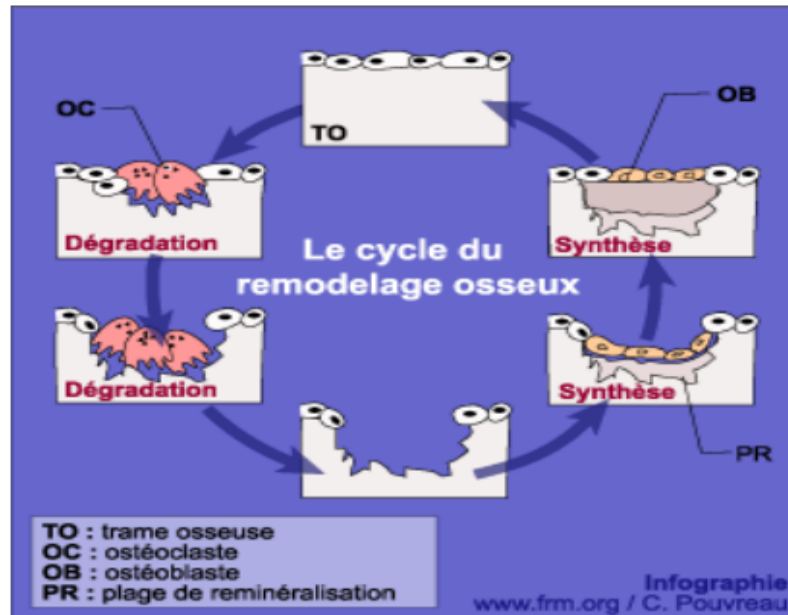


Figure 19: Cycle de remodelage osseux (d'après (DUP00)) [30].

En d'autres termes, le squelette humain, composé de 206 os, a la capacité d'exécuter toutes ses fonctions tout en étant tout à la fois (fonction mécanique, protection et fonction métabolique) grâce au remodelage osseux.

Au moment où le défaut est inférieur à dimension importante, Il est possible que le tissu osseux se répare par remodelage. La plus petite plaie intra osseuse dans un os spécifique d'une espèce animale ne peut cicatriser spontanément au cours de sa vie est définie comme cette taille. Les défauts osseux plus importants nécessitent l'utilisation de biomatériaux [34].

### 1.6. Réponses osseuses menant à l'ostéo-intégration

Une réponse osseuse fonctionnelle à un implant est appelée « ostéo-intégration ». Il ne décrit pas toutes les réactions qui peuvent entraîner cette réaction, cependant. En conséquence, ces réactions doivent être mieux définies.

#### 1.6.1. Ostéogenèse de contact

La néoformation osseuse autour d'un implant commence à cette époque directement à sa surface. Un implant en titane avec une surface rugueuse est un exemple.

### **1.6.2. Ostéogenèse à distance**

Étant donné que la néoformation osseuse autour d'un implant ne peut commencer directement à sa surface, elle ne peut commencer qu'à partir de l'os adjacent qui a déjà existé. Une surface lisse d'implant en titane [24].

### **1.6.3. Ostéoconduction**

La "ostéoconduction" est le processus par lequel un matériau ou une surface provoque une ostéogenèse de contact. Ils ont des capacités "ostéoconductrices" différentes. Par exemple, l'hydroxyapatite a une capacité ostéoconductrice supérieure à celle du titane mordancé (Davies 2003).

### **1.6.4. Ostéo-induction**

Un matériau ou une surface qui n'est pas destiné à former de l'os est appelé « ostéo-inducteur » dans un environnement tissulaire qui n'est pas destiné à former de l'os. Lorsqu'elle est implantée dans un muscle ou dans la paroi abdominale, par exemple, l'hydroxyapatite poreuse peut provoquer une activité ostéogénique (Ripamonti et al, 2012) [24, 28,35].

## **1.7. Variations anatomiques et implantologie**

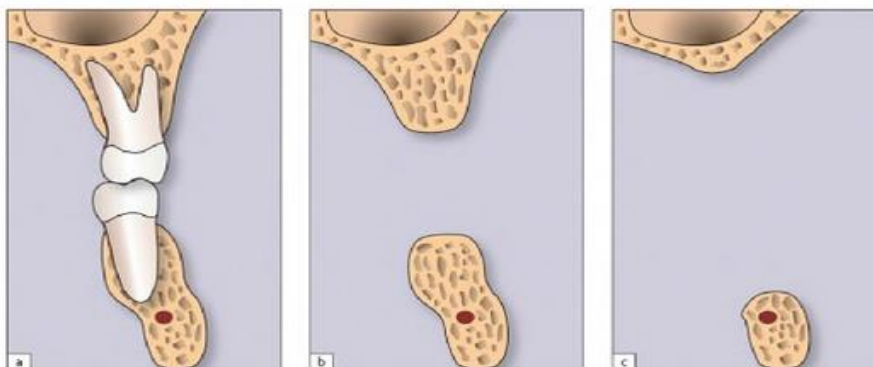
Le domaine de l'implantologie est particulièrement intéressé par la dimension et la structure des hauteurs osseuses après le manque des dents, car la nouvelle anatomie nécessitera le port d'implants. En effet, une avulsion dentaire est toujours la cause du remodelage alvéolaire. Il établit une corrélation entre l'implantation osseuse à l'intérieur de l'alvéole d'extraction et la rétention ostéoclasique de l'os dans l'alvéole d'extraction. Pendant les premiers mois de la cicatrisation osseuse, la résorption est très active. Elle se concentre sur l'os alvéolaire et basal. La résorption de cette dernière dépend davantage de l'âge [24].

## **1.8. Modifications anatomiques induites par l'endementement**

Les modifications des bases squelettiques doivent être prises en compte car elles peuvent affecter la méthode chirurgicale ou la longueur des implants. En général :

- Le cristal antérieur de la mandibule résorbe quatre fois plus rapidement que celui du maxillaire. en plus, la rétention du côté lingual est va plus vite. Les mesures de hauteur et de largeur mésio-distale du sommet de l'alvéole diminuent lentement. La résorption verticale rapproche le canal dentaire du rebord crest (figure 20 et 21).

▪ Une récupération plus significative du côté vestibulaire (changement de place centré sur la récupération) est associée à la rétention verticale au maxillaire. Ces modifications squelettiques modifient la relation maxillo-mandibulaire. La rétention maxillaire verticale limite fréquemment la quantité d'os disponible sous les sinus maxillaires (figure 20.c) [24].



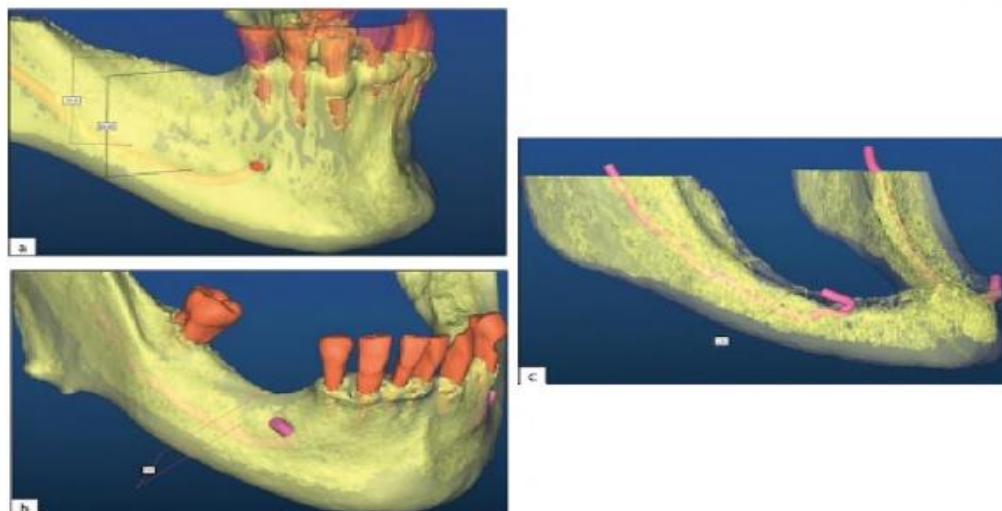
**Figure 20: Evolution du rapport intermaxillaire à la suite de l'extraction dentaire.**

**a :** Situation dentée dans la région postérieure ; **b :** Situation peu de temps après l'extraction ; **c :** Situation longtemps après l'extraction. Au maxillaire, l'os résiduel sous le sinus décroît. A la mandibule, la distance entre la crête et le nerf dentaire diminue de même [24].

Les rapports anatomiques modifiés par la perte de dents varient selon les zones (Vacher, 2004) :

- Au fur et à mesure du développement de la résorption mandibulaire, le canal mandibulaire, qui est généralement situé sous les apex dentaires, se rapproche de la crête (figure 20.b et 21).

En présence d'une résorption avancée, il est déconseillé de poser un implant en arrière des foramina mentonniers (figure 21.c).



**Figure 21: Résorption osseuse dans le secteur postérieur de la mandibule.**

**a** : Zone édentée ayant subi une faible résorption osseuse, la pose d'implant dans ce secteur ne constitue pas une difficulté. **b** : Zone édentée ayant subi une résorption important. Avec 9 mm au-dessus de crête, seul des implants courts de 7 mm peuvent concourir à restaurer ce secteur. **c** : Zone postérieure atrophiée. La hauteur inférieure à 4 mm interdit un acte implantaire standard dans ce secteur [24].

- La qualité osseuse devient de plus en plus corticale aux dépens de la partie spongieuse dans la zone antérieure de la mandibule, où le plancher buccal et la ligne mylo-hyoïdienne se rapproche de la crête alvéolaire (figure 21.c) [24].

## 2. Les dents

### 2.1. Généralités sur l'anatomie dentaire

Le corps humain contient d'autres tissus très minéraux : Les dents, qui sont directement implantées dans l'os maxillaire, sont des organes minéralisés (maxillaire supérieur pour les dents supérieures et la mandibule pour les dents inférieures). Les dents ne sont pas seulement utiles pour mâcher. Ils soutiennent également les joues et les lèvres et contribuent à l'apparence et à la qualité de la prononciation du visage. Chaque dent a une cavité centrale appelée cavum dentaire.

La pulpe dentaire, un tissu conjonctif rougeâtre et les vaisseaux et nerfs correspondants, constituent la cavité dentaire. C'est la substance active de la dent. La dentine ou l'ivoire entourent la cavité dentaire. Au niveau de la couronne, la dentine coronaire est elle-même recouverte d'un tissu transparent très dur appelé émail.

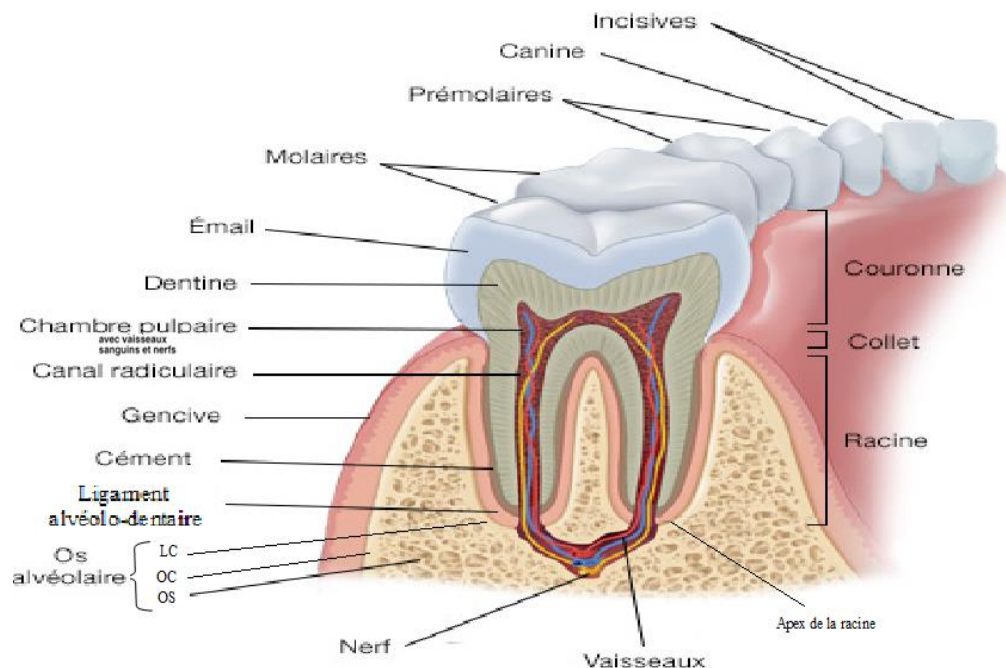
Le cément est un tissu solide, jaune et opaque qui recouvre la racine (entre la dentine et l'os).

A la différence de l'os, les cellules qui composent l'émail (améloblastes) meurent et sont impossibles à réparer une fois la formation de la dent terminée. (Jones, 2001).

Chaque dent est composée de trois composants distincts :

- La couronne : positionnée à l'extérieur des os de l'alvéole (une partie visible),
- Le collet : qui relie la couronne à la racine,
- La racine : qui est contenu dans l'alvéole (une partie cachée) [32,36].

Comme le montre le schéma ci-dessous (figure 22) :



**Figure 22: Coupe transversale d'une dent montrant ses différentes composantes.**

LC : lame cribreuse ; OC : os corticale ; OS : os spongieux [37].

## 2.2. La structure de la dent

### 2.2.1. L'émail

Substance brillante et dure blanche, Il couvre la couronne dentaire de la base jusqu'au collet. La substance la plus minéralisée et la plus résistante est présente dans l'organisme, avec une proportion de 97 % de minéral par rapport à 70 % de dentine. Le reste de la matière organique de l'émail est l'eau. C'est un tissu inerte et non innervé.

La phase inorganique présente une composition chimique similaire à celle de l'hydroxyapatite stœchiométrique. Sa composante minérale est principalement composée de phosphocalcique. La carie est indolore [29,32].

### 2.2.2. La dentine

Où la majorité de la dent est constituée d'ivoire et entourée de pulpe dentaire. Elle n'a pas la même solidité que l'émail. Elle est recouverte complètement de ciment ou d'émail. 70 % de la matrice extracellulaire calcifiée est constituée de phases minérales et 30 % de trame organique, est principalement constituée de collagènes. Elle est plus facile que l'émail (Dean 2006). L'apatite est la principale composante de cette substance inorganique. L'émail a une opacité aux rayons X plus élevée.

La dentine est différente de l'os car elle ne contient pas de cellules. Elle a une structure qui est poreuse. Les fibres de Tomes circulent dans les canalicules dentinaires qui la traversent. Les odontoblastes, des cellules situées en périphérie de la pulpe, sont à l'origine des fibres de Tomes, qui sont sensibles (qui cause la souffrance). Ainsi, la dentine est composée de tissus fragiles. La douleur révèle la carie de la dentine.

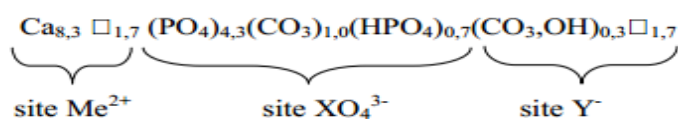
Les cristaux d'apatite de la dentine et du minéral osseux sont plus petits. Même si l'émail et l'os diffèrent dans leur composition, ils sont tous composés d'une même étape minérale avec la même structure cristallographique : une hydroxyapatite carbonatée carencée par le calcium (Schroeder and Frank 1990) [29,36].

Le tableau 2 présente la composition chimique globale des tissus calcifiés (os, dentine, émail et ciment) du corps humain [32] :

**Tableau 2:L'ensemble de la composition des tissus calcifiés (Lactout, 1989) :**

	Email	Dentine	Os compact et cément
<b>Eau(%)</b>	2.3	13.2	32
<b>Partie organique (dent lipides et protéines) (%)</b>	1.7	17.5	22
<b>Partie minérale (%)</b>	96	69.3	46

Legros (1984) a identifié l'étape minérale de ces tissus tels qu'une apatite phosphocalcique poly substituée, qui peut être expliquée par la formule ci-dessous :



Observez que cette formule n'est qu'une approximation qui ne tient compte ni les modifications de composition chimique entre les tissus (tableau 3) ni les variations de composition en fonction de l'espèce, de l'âge, du sexe, de l'origine ou de l'alimentation.

Le minéral osseux utilise principalement les ions carbonate. Ils peuvent s'installer soit dans les emplacements généralement employés par les ions hydroxyde dans la structure apatitique, soit dans les emplacements habituellement occupés par les ions phosphate dans la structure apatitique. Des apatites poly substituées AB, qui ressemblent à la phase minérale des tissus osseux, peuvent être produites lorsque les deux types de substitutions se produisent simultanément.

**Tableau 3: Composition chimique minérale de divers tissus calcifiés (Elliott, 1994) et de l'hydroxyapatite stœchiométrique :**

Constitution	Email	Dentine	Os	HA
<b>Ca (%)</b>	37.6	40.3	36.6	39
<b>P (%)</b>	18.3	18.6	17.1	18.5
<b>CO2 (%)</b>	3.0	4.8	4.8	/
<b>Na (%)</b>	0.7	0.1	1.0	/
<b>K (%)</b>	0.05	0.07	0.07	/
<b>Mg (%)</b>	0.2	1.1	0.6	/
<b>Sr (%)</b>	0.03	0.04	0.05	/
<b>Cl (%)</b>	0.4	0.27	0.1	/
<b>F (%)</b>	0.01	0.07	0.1	/
<b>Rapport Ca/P</b>	1.59	1.67	1.65	1.67
<b>Cristallinité</b>	<b>Bonne</b>	<b>Mauvaise</b>	<b>Mauvaise</b>	<b>Bonne</b>

Car La composition chimique des tissus calcifiés est hétérogène, complexe et fluctuant, ce qui restreint la description physico-chimique des apatites biologiques et rend l'analyse de leurs analogues sensibles, l'hydroxyapatite stœchiométrique est depuis une longue période un

matériau clé dans la fabrication de substituts osseux. Des matériaux à base d'apatites carbonatées, de nanocristallines et de matériaux non stœchiométriques pour combler les os ont récemment été synthétisés, caractérisés et développés. Ces composants ressemblent à des minéraux osseux (Eichert et coll., 2007) [32].

### **2.2.3. La pulpe dentaire**

La structure interne plus tendre de la dent, qui est traversée par les nerfs et irriguée par les vaisseaux sanguins, La cavité centrale de la dent est occupée par le pulpe, une masse conjonctivo-vasculaire. Il reçoit des détails sur le plancher et le plafond.

La pulpe correspondant aux racines est formée par les filets radiculaires contenus dans les canaux radiculaires.

La pulpe communique avec le conjonctif alvéolaire grâce aux canaux radiculaires ouverts à l'extrémité de la dent. Il peut y avoir plusieurs filets radiculaires dans cette zone de l'apex de la dent. Un canal principal peut être divisé en canaux secondaires à tout moment.

La pulpe est constituée de fibres nerveuses, de vaisseaux sanguins, de vaisseaux lymphatiques et de tissu conjonctif banal.

La pulpe ne contient pas de corpuscules de sensibilité. La douleur est la seule manifestation de la sensibilité pulpaire. Une pulpite provoque une douleur extrêmement forte.

La dent est principalement fabriquée par la pulpe dentaire pendant la période embryologique.

La pulpe dentaire contribue au remaniement minéral de la dent tout au long de sa vie [32,37].

### **2.2.4. Le ciment**

Le ciment est inclus dans le parodonte. Un tissu minéralisé recouvre toute la surface externe de la dentine radiculaire. Il est invisible de l'extérieur car il est recouvert par le ligament alvéolo-dentaire et l'épithélium gingival. Il suit l'émail jusqu'au collet.

Un tissu calcifié qui ressemble à de l'os est appelé ciment. Il a une structure apparemment désordonnée (à la différence de l'émail et de la dentine), une teneur réduite en sels minéraux (environ 45 % environ, contre 70 % et 95 % pour l'émail et la dentine). Il peut

être modifié (résorption, apposition) par les stimulations fonctionnelles, tout comme l'os. Une hyperesthésie du collet peut survenir lorsque le ciment ne protège plus la dentine.

Il est possible d'attacher le ligament parodontal au ciment de l'os alvéolaire à la racine de la dent. Les fibres modontales sont fixées au ciment et à l'os alvéolaire. Par conséquent, le ciment garantit la fixation et l'attache de la dent.

#### **2.2.5. Le ligament alvéolo-dentaire**

Tissu qui permet l'adhésion de la dent sur l'os [37].

---

# **Chapitre III**

## **Les matériaux bioactifs**

---

## **Généralités sur l'état de surface**

La perte de substances osseuses peut être causée par divers facteurs. Il est envisageable qu'elles soient transmises de père en fils, traumatiques, orthopédiques, infectieuses ou tumorales. Pour réussir à avoir une solidité osseuse importante et plus de résultats pratique à l'avenir, les chirurgiens (chirurgie orthopédique, maxillo-faciale et dentaire) doivent réduire, voire éliminer les effets en fournissant un comblement acceptable et acceptable [10,38,39].

La première interface de ce complexe implantaire se trouve à la surface de l'implant dès la pose chirurgicale et peut interagir de manière très variable avec le support biologique (os ou substitut osseux).

Depuis les années 1980, l'état de surface des implants est considéré comme l'un des cinq facteurs les plus importants pour l'insertion des implants dans l'os, avec la biocompatibilité du matériau implanté, la bioforme de l'implant, la technique chirurgicale et les conditions de mise en charge (Bornstein M. 2008 et coll, Stanford C. 2010 et coll) [34,40].

Les traits physico-chimiques et la microstructure de la surface du titane sont représentés par l'état de surface (tant que les implants sont fabriqués en titane). L'ostéointégration est un processus biochimique entre l'oxyde de titane et l'os qui rend la connexion compliquée à rompre. La situation superficielle microscopique identifie la capacité sanguine à récupérer immédiatement la substance, ce qui permet une guérison rapide et une ostéointégration [40].

La condition de la surface du matériau identifie son énergie superficielle, autrement dit l'angle de tension sa surface ou sa flexibilité. L'énergie superficielle augmente la flexibilité.

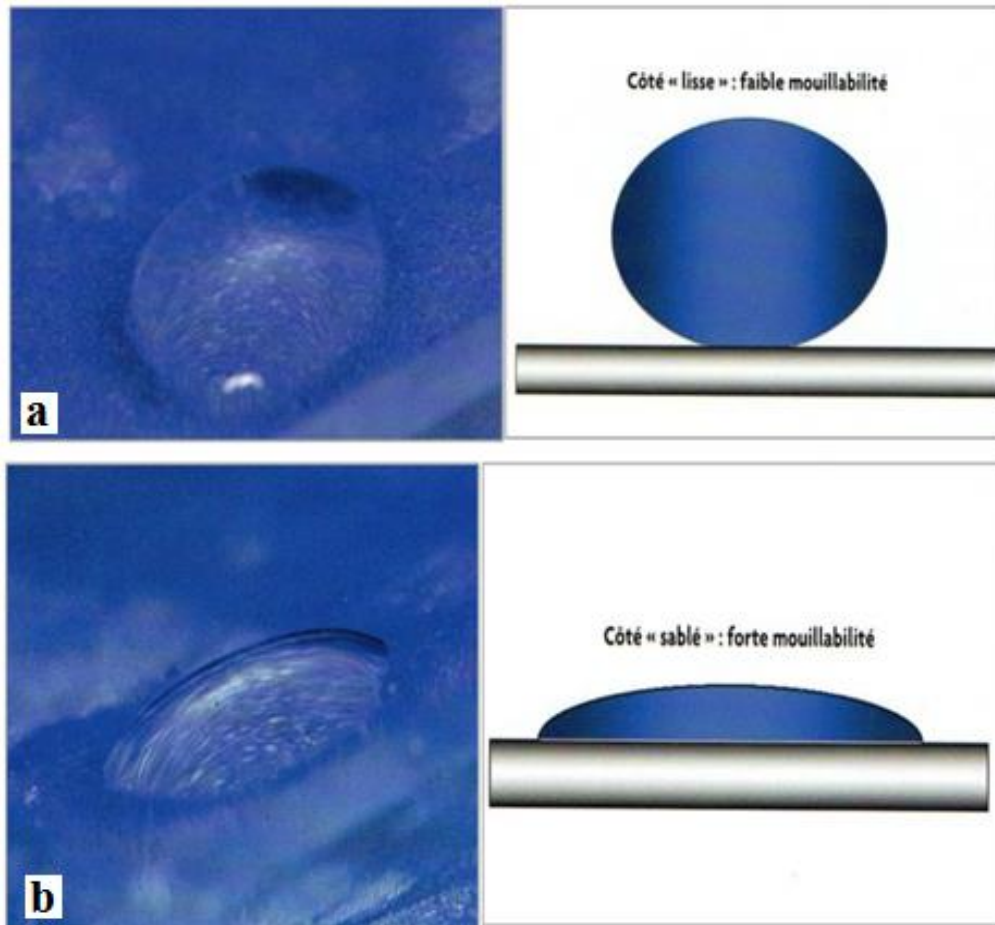
"L'énergie superficielle d'une substance identifier l'angle de tension sur la surface et sa flexibilité ", explique Baier et coll. (1986). Un matériau hydrophobe a une faible énergie de surface.

Les cellules se développent rapidement lorsqu'elles sont élevées. L'étude d'une meilleure flexibilité conduira à rechercher un matériau ayant une grande énergie superficielle [40,41].

Une plaque de verre utilisée comme spatule, avec des ciments sur le côté lisse et des eugénates sur le côté rugueux, peut être utilisée pour mieux saisir le lien entre la surface et l'énergie superficielle :

• Une petite quantité d'eau sur la partie courtoise forme une boulette, ce qui indique qu'une surface uniforme ne consomme pas beaucoup d'énergie superficielle et Ainsi, a une flexibilité faible (figure 23.a).

• Lorsqu'une petite quantité d'eau est placée sur la partie ondulé d'une plaque de verre identique, elle s'étend immédiatement, ce qui indique qu'une partie ondulée donne une flexibilité élevée et une énergie superficielle importante, ce qui favorise le recouvrement du sang du patient des implants (figure 23.b) [41].



**Figure 23: Une petite quantité d'eau ajoutée sur : a : Une plaque de verre a une surface lisse. b : La surface sablée d'une même plaque de verre (Bert et coll ; 2009) [41].**

La première exigence de la modification de la surface des matériaux utilisés en médecine est de conserver les propriétés physiques et mécaniques du matériau tout en modifiant seulement la surface la plus externe afin d'influencer les bio-interactions. Bien que les propriétés mécaniques et les fonctionnalités du dispositif médical soient inchangées, les modifications de surface bien conduites améliorent la biocompatibilité, la biorecognition et les biofonctionnalités. Par conséquent, en se basant sur ces concepts, les modifications de surface peuvent être utilisées pour immobiliser des biomolécules ou détecter des ligands, pour

créer des dispositifs qui empêcheront toute interaction non spécifique ou toute absorption de biomolécule, ou au contraire pour créer des matériaux qui favoriseront les interactions avec le milieu environnant [10].

En raison de sa biocompatibilité et de ses caractéristiques mécaniques, le titane est actuellement considéré comme le matériau de choix pour la fabrication d'implants dentaires. Ces derniers sont pris en charge superficiellement, ce qui crée une surface rude qui favorise l'ostéointégration et améliore l'ancrage osseux. Depuis le début des années 80, divers groupes de scientifiques ont essayé de changer la condition de la surface implantaire.

Divers traitements de surface sont disponibles. Par conséquent, il existe trois catégories de surfaces différentes : usinée, rugueuse et bioactive. Ces traitements peuvent avoir deux buts différents : améliorer les propriétés biologiques de la surface de l'implant ainsi que les caractéristiques physiques de l'interface entre la prothèse et l'os pour autoriser une ostéointégration parfaite [38,40].

Ra et Rt (exprimés en  $\mu\text{m}$ ) sont les deux critères d'état de surface les plus importants qui sont fréquemment appliqués pour identifier la rugosité des surfaces qui ont été usinées.

Rt : rugosité totale (amplitude ou profondeur maximale de la rugosité)

Ra : rugosité arithmétique (l'écart moyen entre la ligne neutre et le profil de surface est représenté par le paramètre Ra) [38].

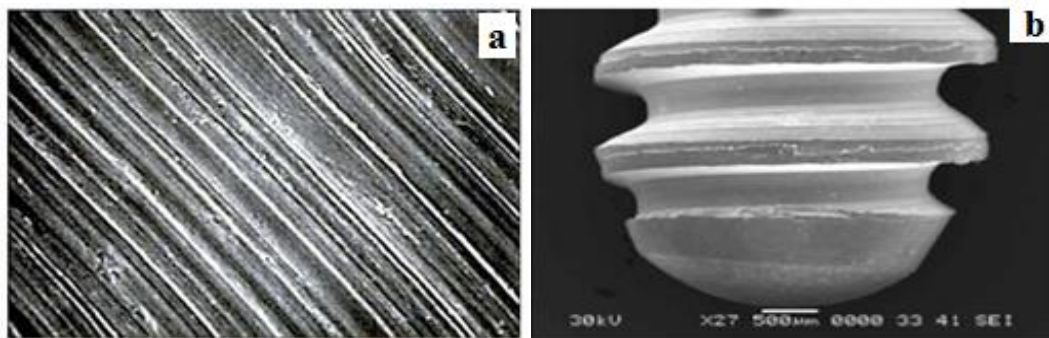
Au début des années 80, il y avait trois variétés de surfaces disponibles : du plasma spray de titane, du plasma spray d'hydroxyapatite et du titane usiné. Cependant, toutes ces conditions de surface ont progressivement été changées par des surfaces micro-texturées obtenues à l'aide de diverses méthodes.

Diverses méthodes ont été présentées pour maximiser l'attitude biologique de ces conditions afin de réduire le risque pour les patients qui subissent une intervention chirurgicale. Les modifications de surface qui affectent les interactions entre le matériau et le biosystème sont le moyen le plus courant d'obtenir ces améliorations. Il y a des explications sur le greffage de molécules, le bombardement de faisceaux d'électrons, d'ions, de plasma, la déposition de fines couches par vapeur chimique et bien d'autres encore [10].

## 1. Une surface usinée

La surface du titane qui n'a pas été traitée est souvent combinée avec surface uniforme. La surface usinée a été dans les années 1980 et 1990 largement utilisée dans l'institut d'implantologie. En présence d'un environnement osseux favorable, des résultats exceptionnels ont été obtenus. Néanmoins, un taux de non réussite plus important est signalé s'il y a des os de faible densité. D'après Wennerberg et al. (1995), Van Steen-Berghe (2006), l'ostéo-intégration n'est pas possible si la surface implantaire est complètement lisse.

En fonction des circonstances de fabrication et de la résistance du titane, la mesure du variable Ra d'un implant usiné donne une topographie typique de 0.53  $\mu\text{m}$  à 0.84  $\mu\text{m}$ . (Wennerberg et al. 2006) [42].



---

**Figure 24: a : Aspect microscopique d'une surface lisse. b : Implant avec surface usinée.**  
**Noter l'aspect linier [43].**

---

## 2. Surface régusée

Les effets de la rugosité de surface des implants seront déterminés en fonction de la mesure géométrique impliquée. Une superficie avec des taches ou des pores peut être utile car elle permet une répartition mécanique efficace des capacités.

Une superficie avec une microtopographie rude autorise une distribution efficace du sang lors de la pose de l'implant. Selon Park et Davies (2000), les surfaces modifiées interagissent plus efficacement avec les globules rouges et les plaquettes que les surfaces usinées [42].

L'association de la superficie rude et des soins chimiques affecte également la force nécessaire pour retirer les implants (Wilke et al. 1990) [39].

Selon plusieurs équipes, les ostéoblastes adhèrent mieux sur des surfaces rugueuses (Buser et al. 1991 ; Keller et al 1994 1994 ; Larsson et al.1996 ; Mustafa et al.1998 ; Wennerberg et al.1998).

En 1991, Buser (Buser et al. 1991) a testé des cochons dans 6 états de surface différents et a découvert que les prothèses rugueuses démontrent souvent plus de contact os/prothèse comparativement aux implants avec une surface fine ou lisse.

Lors de la dépose, les prothèses à superficie rugueuse ont besoin plus de puissance que les prothèses à superficie lisse. En conséquence, le niveau d'adhérence entre l'os et la prothèse est plus crucial.

En 1988, Brunette a remarqué une augmentation de la relation entre les cellules avec une surface implantée modifiée, et Bowers et al. (1992) ont confirmé dans une analyse histologique que les cellules osseuses s'attachent plus facilement à une surface rugueuse. De plus, Davis (1998) démontre un accroissement statistiquement très important du pourcentage d'ostéointégration sur une superficie traitée avec de l'acide (HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) comparativement à la même prothèse à superficie lisse. Cette qualité d'ostéointégration est due à la topographie de la surface du titane.

Au cours des 15 dernières années, divers traitements de surface ont été développés et proposés, et ils ont montré des conclusions cliniques satisfaisants. (Lazzara et al. 1999 : Trisi et al. 2003b : Shibli et al. 2007) [39, 41]

Un accord général ou un congrès scientifique mondial n'a pas réussi à définir les propriétés micrométriques parfaites d'une superficie rugueuse. Mais la majorité des recherches cliniques des conditions de surface altérée.

Rugosité des implants :

- La rugosité de prothèses peu rugueuse varie de 0,5 à 1 m.
- Prothèses de 1 à 2 mm moyennement rugueuse.
- Les implants fortement rugueux de plus de 2 mm [39].



Figure 25: Surface hybride de l'implant Osseotite (société Biomet 3i) [41].

### 2.1. Intérêt de la surface rugueuse

En 1981, Albrektsson T. et coll. ont découvert qu'une formation osseuse plus rapide et plus solide augmenterait la stabilité de l'implant et qu'un processus de cicatrisation optimisé permettrait une mise en charge plus rapide de l'implant. De plus, de nombreuses études scientifiques ont démontré que la rugosité de la surface d'implant titane a un impact sur la fixation biomécanique et le taux d'ostéointégration.

Selon Marinho V. et coll. (2003), l'attraction de certaines cellules par les fissures de surfaces usinées confirme leur sensibilité croissante aux surfaces rugueuses. En effet, une plus grande rugosité de la surface augmenterait la surface totale de l'implant et augmenterait également le potentiel de fixation biomécanique de l'os. Ces caractéristiques amélioreraient la stabilisation et l'interface os/implant. Les micro-rugosités offrent des avantages mécaniques, permettant une bonne répartition des forces tout au long de l'implant, ce qui favorise une mise en charge plus précoce, selon Kassem B et coll. en 1988 [40].

Les méthodes additives et soustractives peuvent être utilisées pour modifier la topographie du titane.

### 2.2. Les moyens de modification de surface

#### 2.2.1. Moyens additifs

La surface d'une substance est changée par des méthodes additives afin qu'il puisse s'intégrer à un composant ou couche de surface. Il est possible d'obtenir ce revêtement de différentes manières : projection, soudure, dépôt par électrophorèse, dépôt par déplacement chimique, dépôt par placage, etc...

Les techniques de dépôt par projection de plasma et d'oxydation anodique sont les plus courantes pour les implants dentaires en titane [38, 39,41].

#### **a. Le projetât par la torche à plasma**

Dans cette démarche, Un cyclone d'air chaud propulse une poudre de titane, d'hydrure de titane ou d'hydroxyapatite à 150 ° C. La forte différence de potentiel entre la cathode et l'anode de l'arc électrique crée le plasma, un état spécifique de la matière. Il est constitué d'un gaz ionisé (un mélange d'argon et d'hydrogène). Les particules de poudre présentes dans ce plasma augmenteront leur vitesse et seront projetées vers le sujet à traiter, la prothèse. Ces fragments s'empilent et forment des layeras multiples de gouttelettes liquides d'une épaisseur de 50 à 200  $\mu\text{m}$  qui s'aplatissent au niveau de leur point d'impact.

Avec cette méthode, vous pouvez obtenir une superficie avec un taux de grossissement bas, qui a l'air rugueuse et a une porosité spécifique, cependant une surface à un niveau de grossissement élevé est constituée de parties plus arrondies et de pores causés par l'explosion des billes de titane projetées pour des vitesses et des températures élevées.

La qualité du revêtement produit par cette méthode dépend d'une variété de facteurs qu'il semble important de surveiller pour avoir le revêtement le plus efficace possible. La densité de la poudre, la température du plasma, la durée de vol d'un cyclone d'air chaud, l'environnement dans lequel le projetât se produit, le refroidissement du substrat, la composition chimique du gaz, le flux de poudre et de gaz sont tous des paramètres qui sont inclus dans cette liste. Plusieurs entreprises utilisent cette méthode pour produire des prothèses TPS (Titane Plasma Spray) ou des prothèses recouvertes d'hydroxyapatite (HA).

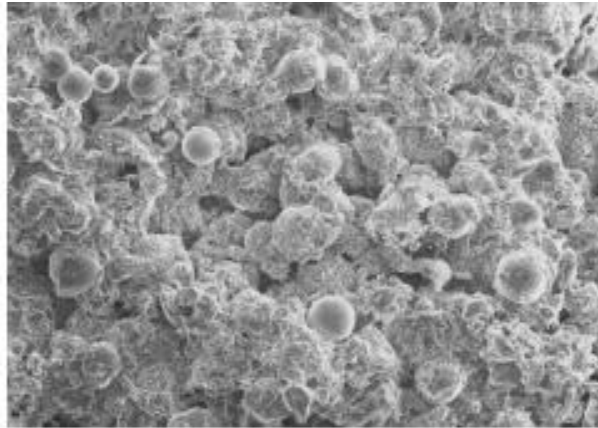
##### **a.1.Les implants en plasma spray de titane (TPS)**

La rugosité standard de  $R_a = 3.1 \mu\text{m}$  est présente dans le revêtement de titane connu sous le nom de surface TPS (figure.26). Jusqu'à  $R_a=37,9 \mu\text{m}$ , cette rugosité peut être augmentée.

D'après Schroeder et al. (1981 il y avait trois intérêts à utiliser la surface en comparaison avec les prothèses usinées : une croissance osseuse augmenté pendant les premières étapes de la cicatrisation ; qui garantit le développement et la fixation mécanique des os au titane (Bernard et al. 2003), et cette fixation se développe progressivement au fil du temps.

Chez les singes, le pourcentage d'interaction entre l'os et l'implant est plus élevé. Selon Piatelli et al. (1997), le pourcentage d'interaction entre l'os et l'implant était 67,2 % au maxillaire et 80,7 % à la mandibule au bout de huit mois de guérison. L'implant a un meilleur ancrage.

Dans les années 1990, cette surface modifiée a été utilisée dans le domaine médical avec de excellents résultats. Buser et al. (1992), Bernard et al. (1995).



---

**Figure 26: Surface obtenue par technique plasma spray TPS à faible grossissement (×200) [41].**

---

### **a.2. Les implants en plasma spray d'hydroxyapatite**

L'hydroxyapatite, un phosphate de calcium, est employé dans les prothèses dentaires pour augmenter la bio réactivité des cellules de l'os en offrant une réactivité et des caractéristiques physico-chimiques exceptionnelles pour la réunion des cellules osseuses. Il a une rugosité moyenne ( $R_a$ ) de 1.59 à 2.94  $\mu\text{m}$  et une épaisseur typique entre 30 et 50  $\mu\text{m}$ .

La proportion d'interaction entre l'os et l'implant est élevée pour les prothèses avec revêtement HP. Les avantages cliniques indéniables des revêtements d'hydroxyapatite dans le secteur dentaire comprennent un processus de cicatrisation des os plus vite et plus efficace, une première stabilité bien que des micro-actions ou une incongruence entre le site osseux et la prothèse ; La majorité des implants sont perdus au début, les chances de survivance sont comparables au maxillaire et à la mandibule et les conclusions sont considérablement augmentés dans l'os de genre IV.

Cependant, leurs faiblesses actuelles demeurent en question : un danger de fracture entre l'hydroxyapatite et l'interface métallique, un processus de bio résorption de la surface,

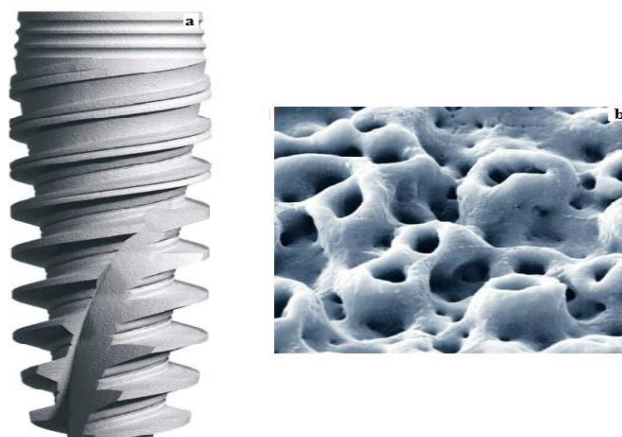
une sensibilité du revêtement aux endotoxines et des complications potentiellement plus graves par péri-implantites.



**Figure 27: Surface obtenue par plasma-spray hydroxyapatite [41].**

#### **b. L'oxydation anodique**

Une méthode électrochimique d'oxydation anodique a été décrite par Hall en 2000 pour recouvrir une prothèse recouverte d'un revêtement poreux d'oxyde de titane. Cette méthode implique l'application d'une fine couche d'oxyde de titane ( $\text{TiO}_2$ ) sur le revêtement des prothèses. La cathode du traitement de la prothèse est introduite dans un bain électrolytique. Ensuite, un potentiel est appliqué, permettant aux ions de traverser l'électrolyte par un courant. Ainsi, une couche d'oxyde se formera sur la surface de l'implant. Les surfaces oxydées anodiques ont un Ra de 1,35 à 2,0  $\mu\text{m}$ . (Sul et al. 2006, Albrektsson et Wennerberg, 2004). Ex : TiUnite (Nobel Biocare ®) (figure 28. a et b) [38, 39, 40,43].



**Figure 28: Surface obtenue par oxydation anodique observée.**

a : Implant Nobel Active à surface poreuse (© Nobel Biocare). b : Vue microscopique d'une surface poreuse Ti Unite(© Nobel Biocare) [43].

### **2.2.2. Moyens soustractifs**

La surface du titane est modifiable avec l'intention d'améliorer la micromorphologie sans ajouter de matériau supplémentaire. Pour encourager l'adhésion, La rugosité moyenne est appliquée à la topographie. (L'objectif est d'élargir la zone de contact entre l'os et la prothèse), la croissance et la division cellulaire. Cette méthode de surface peut être effectuée à l'aide de sablage, de mordantage (attaque acide), d'oxydation électrolytique ou d'une combinaison de ces techniques.

Des entreprises spécialisées dans les systèmes implantaires qui ont un examen clinique significatif et qui étudient de nouvelles surfaces telles que le TiOblast, l'SLA, l'osseotite et le TiUnite vendent des prothèses en titane avec une intervention de soustraction [38, 39,41].

#### **a. Méthode par soustraction physique : le sablage**

Le sablage c'est la projection des particules solides sur la surface rugueuse de la prothèse, ou à envoyer des particules très dures sur la surface du titane. Ils affectent la surface et provoquent des rugosités.

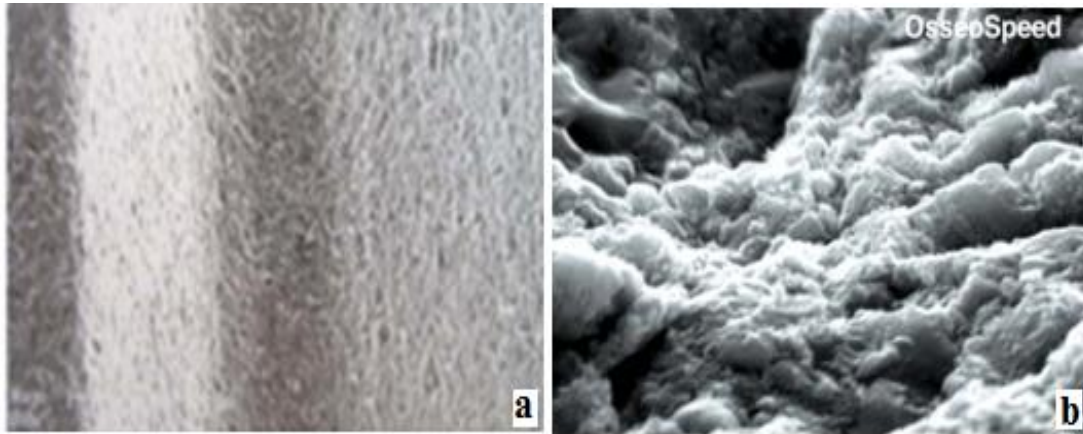
Ces particules augmentent leur vitesse dans un tube et propulsées rapidement sur la surface de la prothèse, creusant des crevasses.

Avec l'oxyde de titane, la rugosité de type linéaire est incluse entre 1,05 et 1,09  $\mu\text{m}$ , tandis que le phosphate tricalcique a une rugosité de type linéaire de 0,9  $\mu\text{m}$  en moyenne.

Des recherches de Wennerberg ont été publiées concernant l'impact du sablage sur les prothèses en titane. Ils concluent que les prothèses sablées sont plus résistantes au dévissage, ont une histomorphométrie améliorée avec des particules de titane de 25  $\mu\text{m}$ , une meilleure réaction des os dans le plan d'histomorphométrie et une diminution de la gravité de la perte osseuse marginale à la fois pendant et après la mise en charge de l'implant.

La rugosité de la surface de cette méthode est influencée par un certain nombre de facteurs, notamment la pression de sablage, la granulométrie du sable, l'angle de sablage et la distance entre le tube et la surface, la taille des particules de sable et le matériau.

Le sablage est généralement effectué avec de l'alumine, mais il peut également être effectué avec de l'oxyde de titane ou des particules de céramique comme le phosphate tricalcique. Par exemple, TiOblast d'Astra Tech ® est utilisé pour le sablage à l'oxyde de titane, Nanotite d'Biomet 3i ® est utilisée pour le sablage au phosphate tricalcique, OsseoSpeed d'Astra Tech ® est utilisé pour le sablage à l'oxyde de titane et le traitement chimique à l'acide fluorhydrique (figure 29.b) [38, 39,43].



**Figure 29: A : La surface produite à l'aide d'oxyde de titane par sablage a été observée à un grossissement faible (x200) [7]. B : Surface implantaire OsseoSpeed, sablage à l'oxyde de titane et traitement chimique à l'acide fluorhydrique (x 50 000) [43].**

### **B. Méthode par soustraction chimique : le mordantage**

Le mordantage consiste à corroder la surface du titane avec des acides forts. Les pores irréguliers provoqués par l'attaque du titane ne progressent pas uniformément et sont propices à la croissance osseuse et à l'ancrage micromécanique. Une attaque chimique peut ou non être précédée d'un sablage.

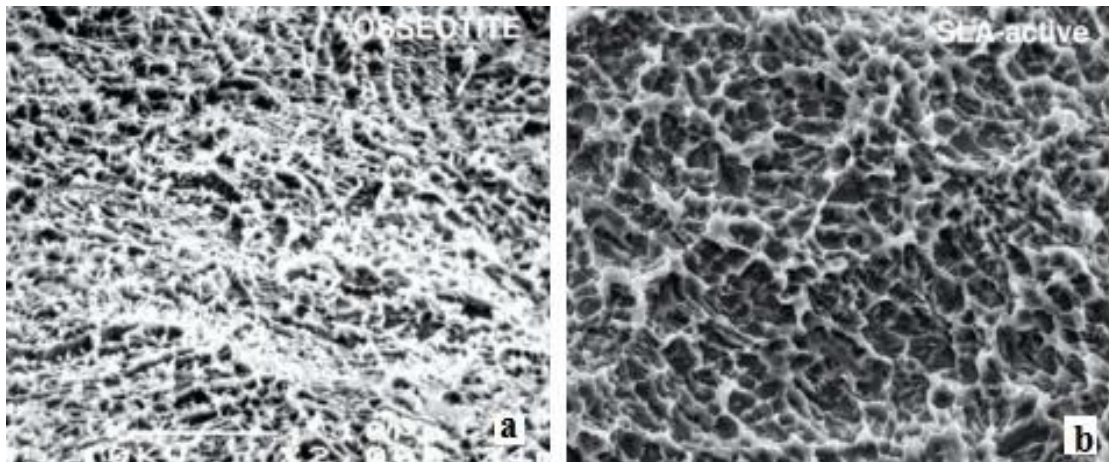
La rugosité de la surface varie en fonction de l'existence ou non d'un sablage préalable.

Il s'agit d'un ou plusieurs bains acides dont la composition varie et qui sont utilisés pour tremper l'implant en fonction de l'alliage de sa surface. L'acide sulfurique ( $H_2SO_4$ ), l'acide fluorhydrique (HF) et l'acide chlorhydrique (HCl) sont quelques-uns de ces acides. Ces acides créeront des pores irréguliers de 1 à 2  $\mu m$  sur la surface de l'implant.

Avant cette méthode, un sablage peut provoquer une macro-rugosité associée à une micro-rugosité de 10 à 20  $\mu m$ .

La composition, la température et le temps de trempage des bains d'acide sont quelques-uns des nombreux facteurs qui influencent cette technique.

La rugosité linéaire obtenue lors du sablage préliminaire est de 0,4 à 1,09  $\mu m$  et de 1,44 à 2  $\mu m$  lors de l'utilisation de la technique du mordantage. Exemples de résultats : Osteotite (Biomet 3i ®) et SLA (Straumann) (figures 30.a et b) [38, 39,43].



**Figure 30: La surface implantaire rugueuse est causée par une osseotite traitée par un mordantage acide double (HCl/H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub>) (x 2 000). B : La SLA active a été traitée par sablage et mordantage acide à deux reprises (x 2 000) [43].**

Le tableau 4 montre les caractéristiques de plusieurs conditions de surface d'après Davarpanah et al.

**Tableau 4: Selon Davarpanah et al, caractéristiques de différents états de surface [38] :**

	Surface usinée	Surface en plasma spray de titane	Surface en plasma spray d'hydroxyapatite	Surface sablée TiO	Surface mordancée HF/NO <sub>3</sub>	Surface mordancée HCl/H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>
<b>Contaminations présents</b>	Non	Oui	Oui	Non	Non	Non
<b>Particules projetées</b>	Non	Oui	Oui	Oui	Non	Non
<b>Surface rajoutée</b>	Non	Oui	Oui	Non	Non	Non
<b>Force de dépose</b>	Faible	Modéré	Elevé	Modéré	Faible/Modéré	Elevé
<b>Contact os/implant</b>	Faible	Modéré	Elevé	Modéré	Faible/Modéré	Elevé

### **3. Surface bioactive**

Bien que certains matériaux, tels que le titane et ses alliages, soient bio-inertes, ils provoquent une réaction de l'organisme lors de l'implantation. Ils ne forment pas une union directe avec l'os, c'est-à-dire que le temps de vie de l'implant est limité.

La bio-activité est utilisée lorsque cette réponse induit des réactions biologiques spécifiques et ne se limite pas à l'encapsulation de l'implant par des tissus fibreux non différenciés. Le biomatériau participe aux échanges avec les cellules et les tissus environnants le site receveur, créant ainsi une interface diffusée [40,44].

La capacité à établir des liens chimiques étroits entre l'implant et le tissu receveur est connu sous le nom de bio-activité. Un ensemble de réactions physico-chimiques au niveau de l'interface implant/tissu receveur garantissent l'attache inter faciale. Ce type de fixation est appelé "fixation bioactive" [34,44].

#### **3.1. La réactivité de surface des céramiques bioactives**

Le terme "bioactivité" fait référence à un matériau qui interagit avec l'environnement corporel et peut produire une réponse biologique positive. Une caractéristique commune des céramiques osseuses bioactives est la réactivité des surfaces. Elle augmente considérablement la capacité des céramiques à se fixer sur l'os et améliore l'effet de la formation de nouveau tissu osseux.

L'interface implant-tissu osseux subit plusieurs réactions après l'implantation. Les caractéristiques de surface du matériel implanté et des tissus vivants à l'interface changent avec le temps [9].

La capacité d'un matériau à induire la précipitation d'apatite biologique à sa surface après implantation est un exemple de la bioactivité d'un matériau dans les applications dentaires et orthopédiques [44].

Cette phase apatitique se développe en plusieurs étapes :

- 1) Un environnement riche en ions calcium et phosphate.
- 2) Le matériau contenant une apatite nanocristalline carbonatée se déverse à la surface.

3) La matrice extracellulaire osseuse est produite par la couche d'apatite carbonatée qui incorpore des protéines et sert de substrat pour l'adhésion et la prolifération des cellules ostéoblastiques.

Ainsi, un matériau bioactif crée un environnement compatible avec la croissance osseuse (ostéogenèse) tout en développant une interface minérale qui sert de lien naturel entre les matériaux vivant et non vivant [35].

### **3.2. Les céramiques bioactives**

La notion de bioactif a maintenant été élargie pour inclure un large éventail de matériaux bioactifs avec une variété de vitesse de liaison et d'épaisseur de la couche de liaison inter faciale.

En raison de leur ostéoconductivité et de leur biocompatibilité, les céramiques occupent une place importante sur le marché des matériaux de substitution osseuse. Ils peuvent être utilisés pour traiter une variété de lésions du squelette, telles que le comblement osseux pour traiter les défauts osseux et les fractures, le revêtement de surface, particulièrement dans les domaines de l'orthopédie et de la reconstruction maxillo-faciale.

En tant que revêtement de surface, elles modifient l'ostéoconductivité de la surface est plus rapidement obtenue, de plus le pourcentage d'os (spongieux) au contact direct de la surface implantaire est augmenté par rapport aux surfaces métalliques et bioinertes. Leur usage est optimal dans un os de faible densité (Lamoni et al, 1999 ; Szmukler-Moncler et al, 2003).

Le succès d'une biocéramique, du point de vue clinique, dépend simultanément de l'interface fiable avec les tissus en contact et d'une réaction mécanique de la prothèse comparable à celui des tissus détériorés.

Quelques exemples de propriétés mécaniques des biocéramiques en comparaison avec celles des os humains sont présentés dans le tableau 5 [12,34].

**Tableau 5: Les caractéristiques mécaniques des biocéramiques et des os corticaux et spongieux humains (Kokubo 1998, 2003, Hench 1991,1998, Rho 1998) [34] :**

Caractéristiques physiques	Os humain		Bioverre© 45S5	Vitro céramique cerabone	HAP	B-TCP	Vitro céramique Bioverit
	Spongieux	Cortical					
Densité g/cm <sup>-3</sup>	-	1.6-2.1	2.66	3.07	3.16	3.07	2.8
Limite élastique en compression (MPa)	2-12	100-230	-	1080	500-1000	460-687	500
Limite élastique en flexion (MPa)	10-20	50-150	42	215	115-200	140-154	100-160
Module d'young (GPa)	0.05-0.5	7-30	35	218	80-100	33-90	70-88
Ténacité à la rupture (MPa.m <sup>1/2</sup> )	-	2-12	-	2.0	1.0	-	0.5-1.0

L'hydroxyapatite (HA), le phosphate tricalcique (TCP) et les bio verres (BG) sont considérés comme les céramiques les plus bioactives, sont principalement de type phosphocalcique et trouvent leurs principales applications dans un domaine en constante expansion : la substitution osseuse.

Ce sont des matériaux qui en général se lient au tissu osseux environnant pour accélérer la formation du nouveau tissu osseux.

Les premières observations de croissance directe du tissu osseux ont été faites sur des bioverres et depuis, de progrès considérables ont été faits dans la compréhension des mécanismes de base de la formation les liaisons os-biomatériau et des effets de la formation de l'os. Ces progrès ont été obtenus par deux démarches parallèles : la première a été concentrée sur l'étude de l'interface os- biomatériau développée dans les processus in vivo. L'existence d'une couche d'hydroxyapatite a été découverte en examinant la zone

d'intégration. Ensuite, des études *in vitro* ont été menées dans des fluides physiologiques simulés ou des milieux de culture cellulaire. Les analyses ont montré que les dissolutions, les précipitations et les échanges d'ions se produisent à la surface du matériau. L'adsorption et l'engendrement des molécules biologiques accompagnent ces réactions. La combinaison d'études *in vitro* et *in vivo* a amélioré la compréhension des réactions de surface des céramiques bioactives dans le corps et de leur impact sur la formation d'os et les fonctions cellulaires [9,32].

Les bioverres sont composés de divers oxydes ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ , etc.) et ont d'excellentes propriétés de liaison aux tissus durs et mous, mais ils ont également de faibles propriétés mécaniques, notamment une faible ténacité, ce qui a conduit la recherche à développer des vitrocéramiques.

Les verres et les céramiques améliorent la tenue mécanique des matériaux et augmentent leur bio activité, mais leurs applications sont très limitées, en particulier en raison des inflammations provoquées par certains oxydes constitutionnels [9].

### **3.3. Les céramiques à base de phosphocalciques**

Albee et Morrison ont étudié ces matériaux depuis l'implantation initiale du phosphate tricalcique (TCP) en 1920. L'intérêt pour ces matériaux a augmenté à partir des années 1970 en raison de leur similitude chimique et structurale avec le minéral osseux. Ces matériaux ont la capacité de réagir positivement avec le corps en accélérant les méthodes de restauration des tissus [34].

Grâce à leur composition ionique proche de celle des minéraux osseux, les céramiques phosphocalciques sont une catégorie de matériaux très souvent utilisés pour le comblement de la perte de substance osseuse. Ils ont également la propriété de former une véritable liaison chimique avec l'os déficient et d'établir un contact entre l'implant et les tissus osseux environnants pour assurer la bio-intégration du matériau (Hench et coll., 1971).

L'hydroxyapatite (HAP), qui possède d'excellentes qualités de liaison au tissu osseux, et le phosphate tricalcique (TCP) sont les deux composés les plus couramment utilisés pour ce type d'applications. Celui-ci est utilisé car il se décompose plus rapidement dans l'organisme que l'HA. Ces céramiques peuvent avoir une phase unique de l'un de ces deux composés ou un mélange des deux "céramiques biphasiques" HA- $\beta$ TCP (BCP) avec des rapports variables. Cette valeur est un indicateur crucial pour les céramiques phosphocalciques et influence la

rapidité de résorption in vivo, ainsi que le pH, les concentrations ioniques dans la solution (fluide biologique), la température, la condition de surface du matériau et l'état de surface du matériau. Ils peuvent avoir une variété de formes, telles que des blocs, des dépôts sur des prothèses métalliques, des poudres à granulométrie contrôlée ou du ciment [32,34].

### **3.3.1. L'hydroxyapatite (HA)**

C'est le principal constituant minéral de l'os, représentant environ 50 % de sa masse et 70 % de son volume. Grâce à son excellente biocompatibilité, elle est fréquemment utilisée comme revêtement pour les implants d'articulation pour faciliter l'intégration de l'implant dans les tissus sans de ciment. Elle semble être le matériau céramique idéal pour la construction de tissus osseux artificiels car elle s'intègre facilement aux tissus osseux qui l'entour sans créer de capsules ou d'inflammation [8, 30,34].

La principale caractéristique des composés minéraux de la famille des apatites, l'hydroxyapatite (HA), est leur capacité à admettre un grand nombre de substitutions et de lacunes ioniques. La formule chimique suivante est généralement utilisée pour représenter les apatites stœchiométriques :

$Me_{10}(XO_4)_6Y_2$  (où M est un cation métallique divalent ( $Ca^{2+}$ ,  $Cd^{2+}$ ,  $Pb^{2+}$ ,  $Ba^{2+}$ ,  $Sr^{2+}$ ,...),  $XO_4$  un groupement anionique trivalent ( $PO_4^{3-}$ ,  $AsO_4^{3-}$ ,  $VO_4^{3-}$ ,...) et Z un anion ou un groupement an ionique monovalent ( $OH^-$ ,  $F^-$ ,  $Cl^-$ ,...)).

L'hydroxyapatite stœchiométriques est donc représentée par la formule  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ .

En général, la synthèse de l'hydroxyapatite est effectuée par précipitation dans des conditions basiques puis frittage à des températures supérieures à 1000°C.

Le principal usage du phosphate de calcium est pour fabriquer des appareils qui peuvent être implantés phosphocalciques en céramique, en revêtements, en ciment ou en composites. La raison en est la similitude qu'elle présente avec le minéral osseux, sa composition cristalline, sa composition chimique ainsi l'HAP.

Cependant, à cause de sa stœchiométrie, le HA parfait, qui possède une relation atomique Ca/P = 1,667, n'est pas présente l'intérieur des structures biologiques et présente une bioactivité très faible malgré son excellente biocompatibilité [4,13].

Cependant, les caractéristiques mécaniques des HAP pures sont limitées et les applications médicales sont limitées aux petits implants peu chargés mécaniquement. Elle

favorise le développement du tissu naturel osseux sur le dispositif prothétique et contribue à l'adhésion et à la prolifération des cellules osseuses en raison de son excellente bioactivité.

Des bandes distinctives sont identifiées par les ions OH<sup>-</sup> et le groupement phosphate, selon l'analyse par spectroscopie infrarouge. De plus, le schéma de diffraction des rayons X représente une structure hexagonale en fonction du groupe d'espace P6 3/m. Ses cristaux ont des paramètres de maille  $a = b = 9,432 \text{ \AA}$  et  $c = 6,881 \text{ \AA}$ . La stœchiométrie atomique Ca/P de l'HAP est 1.67 (10/6) [8,35].

### **3.3.2. Le phosphate tricalcique-β (β-TCP)**

La formule chimique du phosphate tricalcique-β est Ca<sub>3</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>2</sub>. C'est un biomatériau à surface active qui peut être résorbé avec un rapport Ca/P presque identique de celui des os. Il possède une structure rhomboédrique (groupe R3c) avec des paramètres de mailles tels que  $a = b = 10,439 \text{ \AA}$  et  $c = 37,375 \text{ \AA}$  (pour la maille multiple hexagonale).

Il est préparé par frittage à une température élevée ou par une réaction solide-solide à une température élevée. Les températures typiques de frittage sont de 1000 à 1250 °C. (Rey et al. 2008) [35].

D'un point de vue mécanique, l'HAP et le TCP présentent une faible résistance à la rupture et aux chocs mécaniques ainsi qu'une forte sensibilité à la propagation de fissures, notamment en milieu liquide [8,35].

Cependant, sa résistance à l'usure est beaucoup plus faible que celle des céramiques d'oxydes. Ainsi, La poudre de TCP est utilisée ou sous forme de revêtement pour des substituts ou des réparations de mâchoires [8,35].

### **3.3.3. Les phosphates de calcium bi phasiques (BCP)**

C'est l'association de différentes proportions d'hydroxyapatite et de phosphate tricalcique qui permet de combiner les qualités des deux matériaux, notamment pour obtenir une résorption et des qualités mécaniques suffisantes.

De plus, des céramiques biphasiques avec un rapport HA/β-TCP variable sont synthétisées. Pour y parvenir, une apatite déficiente en calcium précipitée avec un rapport de 1,5 à 1,67 est frittée à une température élevée. La céramique obtenue aura un rapport HA/β-TCP défini en fonction du rapport Ca/P du composé initial. Dans la deuxième méthode de

fabrication, les poudres d'hydroxyapatite et de TCP doivent être mélangées dans le rapport souhaité avant de fritter.

Les céramiques BCP les plus courantes ont un rapport HA/ $\beta$ -TCP de 60/40 ou 80/20 [35].

Les céramiques phosphocalciques, qu'elles soient biologiques ou synthétiques, peuvent être denses ou poreuses selon leur application. Les derniers ont deux catégories de porosité : la microporosité (moins de 10  $\mu\text{m}$ ) sert de lieu d'échange chimique et la macroporosité (plus de 100  $\mu\text{m}$ ) sert de lieu de processus biologiques. De plus, grâce à leur macroporosité, les céramiques de phosphate de calcium sont ostéo conductrices, ce qui signifie qu'elles servent de support pour la repousse osseuse. De plus, elles peuvent être biorésorbables, ce qui signifie qu'elles peuvent être décomposées par des processus chimiques et cellulaires favorisés par la microporosité. Enfin, ces biomatériaux ne présentent aucune toxicité et ne provoquent pas d'inflammation.

L'hydroxyapatite, parmi les céramiques de phosphate de calcium, se rapproche le plus de la phase minérale de l'os en raison de sa structure cristallographique et de sa composition chimique [8,35].

## **4. Les états de surface des différentes marques d'implant**

### **4.1. Astra Tech ®**

La technologie Osseo Speed TM, une surface de titane moyennement rugueuse produite par sablage et traitement chimique à l'acide fluorhydrique, est utilisée dans les implants Astra Tech®.

La surface de l'oxyde de titane sablée à un Ra de 1,05 à 1,09  $\mu\text{m}$ .

La surface de titane modifiée par le fluor renforcerait l'ancrage biomécanique de l'implant dans l'os. L'expression des gènes d'ostéointégration et l'action des ostéoblastes sont également améliorées par la création d'un état de surface nanométrique, réduisant ainsi le temps d'ostéosynthèse.

### **4.2. Nobel Biocare ®**

Le TiUnite®, une surface implantable constituée d'oxyde de titane moyennement rugueuse fabriquée par oxydation anodique, est utilisé dans les implants Nobel Biocare®. Les surfaces oxydées anodiques ont un Ra de 1,35 à 2,0  $\mu\text{m}$ .

Dès la phase précoce de la cicatrisation, cette surface ostéoconductive permettant une ostéointégration rapidement, directe et à distance.

#### **4.3. Zimmer ®**

Les implants Zimmer ® utilisent le processus MTX ®, qui consiste à sabler l'implant avec des particules d'hydroxyapatite avant de le laver à l'aide d'un acide non mordant et d'eau distillée pour éliminer les résidus de sablage.

Une capacité d'ostéo-conductivité significative et un contact os/implant élevé.

#### **4.4. Straumann®**

La technologie SLActive, qui utilise une surface traitée par sablage à gros grains et mordantage, est utilisée pour les implants Straumann®.

En raison de l'attaque acide, la surface de l'implant est sablée à gros grains (250-500 µm), produisant une macro-rugosité entre pics d'environ 20 à 40 µm et une micro-rugosité d'environ 2 à 4 µm.

Le taux de propagation cellulaire et le nombre de cellules fixées à la surface sont augmentés par des surfaces micro-rugueuses (De Sanctis et al. 2009).

#### **4.5. Anthogyr®**

La technologie BCP ® est utilisée dans les implants Anthogyr®. Un mélange d'hydroxyapatite d'acide hyaluronique (HA) et de phosphate tricalcique bêta (β-TCP) présenté sous forme de particules abrasives est utilisé pour effectuer le traitement par sablage soustractif. En développant une matrice collagénique, l'objectif est d'obtenir une surface rugueuse biocompatible qui permet une bonne ostéointégration.

Il s'agit d'un traitement superficiel qui garantit une ostéointégration rapide et efficace sans [39].

---

# **Chapitre IV**

## **Le choix des biomatériaux**

---

## 1. Principes du choix des matériaux

Les biomatériaux sont principalement utilisés dans la chirurgie reconstructive, soit temporaire, soit "définitive" (ou au moins pour une durée prolongée). Ils recouvrent une large gamme d'utilisations biomédicales car est possible qu'ils soient simultanément des matériaux implantables, des matériaux utilisés pour réparer les dommages aux tissus et des composants de systèmes d'assistance extra corporelle.

Ainsi, ils ne sont pas caractérisés par une caractéristique spécifique, mais plutôt par l'utilisation à laquelle ils sont destinés. Il existe actuellement une grande variété de biomatériaux, qui incluent à la fois des matériaux fabriqués par l'homme (tels que des alliages métalliques, des céramiques, des plastiques) et des matériaux d'origine naturelle (tels que le collagène et la cellulose), ainsi que des matériaux d'un nouveau type qui associent un des matériaux précités à une matrice biologique et sont choisis en fonction de leur position dans le corps [28].

La sélection des matériaux est un travail crucial et extrêmement difficile. Effectivement, dans de nombreux cas, il ne s'agit pas uniquement d'un point de vue technique répondant aux besoins fonctionnels mais également les attentes liées aux préférences de l'utilisateur sur un marché donné. Par conséquent, le choix des matériaux doit être examiné à la fois sous l'angle de l'ingénierie des matériaux et de l'ingénierie industrielle, en tenant compte de toutes les informations associées [45].

Comment l'ingénieur peut-il alors choisir le meilleur matériau pour ses besoins parmi ce large éventail ? Est-ce qu'il existe une méthode systématique qui permet de prendre des décisions raisonnables ? La réponse à cette question varie selon le stade du processus de conception. Au départ, tous les matériaux doivent être pris en compte et la conception est ouverte. Au fur et à mesure que la conception progresse, les critères de choix deviennent plus stricts et la liste des candidats se réduit. Ensuite, il est nécessaire de posséder des données plus précises (mais pour un nombre plus restreint de matériaux) et d'utiliser un autre mode d'analyse. En fin de compte, des données précises sont nécessaires, mais il y a encore moins de matériaux pour en voir un. Ainsi, la méthode utilisée doit réduire la richesse initiale du choix à un petit sous-ensemble et fournir la précision et le détail nécessaires aux calculs finaux [46].

Une bonne connaissance des matériaux permet de mieux les sélectionner, de mieux les mettre en œuvre, et partant d'atteindre les objectifs de fiabilité et de pérennité [47].

Le choix du matériau ne peut être effectué indépendamment du choix du processus de mise en œuvre. Le coût du matériau et de la mise en œuvre entre également en ligne de compte [46].

De plus. Il faut le reconnaître, une bonne conception seule ne suffit pas pour réussir un produit que ce soit le produit (l'instrument implanté), le choix est conditionné aussi par ses caractéristiques géométriques (formes et dimensions), les caractéristiques superficielle (la texture et sa surface), l'aspect esthétique (couleur, la décoration du produit), environnemental, et la satisfaction qu'ils procurent à l'utilisateur sont autant d'éléments important.

La conception est le processus par lequel une nouvelle idée ou un nouveau besoin est transformé en un ensemble d'informations détaillées à partir desquelles un produit peut être fabriqué [46].

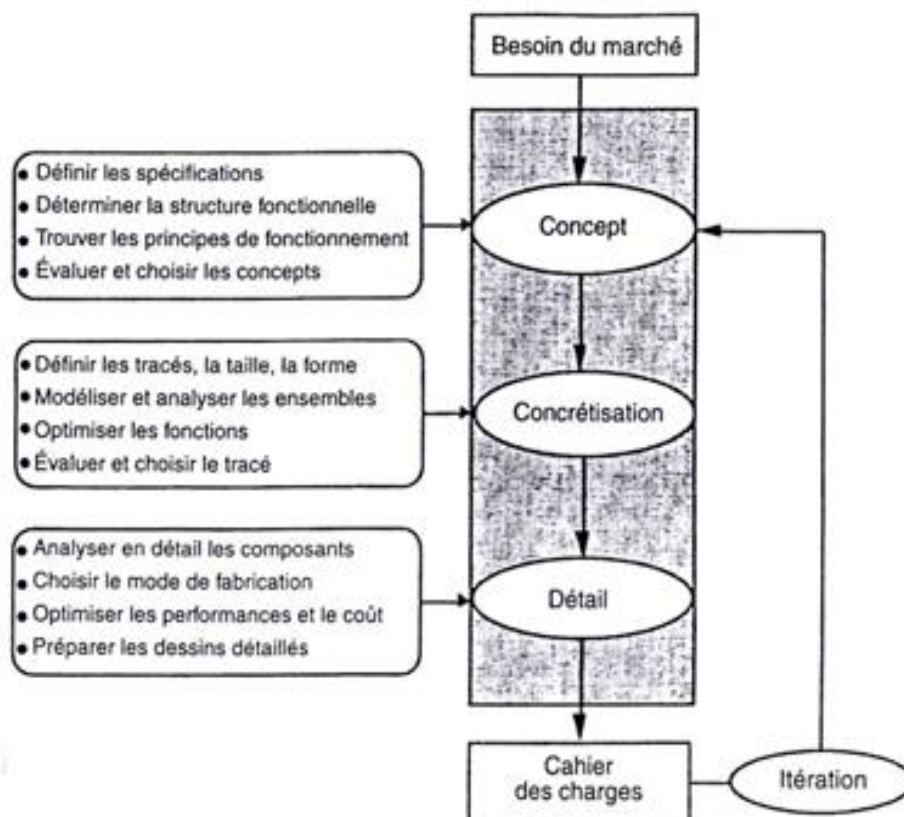


Figure 31: Pérennisation de la chaîne de production [46].

Chacune des étapes de ce processus nécessite la sélection des matériaux et des méthodes utilisés pour fabriquer le produit. La conception impose généralement le choix d'un matériau, mais parfois c'est l'inverse : un nouveau produit ou des améliorations sur un produit existant sont créés ou rendus possibles par un nouveau matériau [46].

La sélection des matériaux est le point central de la relation entre le "produit-matériau-procédé".

Le choix du tandem de matériaux doit être effectué conformément aux exigences du cahier des charges et en tenant compte du développement durable.

- Le matériau nécessite des performances spécifiques pour le produit.
- Le processus impose des exigences liées à la fabrication ou à la construction [45].

## **2. Etapes à suivre pour le choisir des matériaux**

Les processus qu'il faut prendre pour choisir des matériaux sont :

### **2.1. Etudier les informations autour du nouveau produit**

La méthode de création inventive démarre généralement par la découverte et la mise en œuvre de l'idée, à partir d'un concept, d'une demande ou une modification dans la façon d'utilisation. Nous essayons ensuite d'examiner le produit, autrement dit d'identifier ses attributs à l'aide de visualisations graphiques, des exemples ou des instruments de conception automatisée. Par conséquent, nous pouvons déterminer l'installation, la dimension, les fonctionnalités ou l'identité du produit. Finalement, la représentation du prototype vous fait face aux options de matériaux et de méthodes qui permettra de confirmer ou d'améliorer la notion originale.

Selon M. Ashby et K. Johnson dans leur livre intitulé *Materials and Design*, 2nd édition, 2009, Il existe six secteurs de données interconnectés qui doivent être considérés durant le cycle de création pour définir un produit :

- Les produits : Le sujet de recherche contient des informations factuelles telles que les caractéristiques du produit, telles que l'identité, le producteur, le coût ainsi que les fonctionnalités.
- Les matériaux : le produit et ses fonctionnalités.

- Les procédés : l'explication des procédures nécessaires au changement de cette substance.
- L'esthétique : les éléments olfactifs, tactiles, acoustiques ou visuels.
- La perception : les caractéristiques sur lesquelles le produit sera évalué (mode, culture ou goût).
- L'intention : Ce que le concepteur doit penser du produit (quelles sont ses priorités).

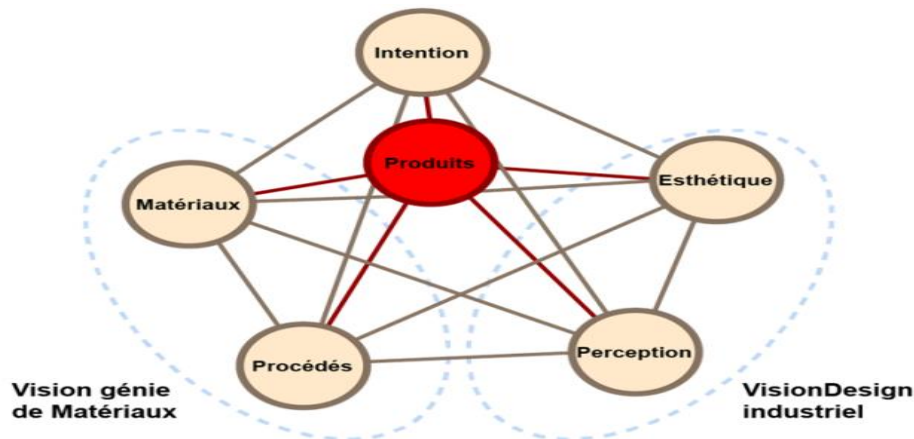
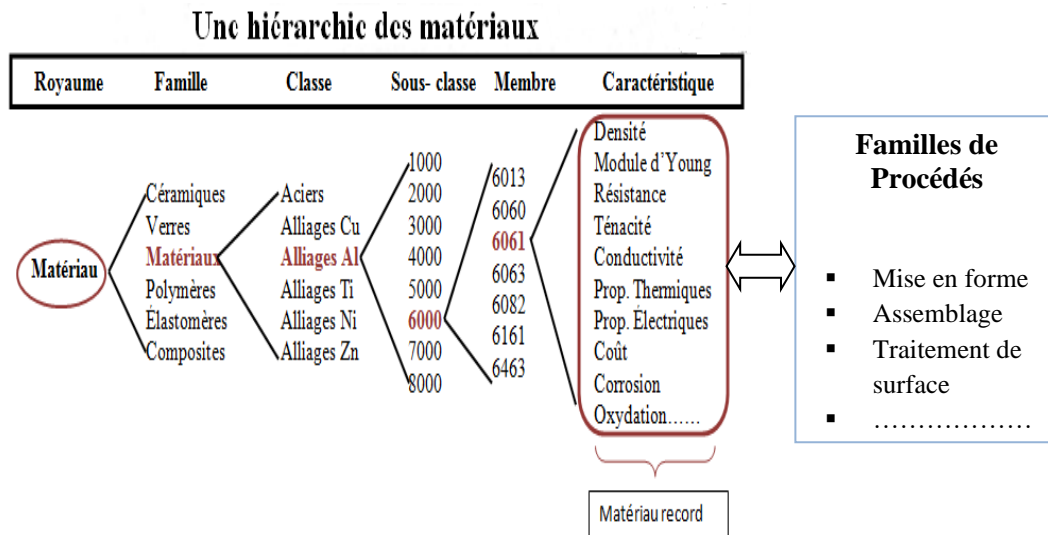


Figure 32: Choix des matériaux d'un produit [45].

Il y a deux visions :

#### i. Vision génie des matériaux

Des progrès importants ont été réalisés au cours des dernières décennies pour améliorer la sélection technique des matériaux évoluant dans des contextes spécifiques. Des techniques systématiques, des sources d'informations et des compétences, également que des logiciels analytiques ont été développés pour découvrir le monde des composants et relier les caractéristiques de performance (mécanique, physique, électrique et thermique) avec le monde des techniques (intensité de main-d'œuvre, impact environnemental, coût, entre autres). Il s'agit d'une méthode déductive.

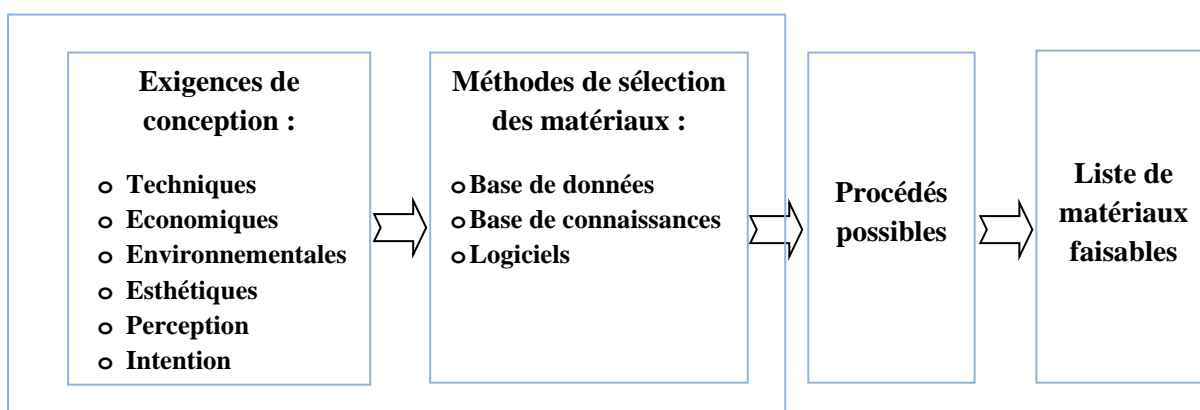


**Figure 33: Familles des matériaux et familles de procédés [45,46].**

**ii. Perspective sur le design industriel**

En revanche, des études plus subjectives et empiriques sont effectuées lors du mécanisme de conception, cependant elles ont également un effet incontestable sur le processus de sélection des matériaux. Les considérations esthétiques ont un impact direct sur la sélection des matériaux.

Ensuite, il est possible de trouver les matériaux les plus appropriés et efficaces pour un nouveau produit en utilisant toutes les données présentées à la figure 31 et illustrées à la figure 33, respectivement.



**Figure 34: Identification des matériaux [45].**

**2.2. Définir les caractéristiques / exigences de conception du produit**

Un attribut est un élément du design qui améliore sa caractéristique, son utilisation ou sa nature. Il existe une variété de ces éléments, et leur combinaison fait partie la description

topographique du produit. Les caractéristiques géométriques ou dimensionnelles peuvent être définies en fonction des exigences techniques pour le produit (résistance à la pression, stabilisation, précaution), des exigences du destinataire (ergonomie) ou autres critères pour communiquer des caractéristiques tactiles ou visuelles. Tels que, les caractéristiques de perception (high-tech, masculin, cher...) et les caractéristiques esthétiques (noir, métallique, doux...). Déterminez les demandes de conception exige de décrire les caractéristiques, les contraintes et les objectifs.

### **2.3. Faire le choix des matériaux viables**

Lorsque les fonctionnalités du produit ont été déterminées, Il faut choisir le monde des matériaux à l'aide des outils comme que des bases d'information dédiées à un sujet particulier, des logiciels et des connaissances préalables. Le processus de réduire les espaces de matériaux potentiels se fera progressivement jusqu'à déterminer le groupe qui répond plus aux besoins déjà établis. L'objectif de Cette modification de stratégie est d'encourager l'inspiration inventive. Pour y parvenir, il existe une variété de méthode pour choisir les de matériaux à utiliser :

- La sélection basée sur des études est utilisée en grande partie pour éliminer les choix non conformes en utilisant les caractéristiques techniques de la matière. Elle s'utilise comme suit :

- Adapter les besoins de la langue non technique à la langue technique ;
- Trouver des indicateurs de capacité technique ;
- Déterminer les caractéristiques liées aux capacités ;
- Examiner le monde des matériaux (base de données) afin de sélectionner qui répondent aux caractéristiques nécessaires.

Il s'agit d'un processus rigoureux, robuste et basé sur des connaissances techniques de la matière. Cependant, il s'agit de règles et de problèmes reconnus.

- La sélection basée sur l'expérience par synthèse antérieure et l'analogie, prend en compte les caractéristiques définies par l'apparence, la compréhension et l'objectif. Les matériaux qui seront pris en compte seront ceux qui sont utilisés de la même manière que le produit étudié. Cela permet de cibler un large éventail de matériaux possibles.

La méthode de sélection permet une collaboration entre différentes pratiques et une utilisation des informations acquises. Cependant, elle repose principalement sur les compétences des créateurs.

- Sélection basée sur comparabilité (similarité) : c'est d'examiner les espaces de conception qui entourent les caractéristiques d'un matériau existant utilisé comme référent parce qu'il répond plus aux spécifications de conception. La procédure est comme ci-dessous :
  - Capture : identifier toutes les caractéristiques de la source de référence.
  - Édition : fixer la propriété principale et libérer les autres caractéristiques (augmenter l'espace de conception).
  - Recherche : liste des nouveaux substituts.

Cette méthode de sélection permet de purifier et comparer les concepts préétablis avec des matériaux potentiels. Mais elle a un univers d'exploration limité.

- Sélection par inspiration : Les méthodes systématiques ou scientifiques ne sont pas utiles dans ce contexte. L'inspiration peut arriver par hasard, lors d'une rencontre, dans un lieu spécifique ou lors d'une exploration de concepts aléatoire. C'est l'étude des espaces de conception. Autour des caractéristiques d'un matériau spécifique répondant le mieux aux normes de conception.

#### **2.4. Évaluer les procédés possibles**

Toute sélection de matériau est liée à un processus. Le produit doit être fabriqué, assemblé et/ou terminé. L'ensemble des familles de procédés est décrit dans l'étape 1.

Les implications techniques, environnementales et économiques des procédés potentiels varient pour l'ensemble des matériaux choisis.

Pour chaque procédé potentiel, plusieurs facteurs doivent être pris en compte lors de la sélection d'un procédé :

- la quantité approximative du produit : Les montants qui pourraient être alloués pour des investissements et les économies d'échelle potentielles vont dépendre de cette information, qui provient des études du marché potentiel.

- Les fonctionnalités techniques ajoutées : Chaque processus a des avantages pour le produit en termes de qualité, de tolérance, de flexibilité géométrique, etc. Ainsi, il est nécessaire de formaliser les bénéfices et les avantages de chaque méthode potentielle.
- L'estimation du coût sur la base de la quantité de production estimée : Il est possible de réduire le coût en comparant la littérature existante sur des produits comparables, en estimant les données historiques internes ou en modélisant ses différentes facettes telles que les coûts de matières premières, d'investissements, d'outils dédiés et de gestion.

### **2.5. Prioriser et tirer des conclusions**

Une fois les caractéristiques des matériaux et leurs méthodes évaluées, il est nécessaire de trouver le meilleur compromis entre les différents espaces. Pour cela, il est nécessaire de faire la liste des caractéristiques du produit les plus importantes et de les évaluer (y compris les caractéristiques esthétiques ou de perception) afin de pouvoir comparer les différents produits et procédés.

Pour faciliter la recherche de matériaux, chacun de ces éléments peut être spécifié clairement dans le cahier des charges. En revanche, L'étape de conception préliminaire permettra de déterminer, éventuellement qualifier et quantifier les critères nécessaires [45].

## **3. Le choix d'un biomatériau dédié à l'implantologie dentaire**

Lorsqu'il s'agit de restaurer ou de remplacer une dent partiellement ou totalement délabrée, voire toute une partie de la denture, ils utilisent à tous les stades de thérapeutique conservatrice ou restauratrice, une gamme infiniment variée de biomatériaux minéraux, organiques, métalliques ou mixtes à titre tant provisoire que définitif.

Toutefois, leur présence dans la cavité buccale qui constitue l'un des milieux les plus complexes biologiquement, peut entraîner des modifications de leurs propriétés (altération par le phénomène de biodégradation) ce qui donne naissance à des effets secondaires d'ordre local, locorégional ou général. En effet, la biodégradation de ces matériaux va engendrer une libération d'ions dans la cavité buccale. Cette libération serait à l'origine, d'une part, de détérioration et de rupture de ces biomatériaux ; et d'autre part, de réactions allergiques et/ou toxiques au niveau local et parfois au niveau systémique, on parle alors d'interactions entre les tissus buccaux et les biomatériaux [48].

### **3.1. Implantologie dentaire**

L'implantologie dentaire est l'une des applications des biomatériaux, une discipline reconnue basée sur 40 ans de recherches scientifiques. Il s'agit d'une branche chirurgicale de la médecine dentaire dont l'objectif est de remplacer une dent manquante (remplacer une seule dent ou multiples dents manquantes.), due à une extraction ou à sa chute causée par l'usure.

Par conséquent, pour combler le trou dentaire, il s'agit de créer une racine artificielle dans l'os maxillaire afin d'y poser ultérieurement une prothèse, qui contribue à l'amélioration le bien-être de vie des patients complètement édentés, porte-dentiers, et ayant un grave handicap dans leur vie sociale [49,50].

### **3.2. L'implant dentaire**

Correspond à racine artificielle en zircone ou en titane qui est fixée et ancrée directement dans l'os de la mâchoire (Figure.1. chap. I). Généralement, Il sert à remplacer la racine d'une dent arrachée ou trop abîmée et dont la racine a été extraite. L'implant dentaire est surmonté d'une prothèse qui imite une nouvelle dent. Il est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire, il permet de supporter et transmet les forces de mastication (en jouant le rôle d'amortisseur), constitué d'une vis conique ou droite, l'implant dentaire peut avoir une longueur variante entre 10 et 15 mm et une largeur oscillante entre 3 et 5 mm [51].

### **3.3. Historique**

Remplacer des dents perdues par un artifice prothétique a été une préoccupation humaine depuis l'aube des temps ne date pas d'hier. Les hommes de la préhistoire ont déjà eu recours à l'implant pour remplacer leurs dents manquantes. 600 ans avant Jésus Christ, la pose d'implants ostéo-intégrés a été pratiquée par la civilisation Maya.

Durant des années, les chirurgiens-dentistes essayaient de reproduire et de se rapprocher le plus possible de l'anatomie de l'organe dentaire. Ce n'est que dans les années 80, que le chercheur Suédois Brånemark, a découvert le principe de l'ostéointégration, révolutionnant ainsi l'implantologie. Les propriétés physiques, chimiques et mécaniques exceptionnelles qu'offre le titane en plus de sa bio-inertie font de lui le biomatériau le plus couramment employé à ce jour en implantologie dentaire. Une toute nouvelle génération d'implants fait son entrée dans cette discipline : les implants en zircone. Du fait de sa bio-inertie, ses remarquables propriétés esthétiques, la zircone pourrait avoir le potentiel pour devenir une alternative au titane. Les études menées à ce jour ont montré que les implants en titane

semblent présenter un rapport bénéfice-risque supérieur à celui des implants en zircone [52,53].

Le tableau suivant expose les différentes étapes de développement des implants dentaires au fil des années :

**Tableau 6: Evolution historique des implants dentaires :**

<b>Evolution historique</b>	<b>Localisation géographique ou chercheur</b>	<b>Matériaux utilisés</b>	<b>Particularités</b>	<b>Réfs</b>
<b>Période antique (avant J-C. à 1000 après J-C)</b>	Afrique (Egypte), Amérique latine et centrale, et au Moyen-Orient.	Dent d'animaux ou dents sculptées dans de l'ivoire.	-Une bonne intégration osseuse des racines artificielles en ivoire	[24]
<b>Année 1565</b>	MAGGIOLO	Racine en or avec une dent en ivoire	/	[53]
<b>Période médiévale (de 1000 à 1800)</b>	Europe	Dents humaines	-Risque d'infection et de contamination bactérienne est mentionnée.	[24]
<b>Période fondamentale (de 1800 à 1910)</b>	Amérique du nord	Or, porcelaine, bois, métaux (platine, argent, étain)	/	[24]
<b>Année 1809</b>	HARRIS	Racine en plomb	/	[53]
<b>Années 1887-1889</b>	GRAMIN	Dents en porcelaine fixe avec de la gutta	/	[53]
<b>Période pré moderne (1910 à 1930)</b>	Amérique du nord	Or, porcelaine	Un contact intime os-implant est soulignée	[24]
<b>Année 1926</b>	MULLER	Bloc de platine recouvert de porcelaine	/	[53]
<b>Période moderne (de 1930 à 1978)</b>	Europe, Amérique du nord	Porcelaine, vitallium, titane	-Implants endo-osseux (I) -Implants sous-périostés -Implants endo-osseux (II)	[24]
<b>Année 1937</b>	SCHNEIDER	Une racine en ivoire renforcée par de l'or.	/	[53]
<b>Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Brånemark)</b>	Europe, Amérique du nord	Titane, alliage de titane, hydroxyapatite, céramique.	/	[24]
<b>Période post-Brånemarkienne (mise en charge immédiate avec implants ostéo-intégrés)</b>	Europe, Amérique du nord	Titane, alliage de titane, hydroxyapatite	/	[24]

### **3.4. Les matériaux d'implants dentaires**

L'implantologie est actuellement une méthode rigoureuse et crédible aux indications précises grâce aux travaux de recherches de Brånemark basés sur le concept de l'ostéo-intégration. Toutefois, le traitement implantaire doit respecter des impératifs biomécaniques afin de garantir son succès.

L'odontologiste est amené à utiliser différentes sortes de biomatériaux métalliques et céramiques pour la réalisation de différents types de prothèses. Par conséquent, il se doit de connaître les propriétés ainsi que les limites de ces biomatériaux métalliques et céramiques employés que ça soit en terme de biocompatibilité ou de résistance mécanique et ce pour plusieurs raisons : tout d'abord choisir le matériau le mieux adapté à la situation clinique ; ensuite, savoir identifier et prendre en charge d'éventuelles réactions secondaires aux biomatériaux métalliques ou céramiques ; enfin, prendre les précautions nécessaires en amont afin d'éviter ce genre de désagréments [54,55].

Les implants dentaires sont plus en titane pur, qui a tendance à être non-réactif dans le corps (pas provoquer une réponse inflammatoire). Cependant, de nombreux types d'implants dentaires modernes sont des alliages de titane qui incluent de petites quantités de métaux comme le vanadium, l'aluminium, le tantale, le niobium. Le but de l'utilisation d'un alliage est de fournir une meilleure stabilité et à l'implant-en particulier dans les implants lames minces qui peuvent être susceptibles aux fractures.

Implant en céramique sont parfois utilisés dans les rares cas où un patient a une allergie au titane. Ce matériau a un potentiel similaire à l'ostéo-intégration de titane.

Les dentistes sont également à explorer de zirconium pour ses capacités d'implants. Ce métal blanc offre un résultat esthétique similaire à une véritable racine de la dent sans ombre gris métal visible sous la gencive [24].

Les biomatériaux métalliques et céramiques qui sont souvent utilisés récemment pour la fabrication des implants dentaires regroupés et présentés dans le tableau ci-dessous :

**Tableau 7: Matériaux en usage implantologie [24] :**

Métalliques	Céramiques	
	Bio-inertes	Bio-actives
Ti cp grade 1-4	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	HAP
Alliages de Ti (grade 5, TiZr)	ZrO <sub>2</sub>	TCP
Le zirconium Zr		Bioverres
Le niobium (Nb)		
Le tantale (Ta)		

### 3.4.1. Les biomatériaux métalliques

#### I. Ti pure

Malgré le fait que Gregor, un moine anglais, l'ait découvert en 1790, à la suite de beaucoup de problèmes rencontrés dans la métallurgie extractive, l'industrie du titane n'a réellement commencé à se produire que vers les années 1950. La montée du titane et de ses composants dans le secteur industriel insiste sur deux caractéristiques essentielles recherchées : une opposition à l'oxydation et des qualités mécaniques exceptionnelles.

Le titane est un métal qui est réactif. En conséquence, la présence d'un film d'oxyde qui protège garantit sa résistance à la corrosion. Grâce à la forte affinité du titane avec l'oxygène, ce film est un oxyde dur et tenace qui se forme instantanément lorsqu'il entre dans un milieu oxygéné.

Le titane pur est commercialisé sous plusieurs qualités en fonction de la teneur en oxygène dissous et en fer. Sa résistance mécanique augmente avec la teneur en oxygène.

Après deux jours, la taille de la couche d'oxyde qui protège mesure environ 1,7 nm, et après 40 jours, elle mesure environ 3,5 nm. Il est nécessaire de comprendre que le dioxyde de titane (TiO<sub>2</sub>) n'est pas le seul composant de la couche d'oxyde ; Cependant, elle est composée de différents oxydes : TiO, TiO<sub>2</sub>, Ti<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Ti<sub>3</sub>O<sub>4</sub> [56, 57, 58, 59,60,].

Cependant, il contient environ 1 % de trace d'impuretés ou d'éléments. Pour les implants chirurgicaux, il existe 4 groupes de titane non allié purement commercial (CP) (tableau 8).

Le titane (niveau 1) Le plus mou est celui qui est le plus pur et le meilleur délicat (avec des quantités minimales de carbone ; d'oxygène, et de fer) avec une capacité à résister à la traction d'environ de 240 MPa, la présence d'éléments traces augment les propriétés

mécaniques de manière substantielle. Ainsi le titane de grade deux est résistant à la rupture de 345 MPa (tableau 9), La résistance en traction du titane de grade 4 est d'environ 500 MPa, qui peut être augmentée à 800 MPa à froid (qualité employée dans la fabrication des prothèses dentaires) [56, 61,62].

Le tableau 8 présente les caractéristiques mécaniques des différents niveaux de titane :

**Tableau 8: Propriétés mécaniques des différents grades de titane [63] :**

	<b>Limite Elastique (MPa)</b>	<b>Limite de rupture (MPa)</b>	<b>Module d'élasticité (GPa)</b>	<b>Allongement (%)</b>	<b>Dureté (Vickers) HV</b>
<b>Grade 1</b>	200	290-410	105-110	>30	120
<b>Grade 2</b>	250	390-540	105-110	>22	150
<b>Grade 3</b>	320	460-590	105-110	>18	170
<b>Grade 4</b>	390	540-740	105-110	>16	200

Le titane a démontré sa capacité exceptionnelle à être biocompatible, étant extrêmement tolérable par les tissus et ne provoquant aucune réaction inflammatoire ou toxique. Il est devenu un métal toujours plus généralement employé dans le secteur de l'implantologie à la suite de ses caractéristiques mécaniques ou de sa résistance exceptionnelle à la corrosion. Le titane pur est employé principalement en stomatologie, car il semble être le meilleur métal pour résister aux contraintes chimiques et mécaniques présentes dans le canal buccal.

## **II. Les mélanges en titane**

L'utilisation d'alliages de titane a permis d'améliorer considérablement les avantages mécaniques. Les alliages de titane sont utilisés plus récemment. Plus que les aciers et les alliages contenant du cobalt. Le F 136, également appelé Ti-6Al-4V, existe depuis environ 30 ans (composé de 90 % de titane, 6 % d'aluminium et 4 % de vanadium, en plus d'impuretés et d'oxygène). Il est l'alliage commercial le plus utilisé dans le domaine biomédical et dentaire (prothèse totale de la hanche, implants dentaires,...).

Il est également est largement utilisé en clinique pour créer des implants orthopédiques ou en implantologie (les tiges fémorales d'implant de hanche, les implants dentaires, ...), et n'a aucune contraindication bien connue.

Grâce aux propriétés isolantes de la couche d'oxyde TiO<sub>2</sub>, qui limitent les échanges électroniques et ioniques, cet alliage n'est pas reconnu comme corps étranger par l'organisme. Il présente des propriétés mécaniques plus intrigantes que le titane commercialement pur, comme le prouvent les valeurs de module d'Young (116 GPa) inférieures à celles des aciers inoxydables ou des alliages Cr-Co-Mo, une bonne résistance à la fatigue et un module d'élasticité qui reste relativement élevé comparativement à celui de l'os cortical. En outre, Selon des études, la présence d'aluminium et de vanadium pourrait, l'avenir, causer des problèmes de santé tels que la maladie d'Alzheimer, la neuropathie et l'ostéomalacie.

Les caractéristiques mécaniques de Ti6Al4V sont :  $\sigma_e = 1050$  MPa,  $\sigma_r = 1185$  MPa,  $\sigma_f = 650$  MPa.

Les alliages Ti-6Al-4V ont principalement l'avantage d'avoir une conductivité thermique environ moitié moindre et une limite de fatigue supérieure d'environ 50 % par rapport au titane pur [56, 61, 64, 65,66].

**Tableau 9: Ti-6Al-4V et les catégories de titane non allié commercialement pur [65] :**

<b>Titane</b>					
<b>Elément (%)</b>	<b>Grade 1</b>	<b>Grade 2</b>	<b>Grade 3</b>	<b>Grade 4</b>	<b>Grade 5</b>
<b>N</b>	0.030	0.030	0.050	0.050	0.050
<b>C</b>	0.300	0.300	0.300	0.300	0.080
<b>H</b>	0.015	0.015	0.015	0.015	0.015
<b>Fe</b>	0.200	0.300	0.300	0.500	0.500
<b>O</b>	0.180	0.250	0.350	0.500	0.200
<b>Al</b>	/	/	/	/	6.000
<b>V</b>	/	/	/	/	4.000
<b>Résistance à la rupture (MPa)</b>	<b>240</b>	<b>345</b>	<b>450</b>	<b>550</b>	<b>1000</b>

L'alliage Ti6Al4V présente une excellente tenue à la corrosion et à la fatigue-corrosion, mais il faut remarquer que ces propriétés ne peuvent être optimisées que par des techniques industrielles rigoureuses. L'élimination des irrégularités de surface et des contaminants lors de la réalisation d'un matériel destiné à l'implantation est importante, comme pour tous les métaux.

Au cours des quinze dernières années, les préoccupations concernant les possibles effets négatifs du relargage du vanadium dans l'organisme ont servi de prétexte au développement d'alliages nouveaux dont le Ti5Al2, 5Fe.

Les inconvénients du titane sont essentiellement liés à son comportement médiocre à l'usure et à la survenue d'une coloration bleue ou noire dans les tissus voisins. La grande sensibilité à l'usure du titane, qui peut induire la libération de particules d'oxydes de titane ou d'alliages de titane dans les tissus environnants, peut provenir de frottements (surfaces articulaires), de micromouvements (contact avec l'os ou avec le ciment), de l'abrasion (par les tissus environnants) et du contact métal-métal (délibéré ou involontaire). Des solutions à ces problèmes sont la nitruration en surface par plasma froid ou l'implantation ionique d'azote.

### **III. Les métaux purs**

**Le tantale :** C'est un matériau reconnu depuis longtemps pour sa biocompatibilité qui a été envisagé dès 1940 la réalisation d'implants chirurgicaux, principalement en a cause de sa capacité à résister à la corrosion. Jusqu'à une époque récente, ses propriétés mécaniques avaient toutefois restreint ses applications aux fils métalliques, agrafes et feuilles pliables.

Il est apparu en implantologie orale en 2012 après avoir été en usage en orthopédie sous la forme de tantale poreux (Kamath et al, 2011 Unger et Duggan, 2011). Il est connu sous la dénomination trabéculaire métal. Cette surface en tantale est mise en contact avec l'os spongieux, elle mime la structure trabéculaire de l'os spongieux et des études ont montré la capacité de croissance osseuse à l'intérieur de ce système réticulé métallique (Bobyne et al, 1999).

**Alliage de Ti Zr :** un alliage de titane et de 15% de zirconium (Ti Zr) a été récemment introduit sur le marché afin d'augmenter les propriétés mécaniques des implants de diamètres réduits (Barter et al, 2012). Cependant, l'augmentation de ses propriétés mécaniques n'est pas que modeste, de l'ordre de 15 à 16%. Elles demeurent encore en deçà des propriétés mécaniques de l'alliage Ti6Al4V.

**Le zirconium :** a été envisagé pour des utilisations chirurgicales depuis 1950, parce qu'il est très résistant à la corrosion et non toxique pour les tissus de l'organisme. Il est nettement moins dense que le tantale, mais il a des propriétés mécaniques similaires. Plus récemment, un alliage avec 2,5 % de columbium (également connu sous le nom de niobium) a été étudié pour améliorer sa capacité à résister à l'épuisement.

**Le niobium (ou columbium) :** est fait de métal près qu'identique. Néanmoins, il convient de souligner que Le tantale et le niobium n'ont pas d'excellentes caractéristiques mécaniques ; et une opposition exceptionnelle à la détérioration que si au moins 99,9 %

d'entre eux sont purs. Ils nécessitent l'industrie de la poudre, la fusion par rayonnement d'électrons ou la fusion par arc sous ultraviolette en raison de leur point de fusion élevé (Afin de prévenir la contamination à partir du carbone, l'hydrogène, l'azote, l'oxygène.). Par conséquent, Le tantale et le niobium sont disponibles pour l'utilisation pour les prothèses qui sont exposés à des pressions hautes par un processus de fabrication appropriées, malgré leur plus faible opposition à aux fractures. De plus, ils ont une basse sensibilité à la coupe et une basse probabilité que les fissures se propagent, et Leur fatigue ne change pas considérablement dans un milieu corrosif.

Lorsqu'il s'agit d'alliages à base de cobalt, leur module de résistance est plus similaire de celui de l'os. Cependant, ils ne sont pas recommandés pour des surfaces articulaires en raison de leur comportement de cas de frottement.

Les propriétés biocompatibles des deux métaux à court et à long terme ont été confirmées par des études in vitro et in vivo. La croissance des fibroblastes n'est pas inhibée et les implants intra osseux sont étroitement liés à l'os, avec ou sans support. Les implants dentaires en tantale ont pu avoir un contact direct avec l'os jusqu'à dix ans. Le tantale est utilisé principalement dans les prothèses dentaires, des fils de suture sur la peau ou les tendons, des systèmes de treillis herniaires, des électrodes situées dans les muscles ou les cérébroïdes [61,63].

**Tableau 10: Propriétés mécaniques du tantale et du niobium [61] :**

<b>Propriétés</b>	<b>Tantale</b>		<b>Niobium</b>	
	<b>Recuit</b>	<b>écroui</b>	<b>Recuit</b>	<b>écroui</b>
<b>Dureté Vickers (HV)</b>	80-100	120-300	10-60	18-110
<b>Module d'élasticité (10<sup>3</sup> MPa)</b>	186-191		103-116	
<b>Résistance à la rupture (MPa)</b>	200-300	400-1000	275-350	300-1000
<b>Elongation (%)</b>	20-50	1-25	25-40	1-25

L'utilisation de l'or en dentisterie est la plus connue de cette catégorie. Ces matériaux sont de plus en plus rares car ils sont coûteux [61].

### **3.4.2. Les biomatériaux céramiques**

La céramique est une famille de solides non organiques et non métalliques constitué de carbures, d'oxydes, de borures et de nitrures.

Les céramiques et les verres, qui sont généralement constitués de matières premières minérales telles que les oxydes ou les silicates, sont généralement traités à des degrés divers à haute température. Il a été utilisé pour la première fois en France par Boutin en 1970 [57,67, 68].

Les céramiques sont utilisées pour créer des prothèses biomédicales car elles sont soit neutres pour l'organisme le corps de l'homme (problème de refus des implants) et gardent leurs propriétés mécaniques et tribologiques dans un environnement particulièrement agressif, soit ont une composition similaire à celle des tissus osseux et participent activement à la fonction de réparation du coussin.

Les valves cardiaques, les implants de l'oreille interne, les implants dentaires et les prothèses de hanche sont fabriquées à partir de céramiques et de verres. Les céramiques bioactives et bioinertes font partie de cette catégorie de biomatériaux (tableau 11) [61, 63, 65,68].

**Tableau 11: Les céramiques les plus courantes utilisées dans le domaine médical [65] :**

<b>Céramique</b>	<b>Formule chimique</b>	<b>Type</b>
<b>Alumine</b>	$Al_2O_3$	Bioinerte
<b>Zircone</b>	$ZrO_2$	Bioinerte
<b>Bioverre</b>	$Na_2OCaOP_2O_3-Si$	Bioinerte
<b>Hydroxyapatite</b>	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	Bioinerte
<b>Phosphate tricalcique</b>	$Ca_3(PO_4)_2$	Bioactive + biorésorbable

Les céramiques bio-inertes, sont des matériaux équipé d'une inertie chimique, physique, thermique et biologique pour maintenir les processus physiologiques habituels du corps. Ces matériaux sont constitués d'oxydes métalliques réfractaires, électro chimiquement stable, de ce fait les céramiques ne sont pas soumises à la corrosion électrochimique. Leur résistance aux chocs est inférieure à celle des matériaux métalliques, cependant dernières années, elle a largement augmenté jusqu'à atteindre 10. Cela demeure encore en deçà de celle du titane qui est de 100 (Brunette et al, 2001). Les céramiques inertes les plus connues et les plus documentées pour leur biocompatibilité sont : l'alumine ( $Al_2O_3$ ) et la zircone ( $ZrO_2$ ), Sont utilisées pour les implants dentaires, pour les prothèses de hanche en raison de leur faible coefficient de frottement [65,69].

### **I. l'alumine**

La céramique d'alumine est actuellement un matériau préféré pour les composants de frottement pour les opérations d'arthroplastie. En effet, l'alumine combine de nombreuses caractéristiques :

Une excellente résistance à toutes les formes de corrosion, une bonne bio tolérance, une structure cristalline très fine permettant d'avoir un excellent état de surface après polissage, un indice de rugosité Ra très bas pouvant atteindre 0,01  $\mu\text{m}$ , et une pureté de 99,7 %, une dureté très élevée (c'est l'un des matériaux les plus durs après le diamant), un module d'élasticité élevé (très supérieure à celui des alliages métalliques), densité supérieure à 3,93 ; taille de grains inférieure à 6  $\mu\text{m}$ , résistance à la flexion  $\geq 500$  MPa ; résistance à la compression  $>5\ 000$  MPa ; résistance aux chocs : 45 N/cm<sup>2</sup> (0,50 MPa.), Module d'Young (380 GPa). L'alumine est un matériau fragile qui résiste peu aux chocs et qui supporte mal une répartition des contraintes non uniforme [61, 65,66].

### **II. la zircone**

La stabilisation est en général effectuée avec des compléments ; CaO, MgO, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, parmi d'autres, ont un taux de 5 à 10 % et sont très résistants à la corrosion, ainsi que d'excellentes attributs mécanique (densité : 6.02 g/cm<sup>3</sup>, résistance à la flexion 1000-1500 MPa, module d'élasticité : 210 GPa; résistance à la compression : 2 500 MPa), excellente opposition au frottement et à la fatigue sur le banc d'essai, leur opposition à l'usure arrive à 107 périodes.

Aucune différence n'a été observée entre la réponse du tissu qui est exposé à l'alumine et sa réaction à l'exposition à la zircone, selon les recherches en chirurgie orthopédique de Christel et en chirurgie orale de Dubruille et al. Les recherches d'Ichikawa et Ito (in vitro et in vivo chez l'animal) ont aussi démontré la bio résistance exceptionnelle de la zircone [61,66].

La variété de biomatériaux utilisés dans la fabrication d'implants dentaires a été réduite en raison de leurs qualités physiques, chimiques ou biologiques limitées ou de leur coût élevé.

Il est difficile de choisir les biomatériaux pour un patient et cela doit être fait avec bon sens et des données scientifiques. Les aspects physique, chimique et biologique influencent cette décision.

En cette section, nous tentons d'opter pour un biomatériau qui est capable de prendre la place de la racine naturelle d'une dent absents sans causer des conséquences indésirables ou de refus en raison de ses caractéristiques biologiques et chimiques comme (la toxicité, la dégradation, la corrosion...). Ils ont des caractéristiques mécaniques plus étroitement lié à

celle de l'os en utilisant le processus KNN (les K voisins les plus proches) pour décider le biomatériau le plus proche.

## **4. Les voisins les plus proches de K**

En recherche diagnostique, les techniques d'apprentissage statistique et de classification sont importantes, plus précisément dans l'identification des combinaisons des biomarqueurs qui constitueront les futurs tests de diagnostic in vitro. Dans ce contexte, la méthode des k plus proches voisins pondérés, qui fait partie des méthodes à base de voisinage, présente des performances très intrigantes [70,71].

### **4.1. Fondamentaux**

La notion de voisinage d'un point est assez intuitive. Une définition simple serait : une zone de l'espace qui comprend ce point. C'est une notion centrale en mathématique, particulièrement en analyse lorsqu'on souhaite unifier la notion de finités de (calcul de limites) d'un espace métrique.

Dans les espaces métriques, une autre notion centrale est la notion de distance qui est de fait très imbriquée à la notion de voisinage.

Définissons donc le voisinage d'un point comme étant l'ensemble des autres points qui sont à une certaine distance de lui.

La notion de distance même dépasse largement le cadre de cet exposé. L'avantage de cette définition provisoire nous permet au moins une incursion dans la statistique qui se contente en général des définitions sommaires, non rigoureuses et qui par l'extension des propriétés permet un raisonnement asymptotique : c'est à dire, s'appuyant sur la loi des grands nombres.

Garder à l'esprit les fondements mathématiques de la notion de distance et de la notion de voisinage permet d'être très critique sur les résultats que les algorithmes que nous verrons plus loin donnent [72].

### **4.2. Définition**

La méthode des k plus proches voisins K-ppv ou KNN (En abrégé KNN, de l'anglais k-Nearest Neighbors) a pour but de classifier des points cibles (classe méconnue) en fonction de

leurs distances par rapport à des points constituant un échantillon d'apprentissage (C'est-à-dire dont la classe est connue a priori).

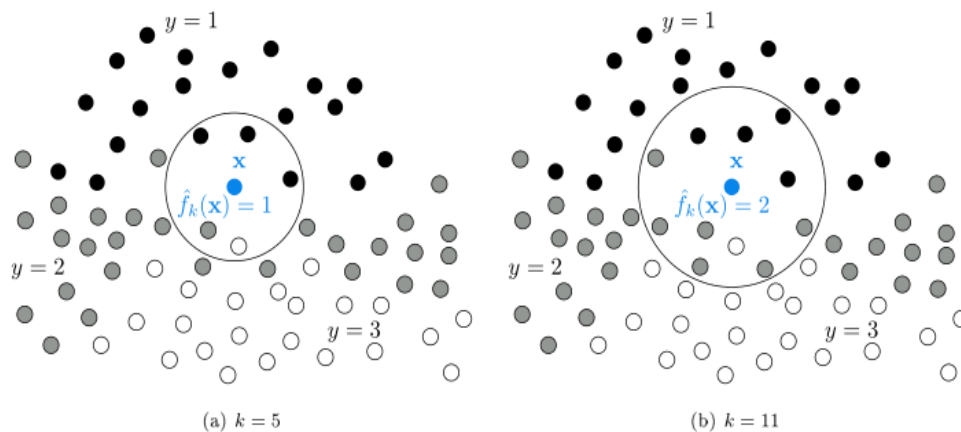
C'est une méthode d'apprentissage supervisée qui raisonnent avec le principe sous-jacent : "dis-moi qui sont tes amis, je te dirais qui tu es". Elle diffère des méthodes d'apprentissages traditionnelles car aucun modèle n'est induit à partir d'exemple. A chaque fois que l'on veut classer un nouvel individu, on refait tourner l'algorithme et on cherche de nouveaux amis.

L'apprentissage supervisé (supervised learning) est une technique d'apprentissage automatique où l'on cherche à produire automatiquement des règles à partir d'une base de données d'apprentissage contenant des « exemples » (en général des cas déjà traités et validés) [72,73].

### **4.3. Approche intuitive**

L'algorithme des k-plus proches voisins est un algorithme intuitif, aisément paramétrable pour traiter un problème de classification avec un nombre quelconque d'étiquettes.

Le principe de l'algorithme est particulièrement simple : pour chaque nouveau point  $x$  on commence par déterminer l'ensemble de ses k-plus proches voisins parmi les points d'apprentissage que l'on note  $V_k(x)$  (bien sûr on doit choisir  $1 \leq k \leq n$  pour que cela ait un sens). La classe que l'on affecte au nouveau point  $x$  est alors la classe majoritaire dans l'ensemble  $V_k(x)$ . Une illustration de la méthode est donnée en Figure 35 pour le cas de trois classes.



**Figure 35: Exemple de fonctionnement de la méthode des k-plus proches voisins pour des valeurs du paramètres  $k = 5$  et  $k = 11$ . On considère trois classes,  $L = 3$ , représentées respectivement en noir ( $y = 1$ ), en gris ( $y = 2$ ) et en blanc ( $y = 3$ ) [74].**

Dans ce cadre, on dispose d'une base de données d'apprentissage constituée de  $N$  couples « entrée-sortie ». Pour estimer la sortie associée à une nouvelle entrée  $x$ , la méthode des  $k$  plus proches voisins consiste à prendre en compte (de façon identique) les  $k$  échantillons d'apprentissage dont l'entrée est la plus proche de la nouvelle entrée  $x$ , selon une distance à définir.

Par exemple, dans un problème de classification, on retiendra la classe la plus représentée parmi les  $k$  sorties associées aux  $k$  entrées les plus proches de la nouvelle entrée  $x$  [74].

#### 4.4. Algorithme des K-pp

L'algorithme des K- plus -proche-voisins est l'un des algorithmes les plus simple d'apprentissage automatique supervisé. En supposant qu'une base d'apprentissage correctement étiquetée soit à disposition, cette méthode permet d'obtenir de très bons résultats de classification [75].

L'algorithme K-ppv est un algorithme appartenant à la catégorie des algorithmes appelés « paresseux » : l'opposé de nombreuses autres techniques d'apprentissage automatique. Il n'y a pas d'apprentissage réel, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de phase d'optimisation mathématique pour déterminer les paramètres d'une fonction [76].

C'est une approche très simple et directe. Elle ne nécessite pas d'apprentissage mais simplement le stockage des données d'apprentissage. Son principe est le suivant. : Une

donnée de classe inconnue est comparée à toutes les données stockées. On choisit pour la nouvelle donnée la classe majoritaire parmi les K plus proches voisins (Elle peut donc être lourde pour des grandes bases de données) au sens d'une distance choisie [77].

Afin de trouver les K plus proches d'une donnée à classer, on peut choisir la distance euclidienne. Soient deux données représentées par deux vecteurs  $x_i$  et  $x_j$ , la distance entre ces deux données est donnée par :

La distance entre deux points selon la théorie euclidienne  $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$  et  $U(u_1, u_2, \dots, u_n)$  est fourni par [76,77,78] :

$$d(X,U) = \sqrt{\sum_i (x_i - u_i)^2} \dots \dots \dots (1)$$

Officiellement, soit  $L$  échantillon d'enseignement ou l'ensemble de données disponible [76]:

$$L = \{(y_i, x_i), i = 1, \dots, n_L\} \dots \dots \dots (2)$$

Ou  $y_i \in \{1, \dots, n_L\}$  dénote la classe de l'individu  $i$ , et le vecteur  $x_i = (x_{i1}, \dots, x_{ip})$  représente les variables prédictives d' $i$ . Une fonction de distance arbitraire  $d(\dots)$  est utilisée pour déterminer le voisin le plus proche.

La dissimilarité ou la distance euclidienne entre deux personnes caractérisées par  $p$  covariables est définie par [76,78] :

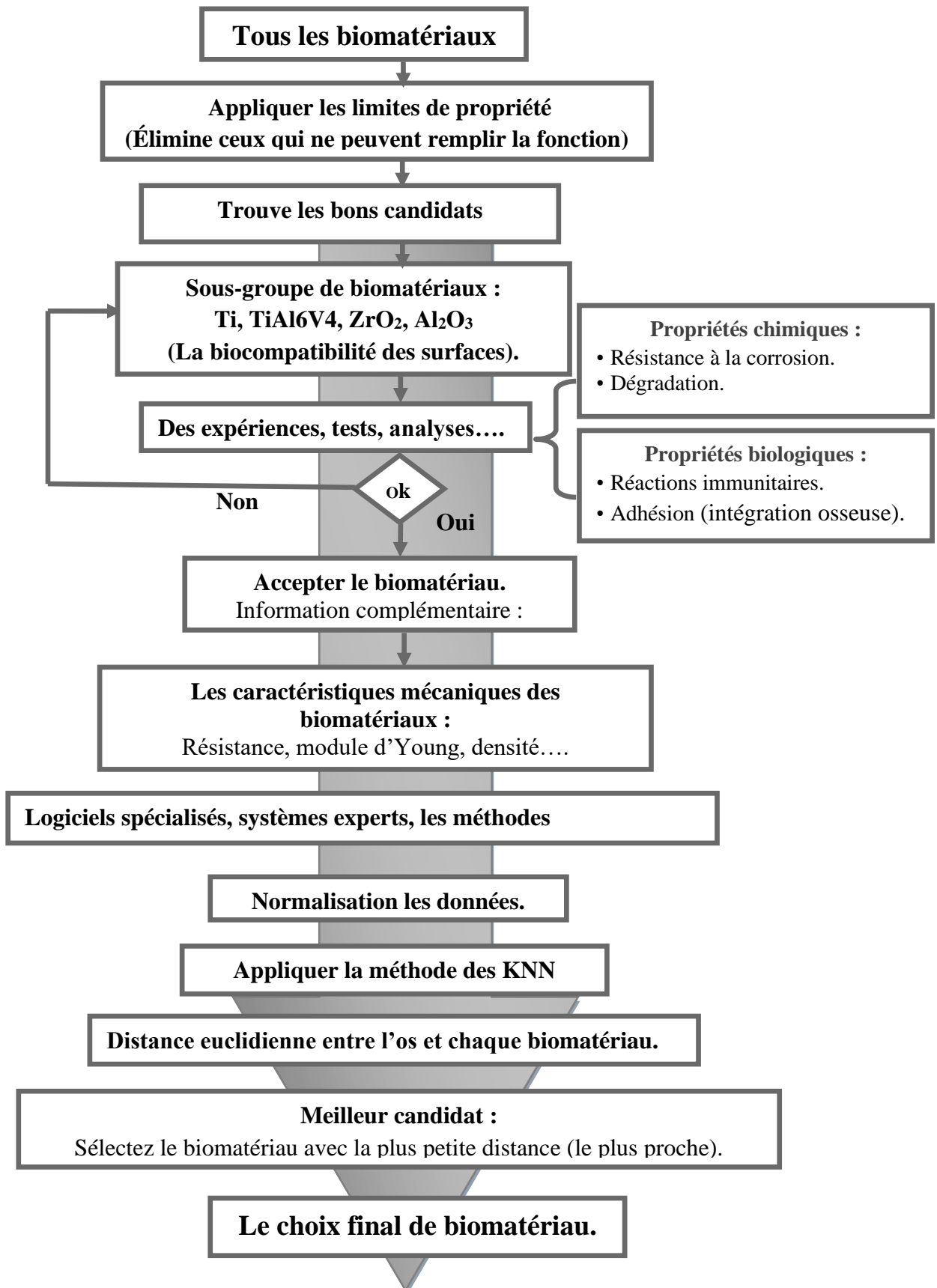
$$d((x_1, x_2, \dots, x_p), (u_1, u_2, \dots, u_p)) = \sqrt{(x_1 - u_1)^2 + (x_2 - u_2)^2 + \dots + (x_p - u_p)^2} \dots \dots (3)$$

Ainsi, pour une nouvelle observation  $(y, x)$  le plus proche voisin  $(x_1, y_1)$  dans l'échantillon d'enseignement est choisi par [74.76.78] :

$$d(x, x_{(1)}) = \min_i (d(x, x_i)) \dots \dots \dots (4)$$

Et  $\hat{y} = y_{(1)}$ , la classe du voisin plus proche, est choisie pour prédire  $y$ .  $x_{(j)}$  et  $y_{(j)}$  désignent à la fois le  $j^{me}$  plus proche voisin de  $x$  et sa classe d'appartenance [74, 76,78].

L'organigramme ci-dessous montre les étapes de notre travail :



**Figure 36:** Organigramme de la stratégie de choix un biomatériau.

## 5. Application de la méthode des Kpp

### 5.1. Premier test : la biocompatibilité des surfaces

Il existe une gamme infiniment variée de biomatériaux minéraux, organiques, métalliques ou mixtes à titre tant provisoire que définitif. Parallèlement aux difficultés physicochimiques et technologiques liées à leur mise en œuvre, surgissent des problèmes biologiques en rapport avec leur nature et leurs indications. Eu égard la difficulté d'étudier l'ensemble des biomatériaux utilisés en odontologie, nous avons choisi de traiter dans ce travail quelques biomatériaux métalliques et céramiques. Les biomatériaux couramment utilisés dans l'implantologie sont mentionnés : le titane pur (Ti) pur ; alliage de titane (Ti6Al4V) ; Alumine ( $Al_2O_3$ ) et Zircone ( $ZrO_2$ ) [16, 24, 56,59].

Une condition préalable à l'implantation d'un biomatériau dans le corps humain est sa biocompatibilité. Cette notion est reposée sur les critères suivants :

Les caractéristiques mécaniques, les caractéristiques chimiques (dégradation ; corrosion, oxydation) et les caractéristiques biologiques comprennent la bio-adhésion (implantation des tissu osseux), ainsi que la réponse immunitaire (toxiques, allergiques, cancérigènes).

La première phase de notre travail consiste à évaluer la capacité des surfaces des biomatériaux utilisés dans cette recherche (Ti6Al4V ; Ti ;  $ZrO_2$  ;  $Al_2O_3$ ) à être biocompatibles.

Le tableau 12 présente les normes de biocompatibilité des surfaces de ces biomatériaux.

Tableau 12: Les propriétés de la biocompatibilité des surfaces :

Les biomatériaux Les critères		Ti	Ti6Al4V	ZrO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
		[57,60, 62,63]	[69, 60, 61]	[57, 65,66]	[61, 65,66]
La biocompatibilité	Chimique				
	Corrosion	++	++	++	++
	Dégradation	++	++	++	±
	Biologique				
Adhésion (Intégration osseuse)	++	++	++	++	
Réactions immunitaires (Allergiques, toxique, cancérigènes)	++	±	++	++	

++ : Élevée. ± : Moyenne. - : Faible.

Le schéma suivant traduit ces critères :

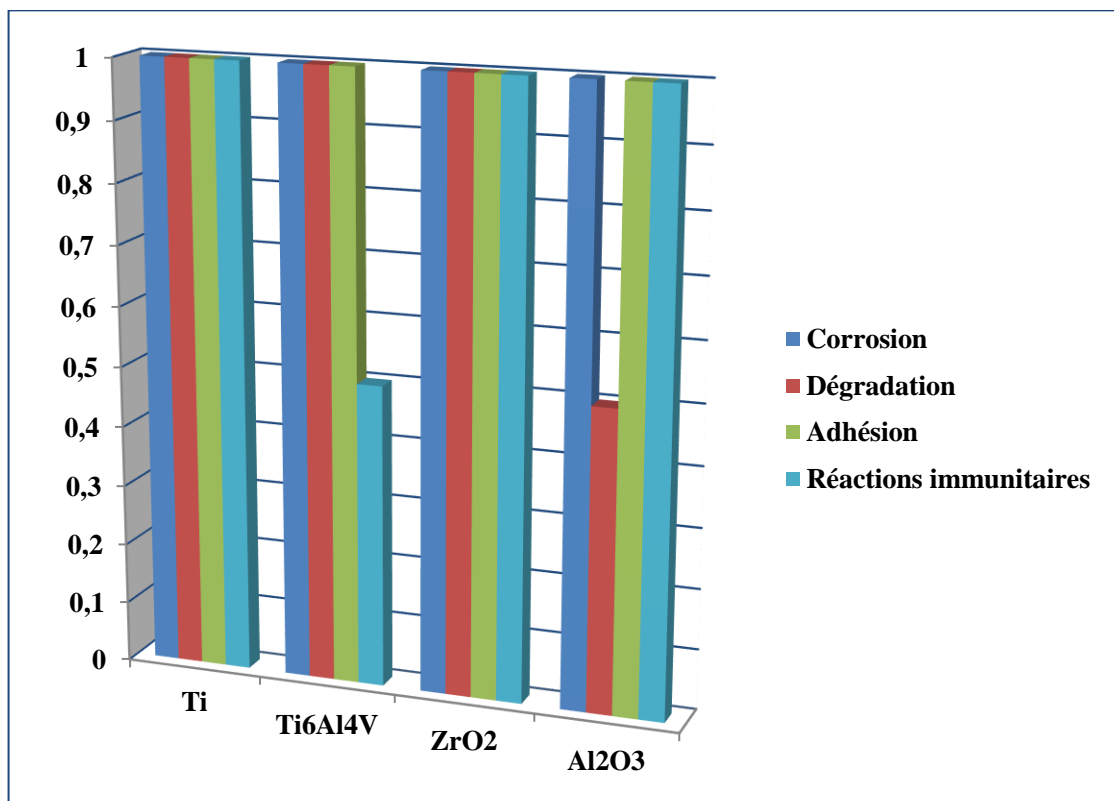


Figure 37: Les critères de la biocompatibilité de surface en schéma.

1 : Excellente propriété. 0.5 : moyenne propriété. 0 : mauvaise propriété.

Après l'examen, le biomatériau ayant un manque d'adaptation avec la surface est exclu et les autres biomatériaux sont testés.

### 5.2. Deuxième test : la biocompatibilité structurale

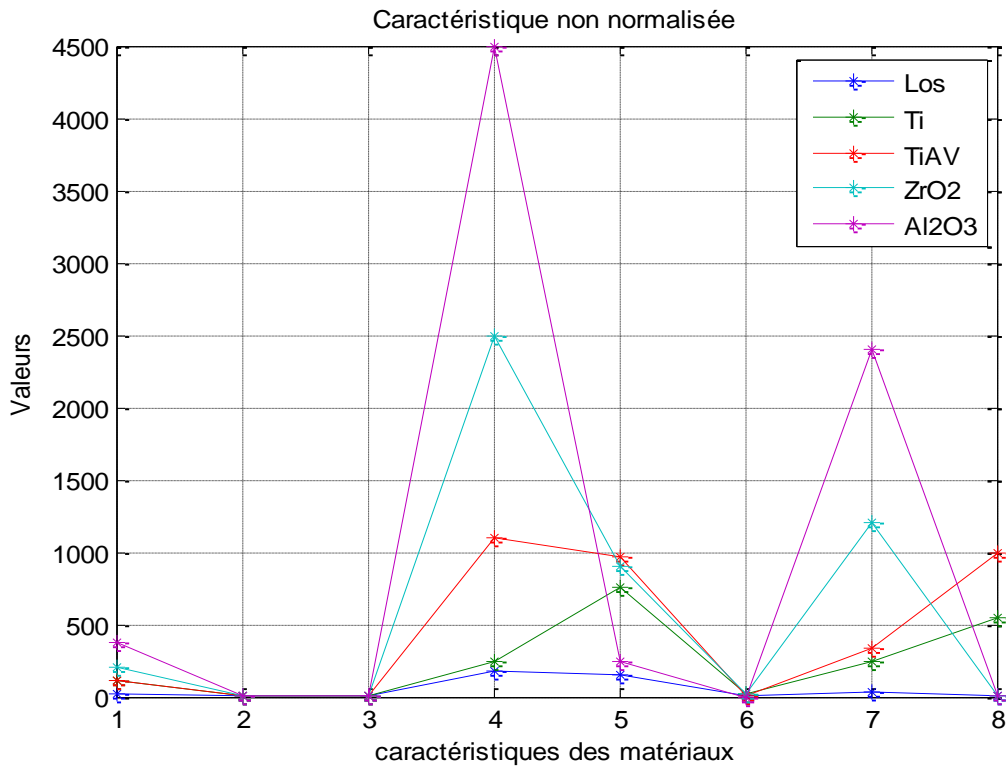
Les caractéristiques mécaniques des biomatériaux utilisés pour remplacer les tissus endommagés doivent être les plus similaires possibles à celles des tissus [46].

Les caractéristiques mécaniques des biomatériaux destinés à l'implantologie et de l'os sont présentées dans le tableau suivant :

**Tableau 13:** Les propriétés mécaniques des biomatériaux, y compris l'os :

N°	Propriétés	L'os S/C	Ti	Ti6AL4V	ZrO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
1	Module d'Young (GPa)	14.7 [79]	110 [61, 65,80]	116 [79,81]	200 [61,82]	380 [65, 83,84]
2	$\nu$ coefficient poisson	0.3 [16,80]	0.3 [80,81]	0.28 [80]	0.35 [57]	0.22 [83,84]
3	Densité g/cm <sup>-3</sup>	2.3 [61]	4.5 [57,59]	4.4 [57,61]	6.08 [61,83]	3.98 [57,83]
4	Résistance en compression (MPa)	180 [61]	250 [57]	1100 [57]	2500 [66]	4500 [65]
5	La résistance à la déformation (MPa)	156.9 [57]	760 [65]	965 [65]	900 [57]	250 [57]
6	A (%)	1.49 [57]	15 [64,84]	10 [64,84]	15 [57]	0 [83]
7	Dureté Vickers (HV)	26.5 [57]	240 [57]	330 [57]	1200 [64]	2400 [83,84]
8	Résistance à la rupture (MPa)	12 [64]	550 [64,84]	1000 [64]	10 [65]	6 [65]

La figure ci-dessous montre ces propriétés.



**Figure 38: Les propriétés mécaniques des biomatériaux.**

Nous décrivons ci-dessous les actions que nous avons suivies afin de déterminer le biomatériau à proximité :

Avant l'utilisation de la méthode de calcul de la distance euclidienne, il est nécessaire de normaliser ces caractéristiques afin d'unifier les valeurs et les unités.

➤ **Normalisation :**

Le prétraitement de chaque caractéristique est appelé normalisation.

Elle inclut la normalisation de chaque propriété à une valeur unitaire.

L'équation suivante est utilisée pour calculer la normalisation :

$$\text{propriété}_{\text{Normalisée}(i,j)} = \frac{\text{propriété}(i,j)}{\max(\text{propriété}(i))} \dots \dots \dots (5)$$

$$i=1, \dots, 8, j= 1, \dots, 5$$

Le tableau 14 présente les résultats obtenus après normalisation. Il est important de noter que les valeurs des propriétés normalisées sont de 0 à 1.

**Tableau 14: Les caractéristiques qui ont été normalisées :**

N°	Propriétés	L'os	Ti	Ti6Al4V	ZrO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
01	Module d'Young	0,039	0,289	0,305	0,526	1,000
02	ν coefficient poisson	0,857	0,857	0,800	1,000	0,629
03	Densité	0,378	0,740	0,724	1,000	0,655
04	Résistance en compression	0,040	0,056	0,244	0,556	1,000
05	La résistance à la déformation	0,163	0,788	1,000	0,933	0,259
06	A	0,099	1,000	0,667	1,000	0,000
07	Dureté Vickers (HV)	0,011	0,100	0,138	0,500	1,000
08	Résistance à la rupture	0,012	0,550	1,000	0,010	0,006

L'idée est de calculer la distance euclidienne entre l'os et chaque biomatériau.

La distance euclidienne entre un point  $X(x_1, x_2, \dots, x_n)$  et un point  $U(u_1, u_2, \dots, u_n)$  est donnée par [51]:

$$d(X, U) = \sqrt{\sum_i (x_i - u_i)^2} \dots \dots \dots (6)$$

*U: propriétés de l'os. X: les propriétés d'un biomatériau.*

Le choix final entre les biomatériaux pour sélectionner qui remplace et jouent le rôle et des racines des dents et remplir sa fonction et ont un taux de succès et de survie très élevé, dépende à l'écart euclidien entre chaque biomatériau et l'os. Considérant que Le biomatériau dont les propriétés sont similaires à celles de l'os a la distance euclidienne la plus faible.

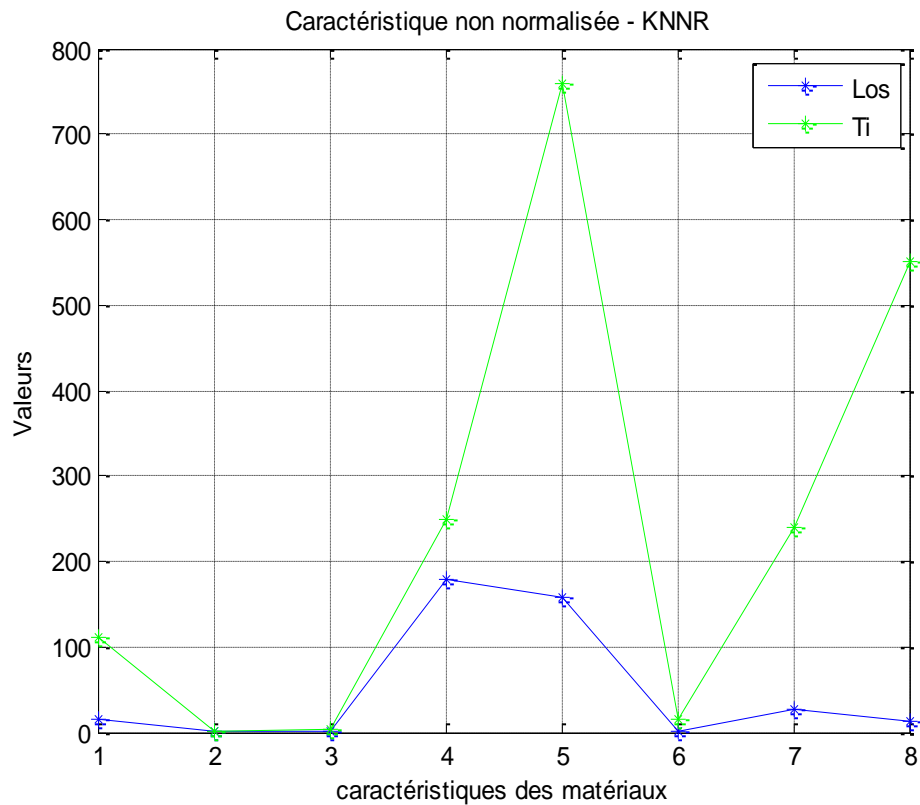
Le tableau suivant présent la distance euclidienne entre chaque biomatériau et l'os est la suivante :

**Tableau 15:** l'écart selon Euclid entre les biomatériaux et l'os :

<b>Les distances euclidiennes</b>			
<b>L'os -Ti</b>	<b>L'os -Ti 6Al4V</b>	<b>L'os -ZrO<sub>2</sub></b>	<b>L'os -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>
1.3012	1.5002	1.5981	1.7238

Les résultats que nous avons acquis à l'aide du logiciel Matlab R 2006 a.

Les distances euclidiennes entre l'os et les biomatériaux sont très proches, mais la distance la plus petite est entre l'os -Ti (1.3012), l'os -Ti 6Al4V (1.5002), l'os -ZrO<sub>2</sub> et l'os -Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (1.5981, 1.7238).



**Figure 39:** Les propriétés de l'os et Ti.

Ainsi, le titane est le biomatériau voisin le plus proche, ce qui démontre que ses caractéristiques mécaniques sont similaires à celles de l'os "biocompatibilité structurelle" (figure 39), ce qui signifie que le titane est le biomatériau préféré pour utiliser la méthode KNN. De plus, les critères de biocompatibilité de surface du Ti sont excellents.

De plus, la majorité des prothèses dentaires accessibles sur le marché sont constitués de Ti [61,63, 64] et de ZrO<sub>2</sub>, mais les prothèses en ZrO<sub>2</sub> sont moins fréquemment appliquées car ils sont chers [85], car Le choix d'un biomatériau est influencé par le prix.

Le prix de l'implant dentaire en titane en France varie considérablement en fonction de la marque et oscille entre 700 et 1200€. Les implants dentaires en zirconium coûtent plus cher, atteignant environ 1200€.

---

# **Chapitre V**

## **Modélisation par éléments finis et simulations**

---

## Introduction

Les implants dentaires présentent l'avantage de permettre de remplacer une véritable dent perdue ou extraite c'est l'objectif commun du patient et de son chirurgien-dentaire pour recréer une fonction de mastication et d'un résultat esthétique irréprochable par l'intermédiaire de prothèses cosmétiques s'appuyant sur les implants [85].

L'implant dentaire permet garder les dents saines voisines intactes et de donner plus de force de mastication au maxillaire contrairement au bridge par exemple.

L'implantologie, quand elle est possible, est donc une solution souvent plus adaptée au confort du patient.

La médecine dentaire reconstructrice est en pleine évolution vers les technologies numériques. Les scanners intra oraux et les techniques de production CAO/FAO qui y sont associées jouent ici un rôle central. La production industrielle nécessite aujourd'hui le soutien de l'informatique pour réduire les coûts et contrôler la qualité. Il en résulte des techniques de fabrication reproductibles et extrêmement précises. Jusqu'ici, la médecine dentaire était à la traîne dans ce domaine, bien que l'introduction de la première prise d'empreinte numérique réalisée avec le système CEREC de Sirona remonte à près de 30 ans (Mörmann & Brandestini 1987). En médecine dentaire reconstructrice, l'utilisation des scanners intra oraux représentait en fait la pièce manquante du puzzle pour les techniques de fabrication basées sur les systèmes CAO/FAO. Et de fait, les développements et les offres permettant la réalisation de séquences numérisées sont en plein essor [86].

**La CFAO** permet, de plus, un résultat de conception et de fabrication parfait.

Les premiers logiciels de CAO pour les prothésistes dentaires dans le domaine de la modélisation 3D sont nés au début des années 2000 lancés par les fournisseurs de matériaux et d'équipements pour les laboratoires. En parallèle, sont apparus des solutions complètes de conception et d'usinage pour répondre au nouveau marché des prothèses fixes en céramo-céramique.

En termes de qualité, tous les utilisateurs sont d'accord pour dire que les gains de précision sont remarquables, avec des ajustements parfaits. De plus, le passage par une maquette numérique est nécessaire à la fabrication de certaines restaurations.

Les maquettes manuelles sont ainsi d'une précision de seulement 100 à 200  $\mu\text{m}$  contre 20 à 50  $\mu\text{m}$  avec la CFAO [87].

Ces véritables maquettes virtuelles permettent d'étudier la sensibilité de nombreux paramètres et d'aider à la conception et à l'amélioration d'implants innovants [88].

## 1. Modélisation par la méthode des éléments finis

### 1.1. Définition de la méthode

La **méthode des éléments finis (MEF)**<sup>[1]</sup> fait partie des outils de mathématiques appliquées, c'est une manière numérique de résoudre certains des problèmes de physique, elle permet de déterminer une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origine diverses et à certaines conditions imposées [89,90].

Cette méthode s'appuie sur une représentation discrétisée de l'organe modélisé, appelée **maillage**. Celui-ci est composé de « briques élémentaires » ou **éléments** de forme géométrique simple : hexaèdre, tétraèdre, pyramide ou prisme. Les points qui définissent la forme des éléments sont appelés **nouds**. Un maillage est donc un ensemble de nouds connectés entre eux par des éléments, et à rechercher une formulation simplifiée du problème sur chaque élément, c'est-à-dire à transformer le système d'équations quelconque en un système d'équations linéaires. Chaque système d'équations linéaires peut se représenter par une matrice. Les systèmes d'équations pour tous les éléments sont ensuite rassemblés, ce qui forme une grande matrice ; la résolution de ce système global donne la solution approchée au problème. La quantité de calculs nécessite l'emploi d'un ordinateur [90].

La méthode des éléments finis nous permet de gagner beaucoup de temps, d'informations et de détails en modélisant numériquement les phénomènes mécaniques (les zones de concentrations de contraintes, déformations, transfert de charges, facteurs d'intensité de contrainte, etc.) liés au comportement de la prothèse et par là ; d'étudier le phénomène de ruine du matériau étudié [89,91].

### 1.2. Biomécanique et Méthode des éléments finis

La méthode des éléments Finis (MEF) est une technique numérique permettant de résoudre les systèmes d'équations de la mécanique des milieux continus (MMC). Lorsque cette théorie mécanique est appliquée aux tissus du vivant, on parle alors de biomécanique [92].

---

<sup>2</sup> En anglais, on trouve les abréviations FEM (*finite elements method*) et FEA (*finite elements analysis*)

---

**Modélisation par éléments finis et simulations**

La simulation 3D d'un matériau à l'aide d'éléments finis nécessite une connaissance des lois de comportement biomécanique spécifiques au matériau à modéliser. Avant chaque simulation, les propriétés mécaniques des matériaux "module d'Young et coefficient de Poisson" sont des paramètres "à renseigner" pour une analyse numérique [42,49].

La modélisation biomécanique permet de :

1. Prendre en compte la **morphologie spécifique de chaque sujet** : épaisseurs variables de tissus mous, forme des os.
2. Modéliser les **sollicitations mécaniques en 3D** : déroulé du pied au cours de la marche, changements posturaux du patient paraplégique, appuis du moignon dans une emboîture, les forces de mastication, etc.
3. Tenir compte des **propriétés biomécaniques des tissus** : os, muscle, graisses, tendons, cartilage régissent très différemment lorsque des contraintes externes leurs sont appliquées [92].

### 1.3. SOLIDWORKS

C'est un logiciel de conception 3D de Dassault Systèmes. La gamme de licences SOLIDWORKS présente une solution complète qui permet de faire des études mécaniques, de la simulation, de la validation de conception. En outre, il dispose d'outil de collaboration, de rendu réaliste, etc...

Le principe de conception reste simple. Le logiciel est paramétrique, ce qui veut dire que la pièce est liée à la mise en plan, comme l'assemblage. Ainsi, une modification de la pièce, ou même de l'assemblage modifie la mise en plan et vice versa. Si on modifie une pièce hors d'un assemblage où elle est insérée, alors, cette modification se répercutera aussi dans l'assemblage.

### 1.4. Historique

C'est en 1993 que Jon Hirschtick décide de développer un logiciel de CAO et pour le démocratiser, ce logiciel ne sera développé sur une machine Unix, mais pour une plateforme Windows.

Deux ans après, en 1995, les premières versions du logiciel de CAO sont commercialisées.

Deux ans après, en 24 juin 1997, Dassault Systèmes en fait l'acquisition et continu à développer le logiciel [93.94].

Les licences SOLIDWORKS offrent les possibilités suivantes :

- Modélisation de pièces et assemblages.
- Mises en plan associatives au 3D.
- Détection des interférences.
- Outils d'analyse (simulation Xpress).
- Vérification de la fabricabilité de votre conception.
- SOLIDWORKS utilities.
- Echange de fichiers (import/export vers différents logiciels de CAO).
- Rendu réaliste.
- Animation 3D.
- Réutilisation des conceptions [93].

Dans cette étude utilisant la méthode des éléments finis, nous analysons la distribution des contraintes péri-implantaires, générées par des implants de géométries et longueurs variées. Après chargement des modèles tridimensionnels, nous pouvons hiérarchiser l'influence relative de la longueur ainsi que le filetage et le revêtement de l'implant.

## 2. Développement du modèle

L'objet de ce travail est de présenter les résultats d'une étude faite pour comparer et sélectionner un biomatériau plus adéquat dédié à l'implantologie.

D'après R. Hunter a et al [95], nous avons principalement utilisé un implant monobloc dans cette étude. Ce type de conception est similaire à un implant conventionnel, avec le pilier inclus. Il s'agit d'un implant simple à manipuler. Il est compatible avec la plupart des spécifications.

Le principal avantage de cet implant dentaire est qu'il n'y a pas de risque de fracture au niveau du pilier implantaire ; et améliore la résistance mécanique des implants du cou, offrant un résultat esthétique irréprochable pour le malade et une réponse rapide à chaque aspect du système dentaire. Les implants peuvent être restaurés immédiatement, ce qui signifie que le patient aura une restauration provisoire fixe immédiatement après l'implantation.. Cela simplifie principalement la quantité d'instruments qui doivent être placés, réduit la quantité de procédures chirurgicales et élimine les forces de cisaillement, les micromouvements et les macro mouvements entre les parties (le pilier et la prothèse) qui s'exercent sur les implants pendant la phase du remodelage osseux et de la prolifération osseuse. D'un autre côté, s'assure qu'il n'y a pas de saleté ou de colonies de bactéries qui se déposent dans les endroits communs, contrairement aux implants conventionnels [95].

---

**Modélisation par éléments finis et simulations**

Les analyses ont été effectuées avec quatre biomatériaux différents plus utilisés dans l'implantologie dentaire (Ti, Ti6Al4V, ZrO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), pour les comparer et sélectionner parmi eux le plus adéquat pour remplacer la racine perdue ou extraite.

Et nous avons aussi étudié l'influence des facteurs : la forme, la longueur et le revêtement sur le choix de biomatériau. Où nous avons utilisé deux types d'implants « simple et spirale » et deux longueurs différentes « long et court ».

**2.1. Modélisation**

Les modèles d'éléments finis 3D ont été créés et analysés avec le logiciel SOLIDWORKS 2017 pour analyser les distributions de contraintes. Le modèle contient une prothèse monobloc (R. Hunter et al) [95], l'os cortical et l'os spongieux.

Deux types des implants dentaires avec un diamètre standard ont été présentés dans cette étude, un implant fileté et l'autre sans filetage, avec deux longueurs différentes (long et court).

L'os a été modélisé comme une structure complète composée d'un centre spongieux entouré de 2 mm d'os cortical.

Le modèle a été soumis à une charge qui a été appliquée à trois dimensions dans les directions linguistique, axiale et mésiologique-descendant pour analyser la répartition des contraintes dans l'implant et l'os de support avec quatre matériaux différents.

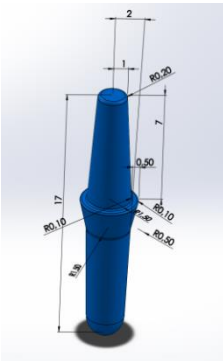
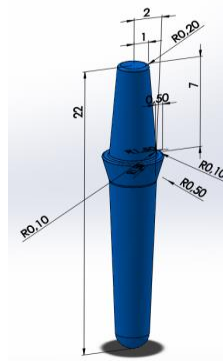
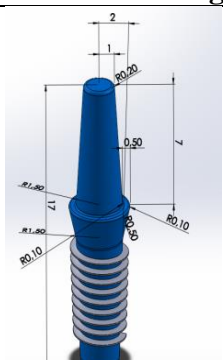
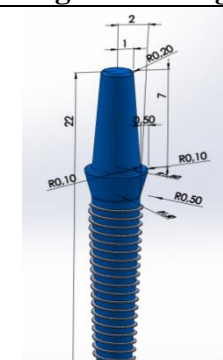
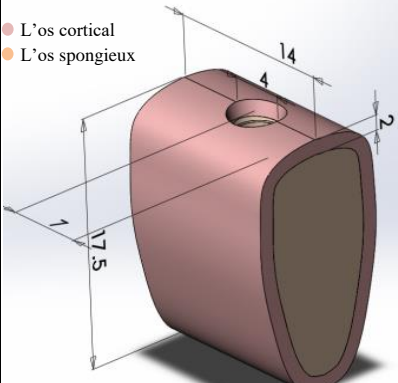
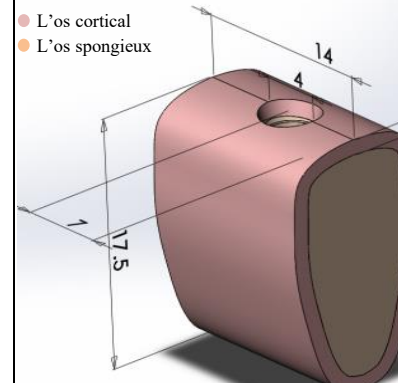

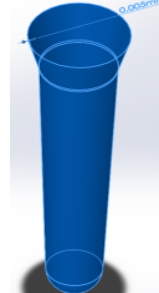
**2.2. Système d'implantation**

Les implants (ITI Straumann AG, Waldenburg) sont longs et courts : 4 mm de diamètre, 15 mm de longueur et 7 mm de longueur du pilier, 4 mm de diamètre, 10 mm de longueur et 7 mm de longueur du pilier.

Le modèle osseux a été simplifié à une forme cuboïde (14 mm × 10 mm × 17.5 mm) et a été classé comme os de type II; les os de type II se composaient d'une couche d'os cortical ayant une épaisseur uniforme de 2 mm qui était entourée d'un noyau d'os spongieux dense. Le modèle 3D de système os/implant a été construit par un programme de conception assisté par ordinateur Solid Works 2017, capable d'intégrer des caractéristiques géométriques telles que la longueur, l'angle, le diamètre et le profil pour faire des dessins des pièces et ensembles d'échantillons.

La conception de système os- implant et les biomatériaux utilisés indiqués dans le tableau 16 :

Tableau 16: la conception de système os- implant et les biomatériaux utilisé :

	Conception de la pièce	Le biomatériau	Conception de la pièce
<b>Les implants</b>		<p><b>Ti</b>  <b>Ti6Al4V</b>  <b>ZrO<sub>2</sub></b>  <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b></p>	
	<b>Court sans filetage</b>		<b>Long sans filetage</b>
		<p><b>Ti</b>  <b>Ti6Al4V</b>  <b>ZrO<sub>2</sub></b>  <b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b></p>	
	<b>Court avec filetage</b>		<b>Long avec filetage</b>
	Conception de la pièce	Le biomatériau	Conception de la pièce
<b>L' os</b>	<p>● L'os cortical                  ● L'os spongieux</p> 	<p><b>Cortical</b>  <b>+</b>  <b>Spongieux</b></p>	<p>● L'os cortical                  ● L'os spongieux</p> 
	<b>Sans filetage</b>		<b>Avec filetage</b>
<b>Les revêtements</b>		<p><b>Hydroxyapatite</b></p>	
	<b>Court sans filetage</b>		<b>Long sans filetage</b>

### 2.3. Condition limite et chargement

Les implants ont été chargés (à trois dimensions), avec les grandeurs des forces  $F_x=17.1$  N,  $F_y=114.6$  N, et  $F_z= 23.4$  N, Il a été utilisé au centre de la couronne dans les directions linguale, axiale et mésio-distale [79, 96]. La force moyenne de mastication simulée a une direction différente de la normale. La force de 118.2 N, avec un angle approximatif de  $75^\circ$  avec la normale, représente cette composante. En ce qui concerne les conditions limites, tout type de mouvement de translation dans le modèle a été restreint. L'interface parfaitement encastrée entre l'implant et l'os a été traitée (figure 40.a).

### 2.4. Propriétés des matériaux

Les analyses ont été effectuées pour quatre biomatériaux différents (Ti, Ti6Al4V,  $ZrO_2$ ,  $Al_2O_3$ ), a fin de comparer leur distribution des contraintes et sélectionner parmi eux le plus adéquat pour remplacer la racine perdue, et comme revêtement nous avons choisi l'hydroxyapatite, c'est une matière bioactive et sa structure et sa nature très similaire avec la matrice minérale des tissus durs naturels (module d'Young 80 GPa) avec une épaisseur de 0.005mm (tableau16).

Les matériaux utilisés dans la présente étude ont tous été supposés avoir homogènes, isotrope et linéairement élastique. Les propriétés physiques (modules d'Young et coefficients de Poisson) des différents composants de système modélisés sont listées dans le tableau 17.

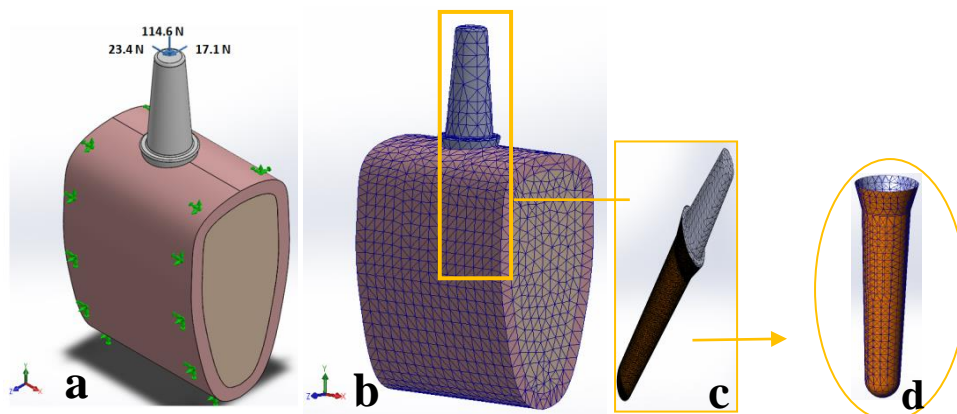
**Tableau 17: Résumé des composants et de leurs paramètres comportement mécanique :**

Les composants	Les biomatériaux	Module d'Young (GPa)	Coefficient de poisson
L'implant	Ti	110	0.3
	Ti6Al4V	116	0.28
	$ZrO_2$	200	0.35
	$Al_2O_3$	380	0.22
L'os de la mâchoire	L'os cortical	17	0.3
	L'os spongieux	1.4	0.3

### 2.5. Développement de maillage

Le modèle d'élément fini a été exécuté avec un système d'implant, qui contenait un type d'appareil combiné à un type de qualité osseuse ; le nombre d'éléments et de nœuds a été bien

raffiné dans le modèle pour les interfaces importantes telle que l'implant et le revêtement et en utilisant le maillage mixte (volumique et surfacique) (figure 40.b.c.d).



**Figure 40: a: charges appliquées et conditions aux limites du modèle FEM. b: maillage d'éléments finis du modèle. c: maillage de l'implant e le revêtement. d: maillage de revêtement.**

Les nombres des nœuds et d'éléments sont présentés dans le tableau suivant :

**Tableau 18: les nombres des nœuds et d'éléments de chaque type d'implant :**

Type d'implant	Nombre total de nœuds	Nombre total d'éléments
L'implant court sans filetage	70411	49017
L'implant long sans filetage	73001	50965
L'implant court avec filetage	88763	62779
L'implant long avec filetage	110492	79320
L'implant court sans filetage revête	73892	51357
L'implant long sans filetage revête	76136	52934

#### 4. Résultats et discussions

Les figures (figures 41-55) présentent les niveaux les distributions des contraintes équivalentes de Von Mises aux implants et les os environnants pour différentes matériaux et formes qui ont été extraites des résultats de l'analyse par éléments finis en utilisant Solidworks2017, en plus de déplacement et la déformation.

Les contraintes de Von Mises

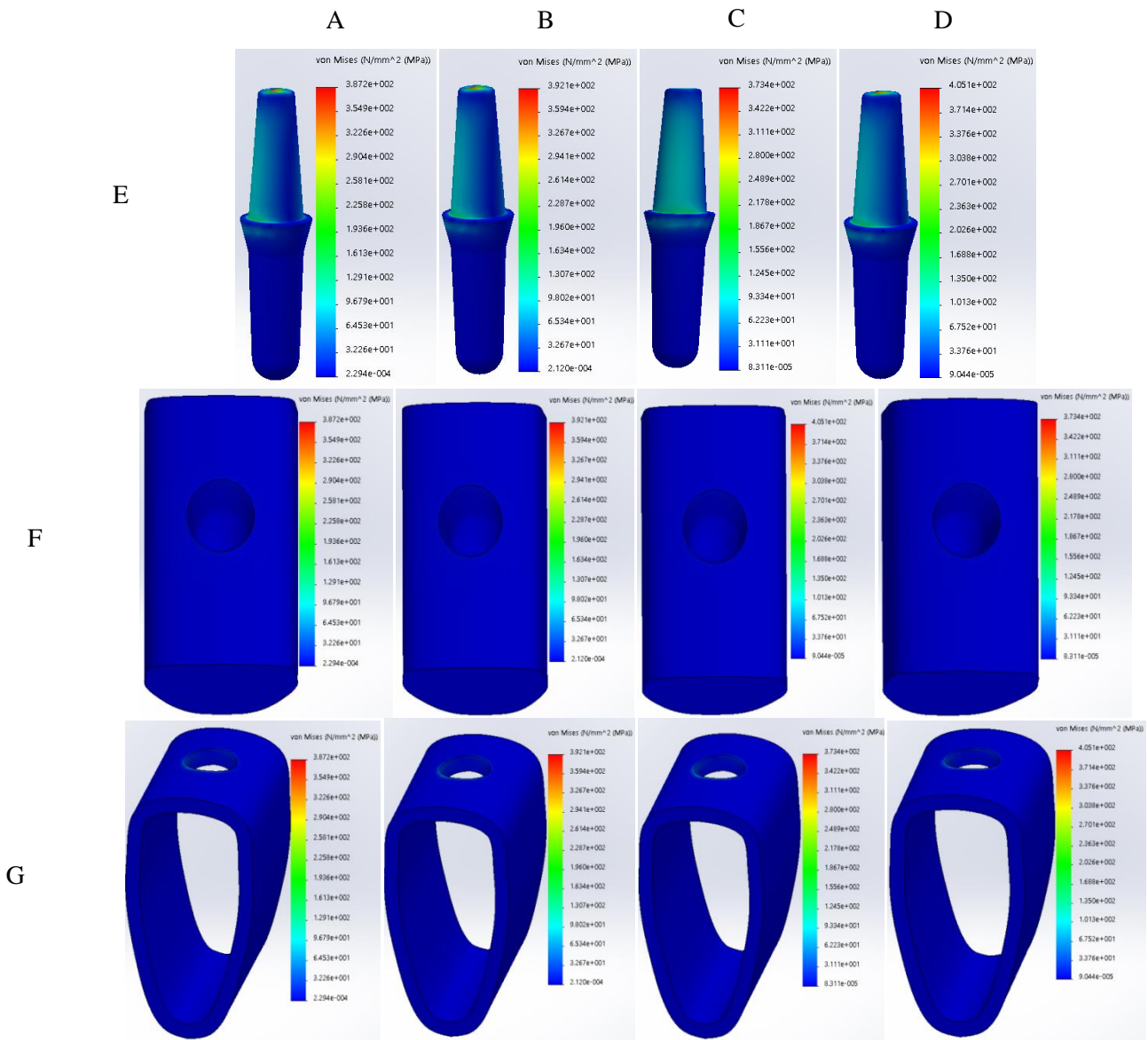


Figure 41: Les contraintes de Von Mises : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant cour simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.

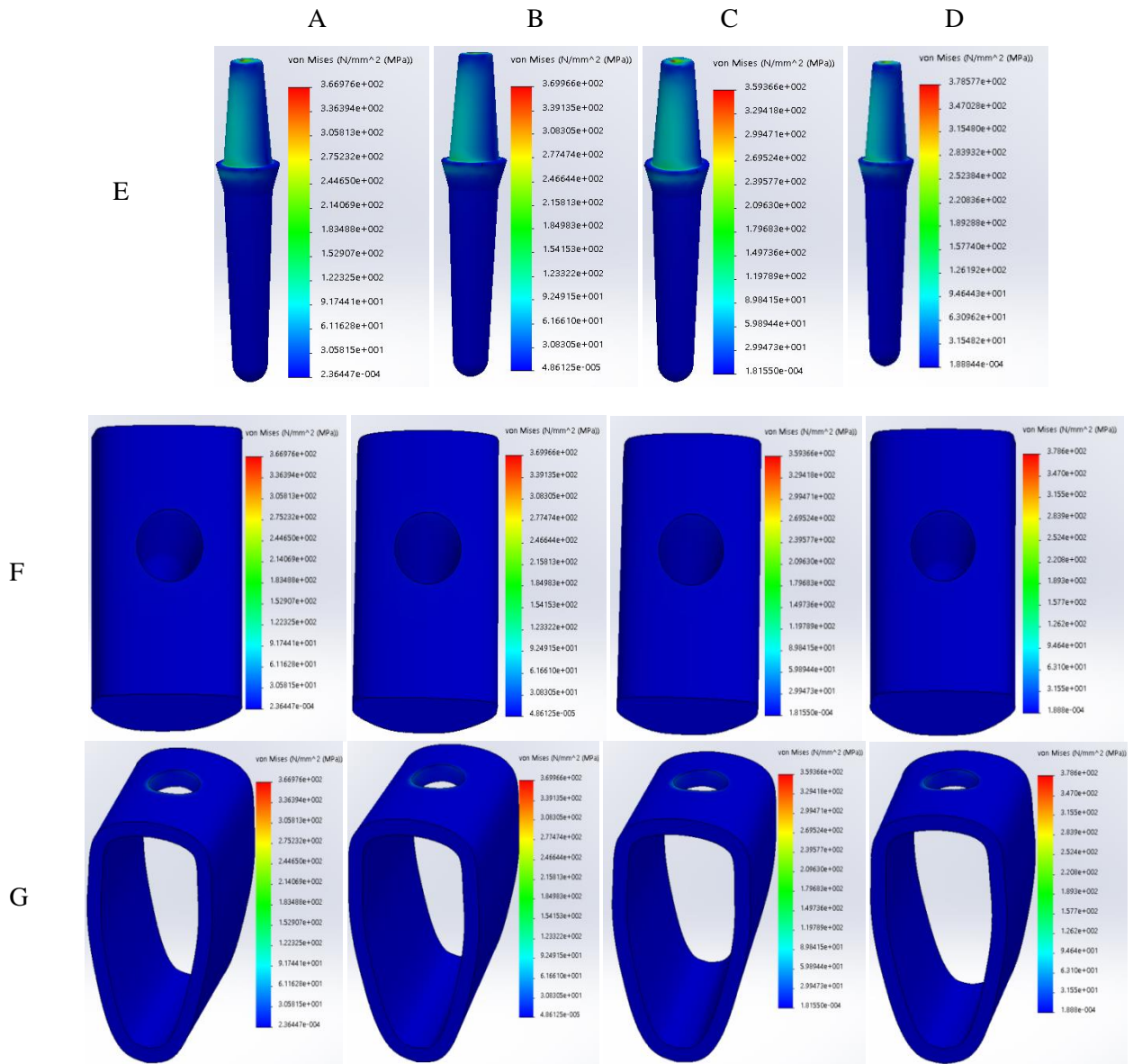


Figure 42: Les contraintes de Von Mises : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant long simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.

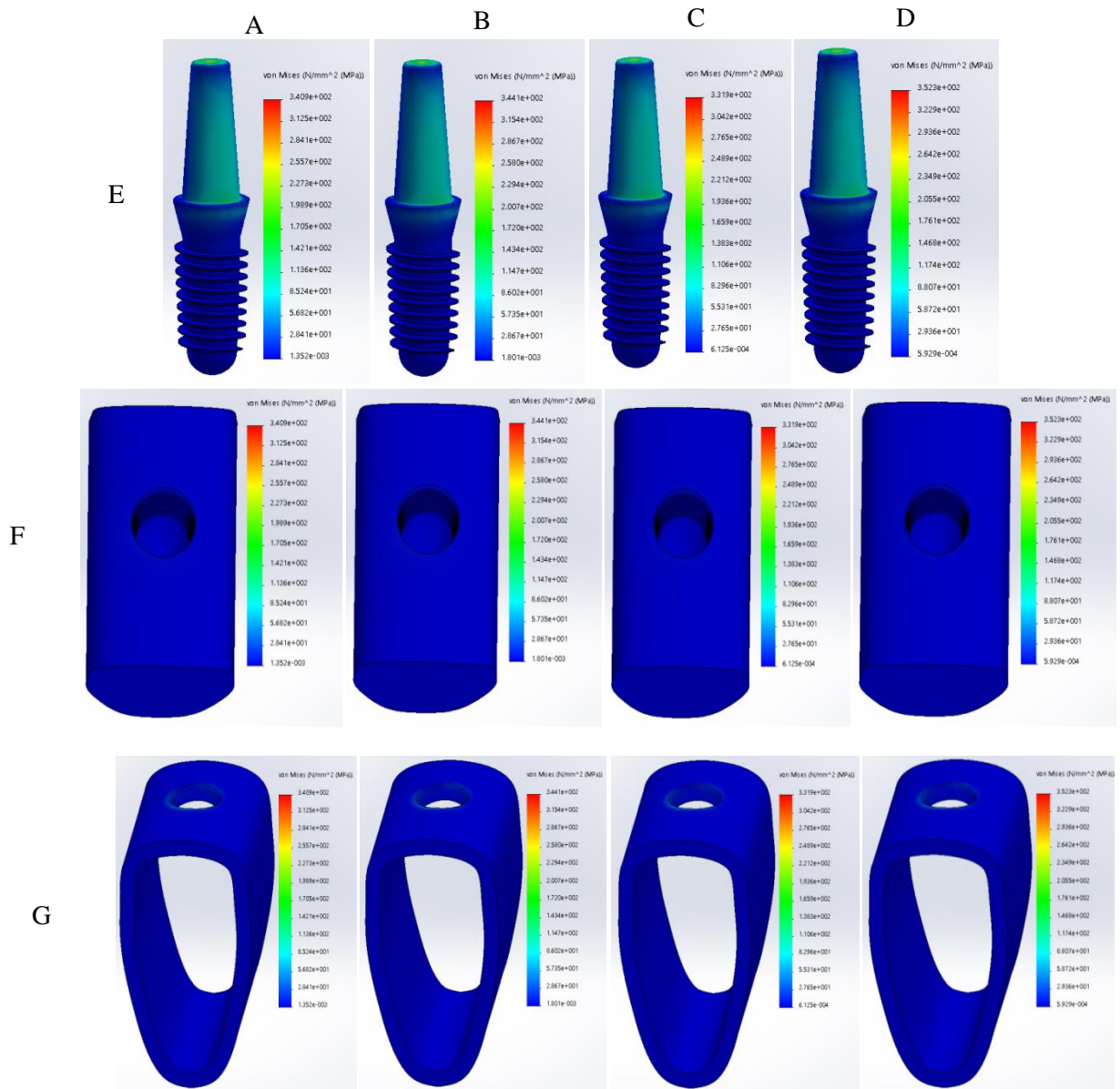
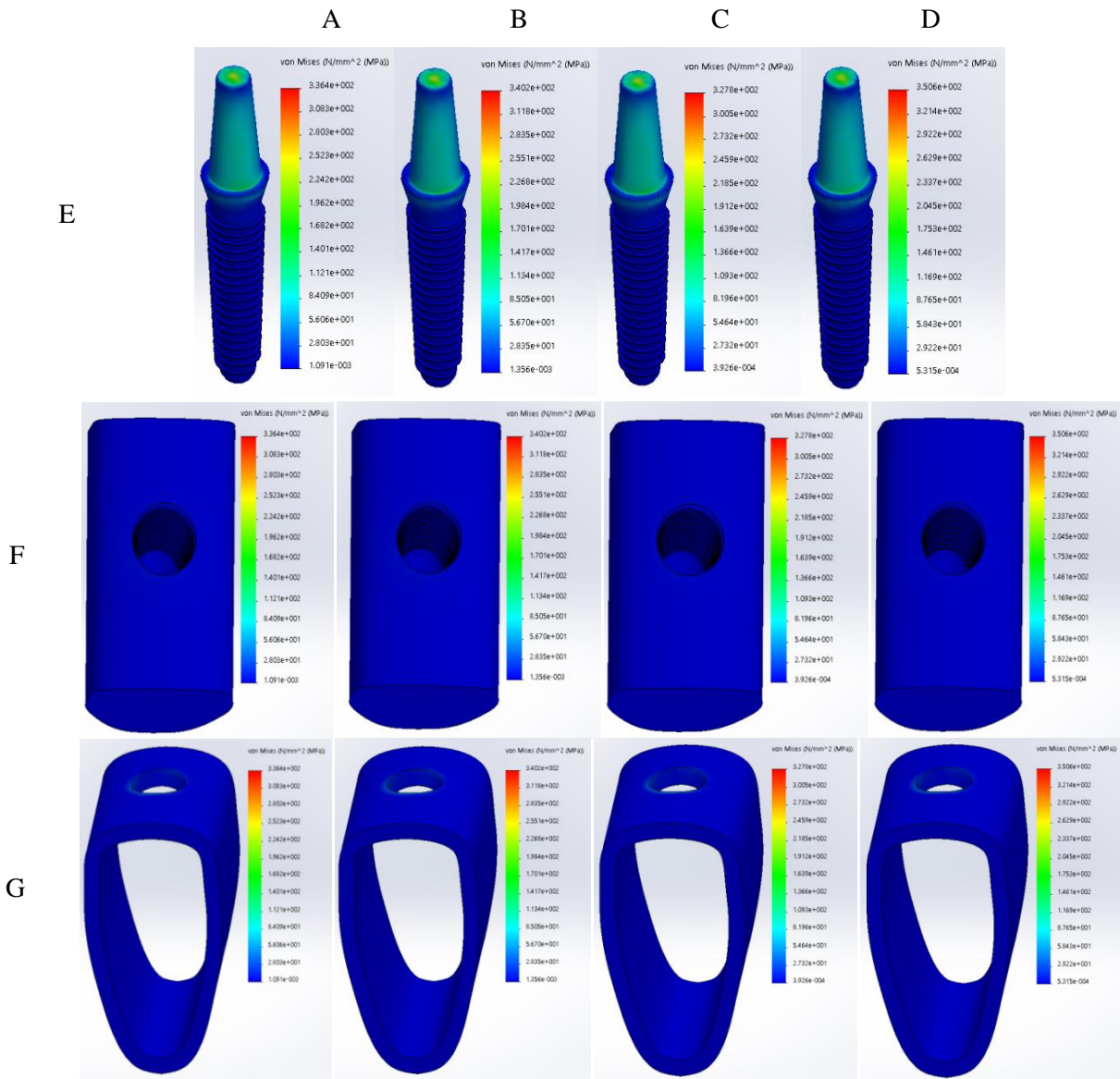


Figure 43: Les contraintes de Von Mises : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant cour fileté. F: L'os spongieux. G: L'os cortical



**Figure 44: Les contraintes de Von Mises : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant long fileté. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.**

Les déplacements

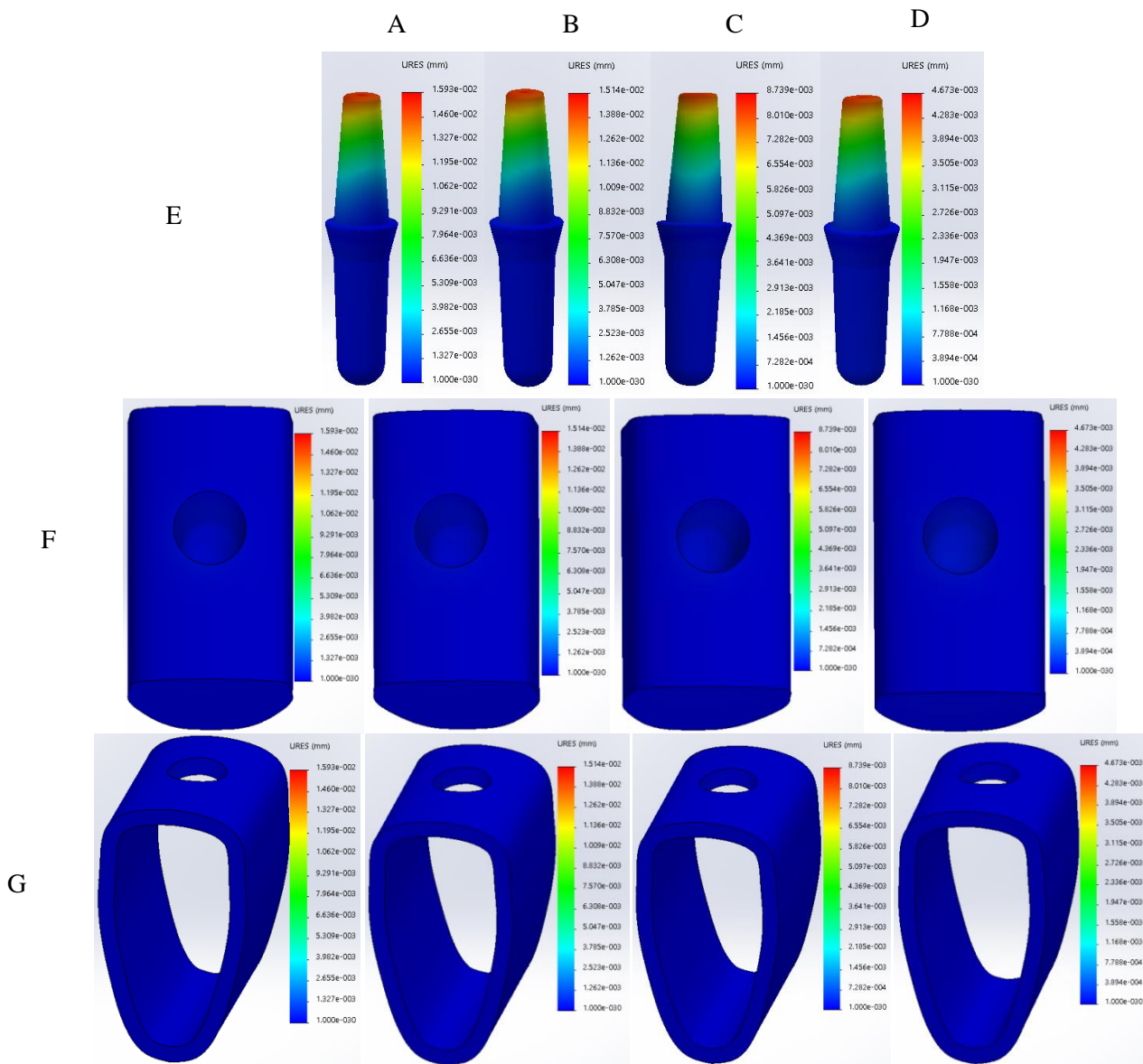


Figure 45: Les déplacements : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant court simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.

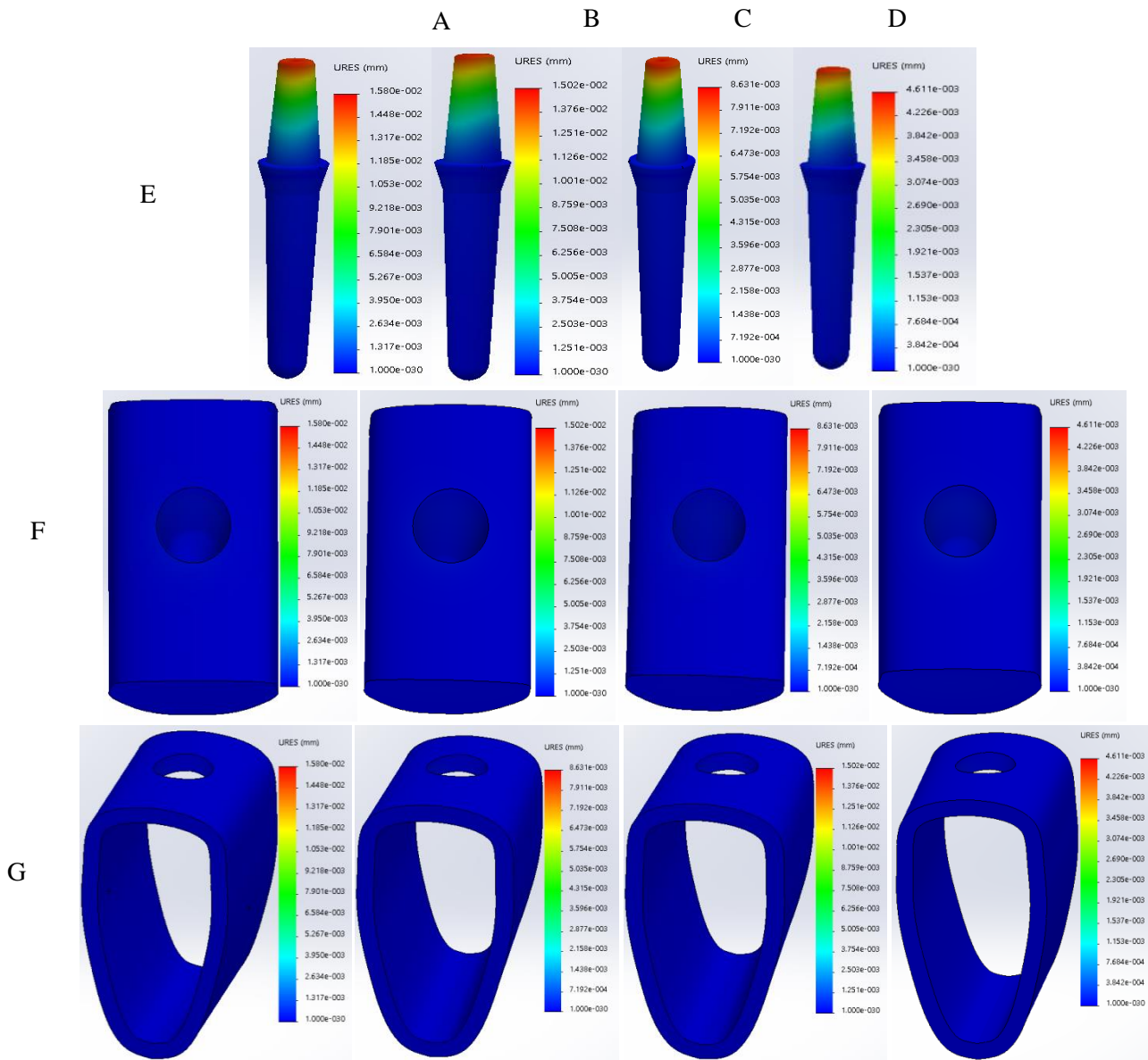


Figure 46: Les déplacements : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant long simple. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.

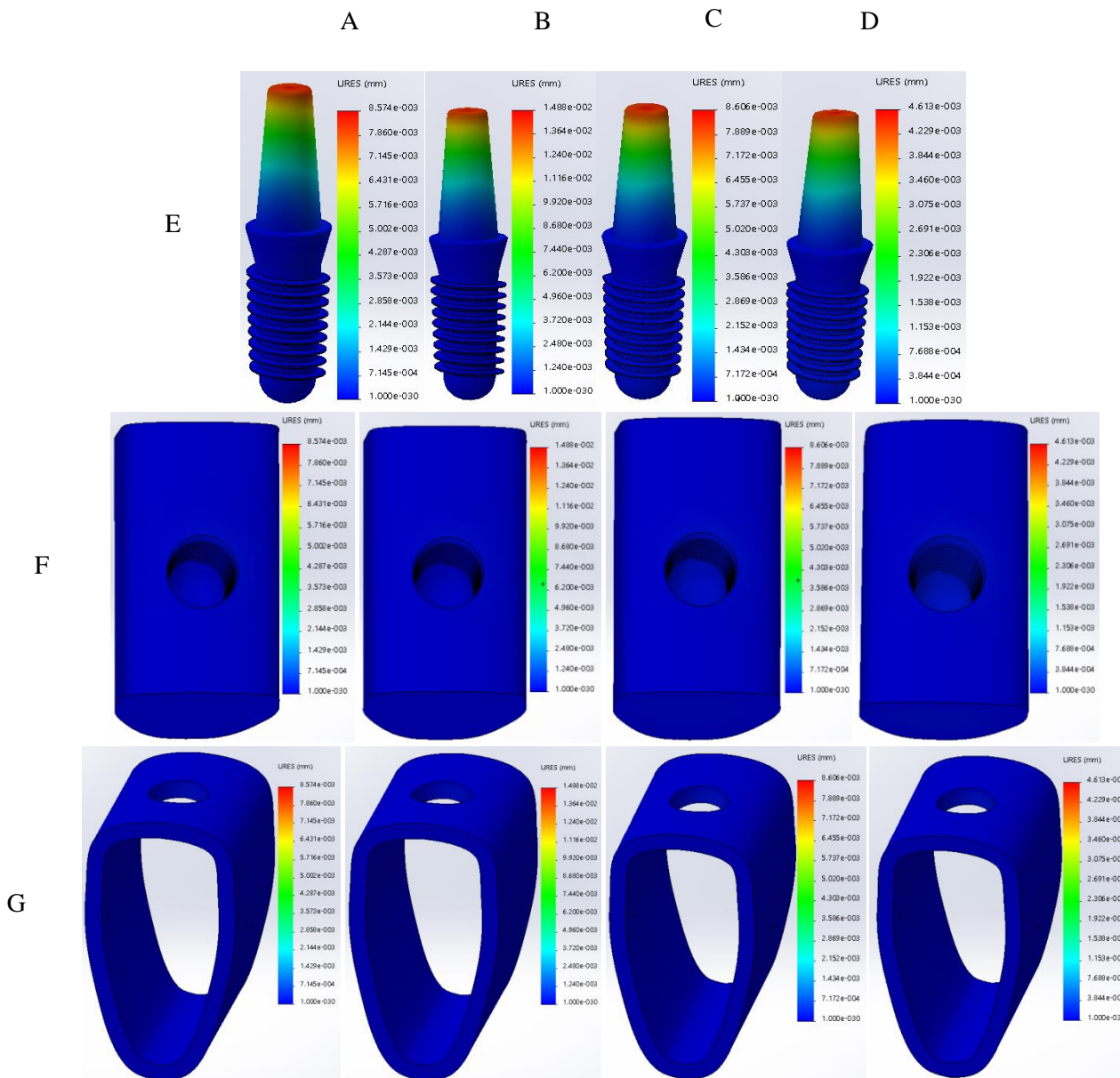


Figure 47: Les déplacements : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant court fileter.

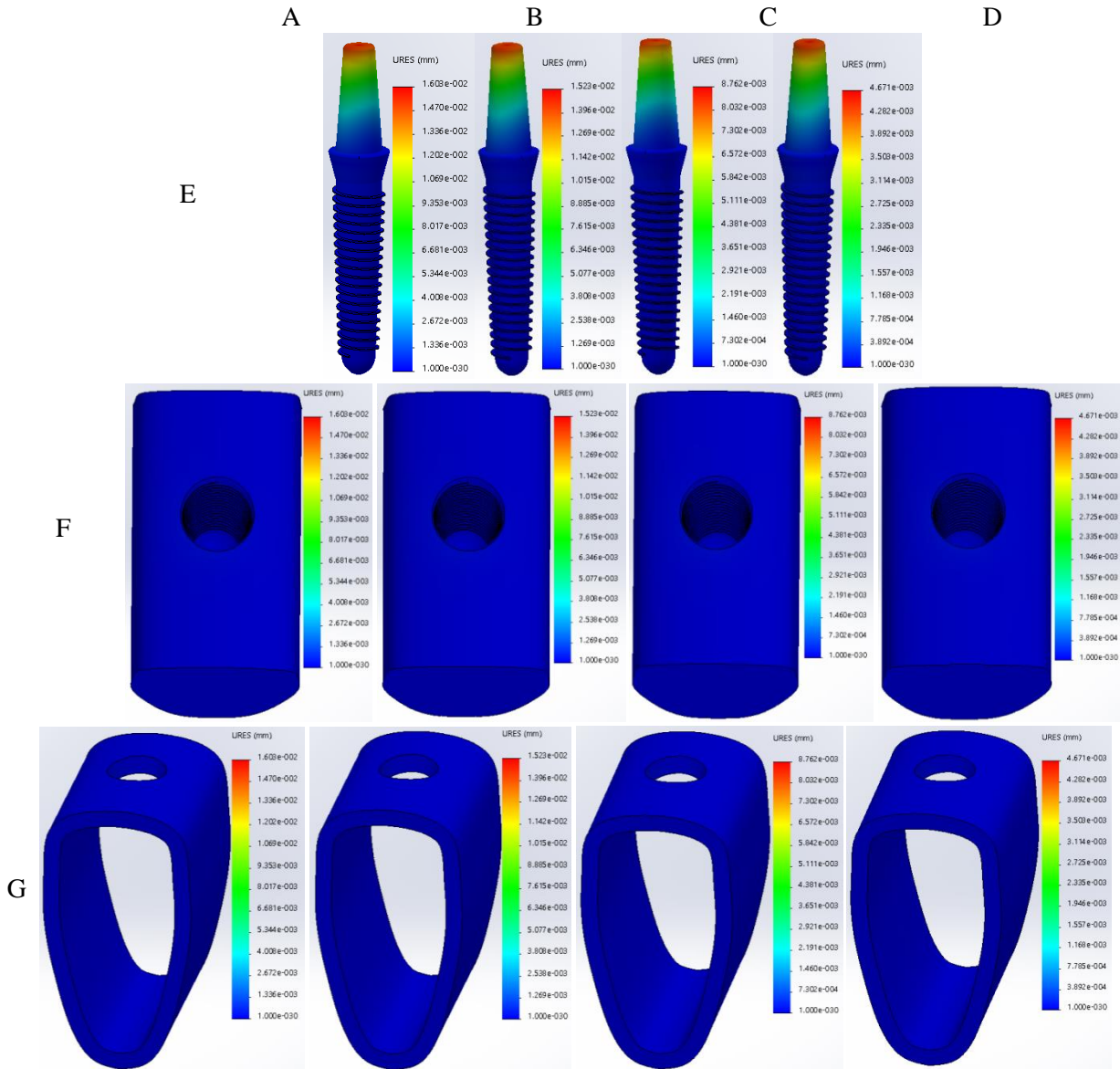


Figure 48: Les déplacements : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant long fileté.

Les déformations

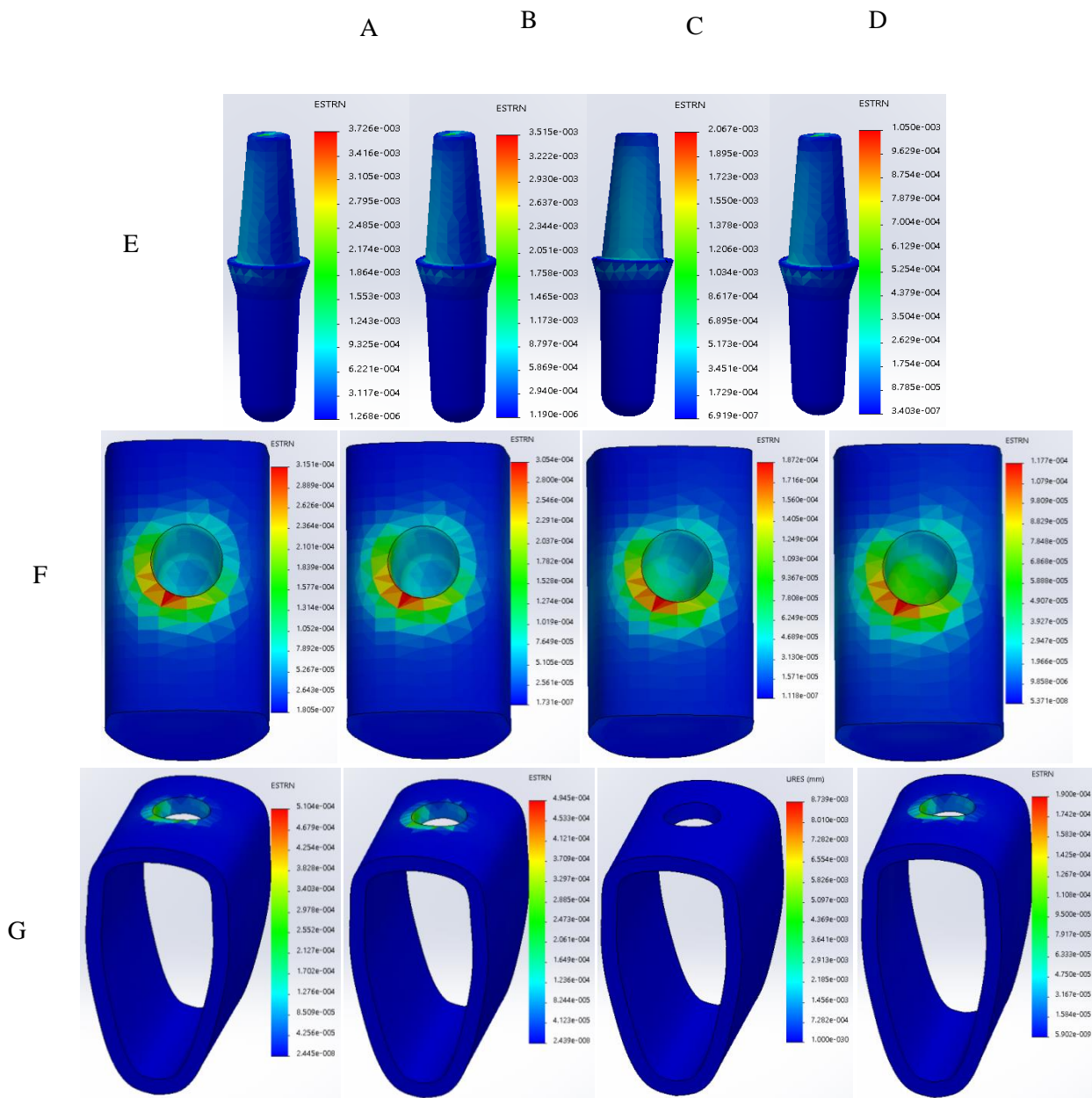
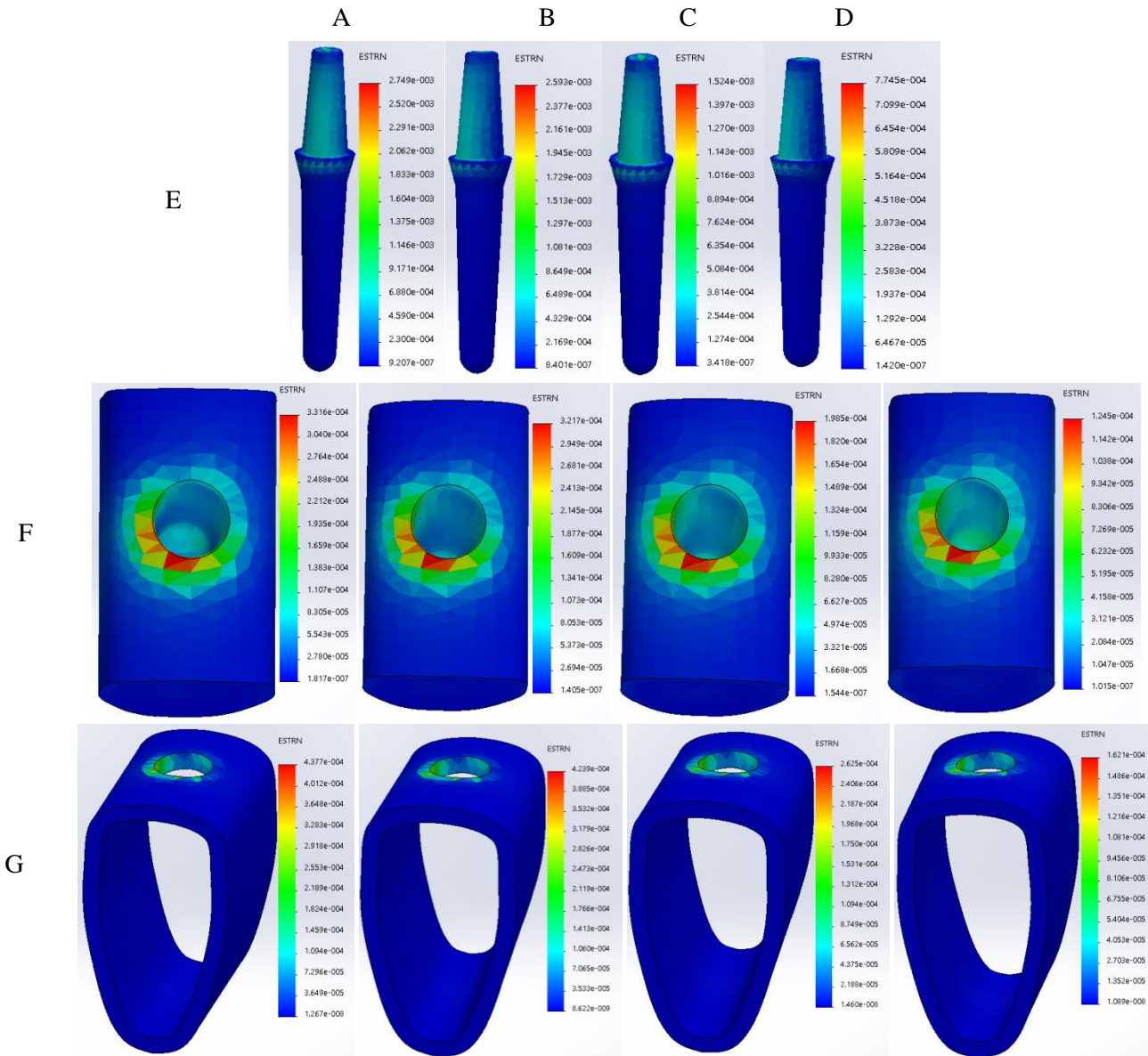
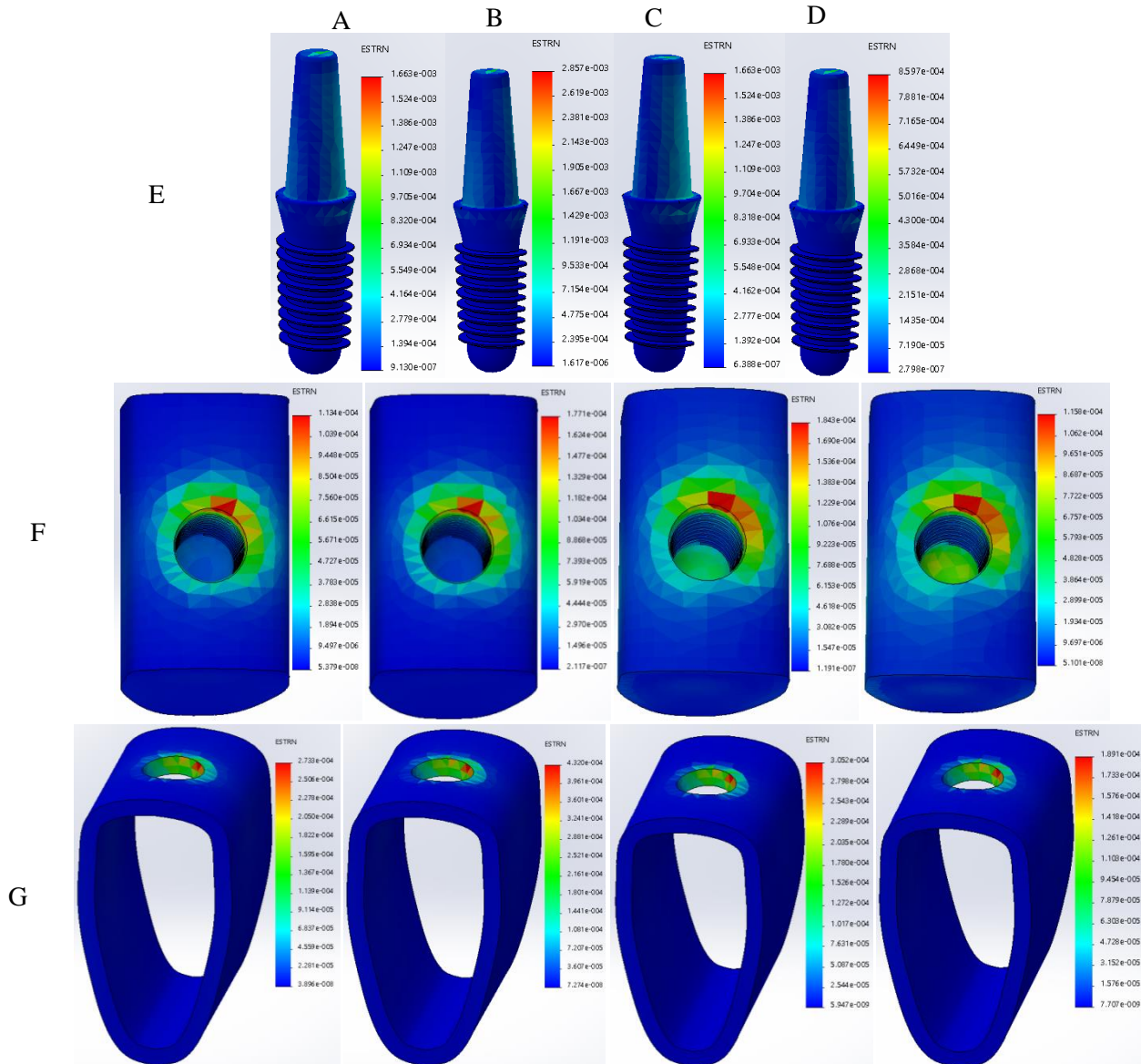


Figure 49: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant court sans filetage. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.



**Figure 50: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant long sans filetage. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.**

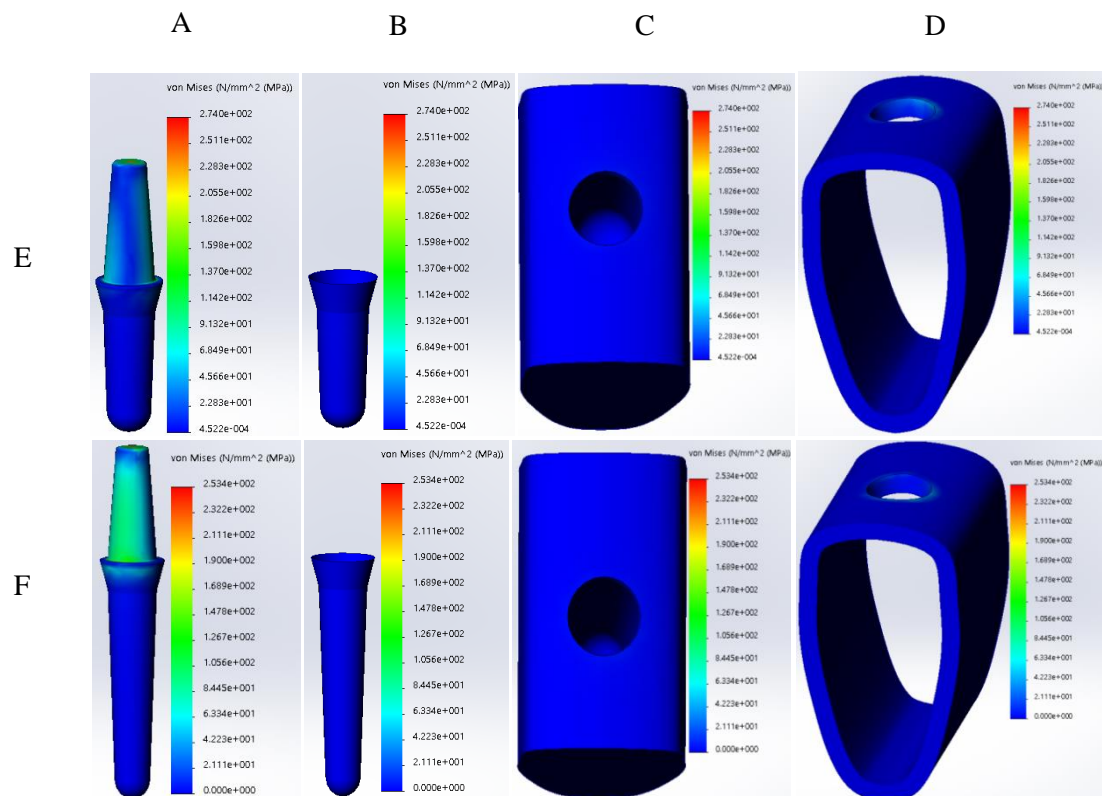


**Figure 51: Les déformations : A: Ti. B: Ti6Al4V. C: ZrO<sub>2</sub>. D: Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>. E: Implant court fileter. F: L'os spongieux. G: L'os cortical.**



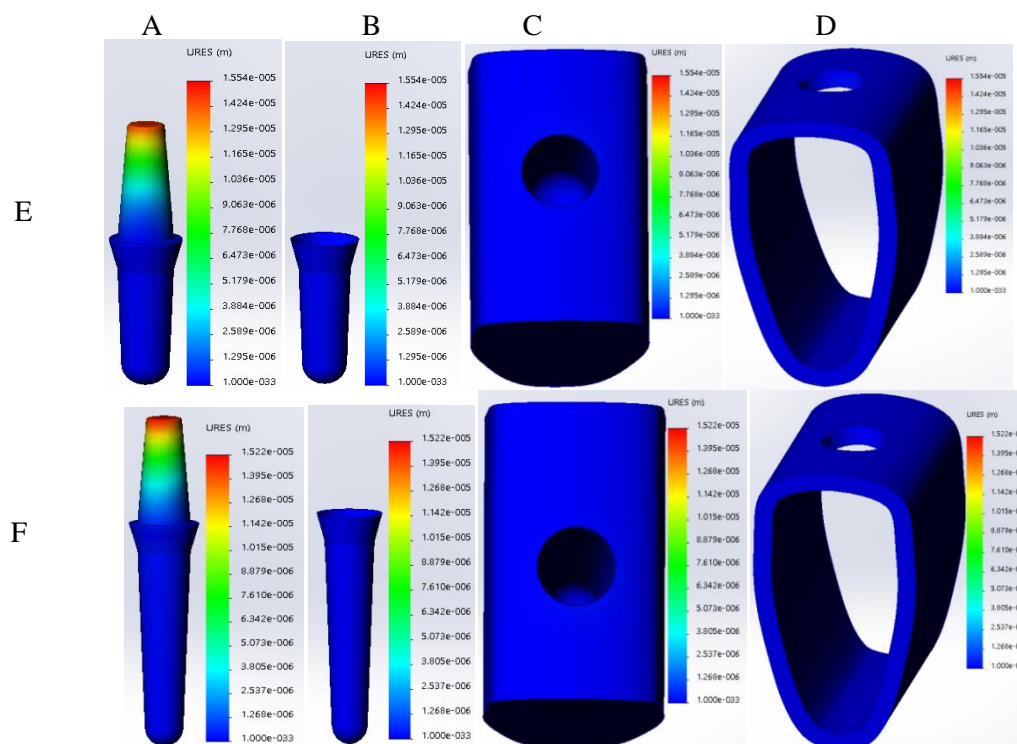
## Influence de revêtement

## Les contraintes de Von Mises



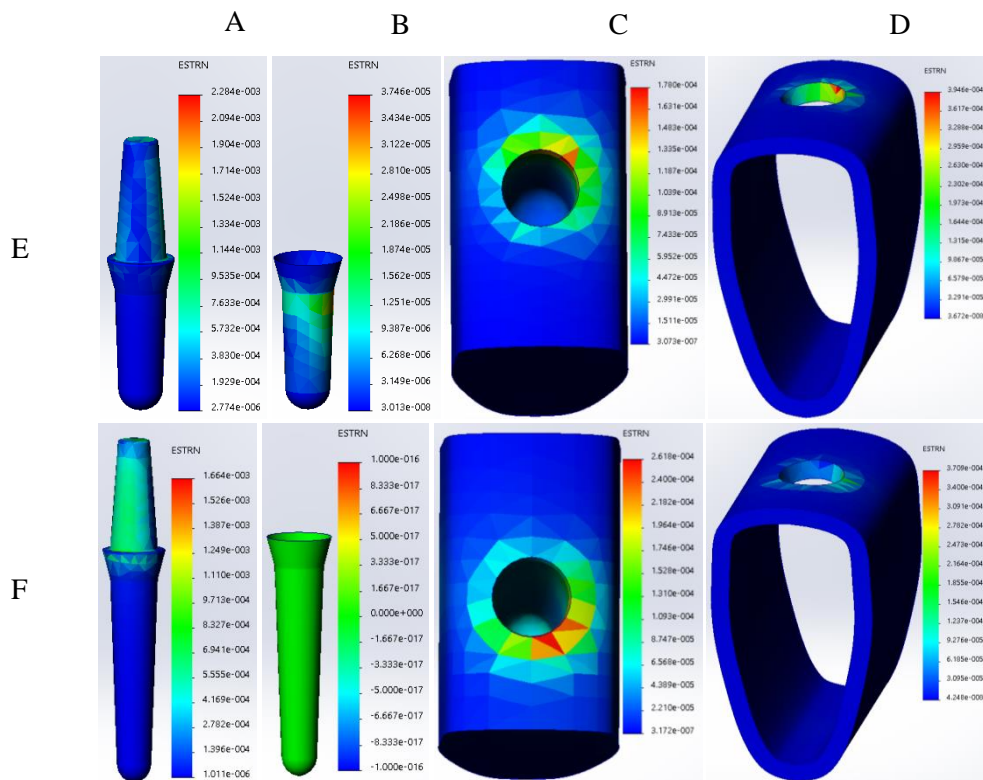
**Figure 53: Les contraintes de Von Mises de l'implant en Ti revêtu : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.**

## Les déplacements



**Figure 54: Les déplacements de l'implant en Ti revêtu : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.**

## Les déformations



**Figure 55: Les déformations de l'implant en Ti revêtu : A: Implant. B: Revêtement. C: L'os spongieux. D: L'os cortical. E: Cas d'implant court simple. F: Cas d'implant long simple.**

Les résultats résumés dans le tableau suivant :

**Tableau 19: Tableau récapitulatifs des résultats :**

Les biomatériaux		Ti	Ti6Al4V	ZrO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Ti	Ti6Al4V	ZrO <sub>2</sub>	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Les implants		Implant long sans filetage				Implant court sans filetage			
Contraintes de Von Mises MPa	Max	3,66.10 <sup>+2</sup>	3,69.10 <sup>+2</sup>	3,59.10 <sup>+2</sup>	3,78.10 <sup>+2</sup>	3,87.10 <sup>+2</sup>	3,92.10 <sup>+2</sup>	3,73.10 <sup>+2</sup>	4,05.10 <sup>+2</sup>
	Min	2,36.10 <sup>-4</sup>	4,86.10 <sup>-5</sup>	1,81.10 <sup>-4</sup>	1,88.10 <sup>-4</sup>	2,29.10 <sup>-4</sup>	2,12.10 <sup>-4</sup>	8,31.10 <sup>-5</sup>	9,04.10 <sup>-5</sup>
Déplacement mm	Max	1,58.10 <sup>-2</sup>	1,50.10 <sup>-2</sup>	8,63.10 <sup>-3</sup>	4,61.10 <sup>-3</sup>	1,59.10 <sup>-2</sup>	1,51.10 <sup>-2</sup>	8,73.10 <sup>-3</sup>	4,67.10 <sup>-3</sup>
	Min	1,31.10 <sup>-3</sup>	1,25.10 <sup>-3</sup>	7,19.10 <sup>-4</sup>	3,84.10 <sup>-4</sup>	1,32.10 <sup>-3</sup>	1,26.10 <sup>-3</sup>	7,28.10 <sup>-4</sup>	3,89.10 <sup>-4</sup>
Déformations	Max	2,74.10 <sup>-3</sup>	2,59.10 <sup>-3</sup>	1,52.10 <sup>-3</sup>	7,74.10 <sup>-4</sup>	3,72.10 <sup>-3</sup>	3,51.10 <sup>-3</sup>	2,06.10 <sup>-3</sup>	1,05.10 <sup>-3</sup>
	Min	1,26.10 <sup>-8</sup>	8,62.10 <sup>-9</sup>	1,46.10 <sup>-8</sup>	1,42.10 <sup>-7</sup>	1,26.10 <sup>-6</sup>	1,19.10 <sup>-6</sup>	6,91.10 <sup>-7</sup>	3,43.10 <sup>-7</sup>
Les implants		Implant long avec filetage				Implant court avec filetage			
Contraintes de Von Mises MPa	Max	3,36.10 <sup>+2</sup>	3,40.10 <sup>+2</sup>	3,27.10 <sup>+2</sup>	3,50.10 <sup>+2</sup>	3,40.10 <sup>+2</sup>	3,44.10 <sup>+2</sup>	3,31.10 <sup>+2</sup>	3,52.10 <sup>+2</sup>
	Min	1,09.10 <sup>-3</sup>	1,35.10 <sup>-3</sup>	3,92.10 <sup>-4</sup>	5,31.10 <sup>-4</sup>	1,35.10 <sup>-3</sup>	6,57.10 <sup>-4</sup>	6,12.10 <sup>-4</sup>	5,92.10 <sup>-4</sup>
Déplacements mm	Max	1,60.10 <sup>-2</sup>	1,52.10 <sup>-2</sup>	8,76.10 <sup>-3</sup>	4,67.10 <sup>-3</sup>	1,58.10 <sup>-2</sup>	1,09.10 <sup>-2</sup>	8,70.10 <sup>-3</sup>	4,65.10 <sup>-3</sup>
	Min	1,33.10 <sup>-3</sup>	1,27.10 <sup>-3</sup>	7,30.10 <sup>-4</sup>	3,89.10 <sup>-4</sup>	1,32.10 <sup>-3</sup>	9,14.10 <sup>-4</sup>	7,25.10 <sup>-4</sup>	3,88.10 <sup>-4</sup>
Déformations	Max	2,35.10 <sup>-3</sup>	2,20.10 <sup>-3</sup>	1,32.10 <sup>-3</sup>	6,44.10 <sup>-4</sup>	2,57.10 <sup>-3</sup>	1,75.10 <sup>-3</sup>	1,44.10 <sup>-3</sup>	7,12.10 <sup>-4</sup>
	Min	1,38.10 <sup>-7</sup>	9,56.10 <sup>-8</sup>	4,93.10 <sup>-8</sup>	2,69.10 <sup>-8</sup>	6,40.10 <sup>-8</sup>	6,36.10 <sup>-8</sup>	5,53.10 <sup>-8</sup>	5,31.10 <sup>-8</sup>

## Les résultats

- Les résultats de cette étude ont indiqué que les contraintes maximales se sont produites toujours au début de contact sur le contour os/ implant.
- Dans tous les matériaux et longueurs d'implants, nous avons remarqué que les implants filetés présentent des valeurs de contraintes plus faibles que les implants non filetés.
- Mais les implants longs offrent moins de contraintes que les implants courts. Les meilleurs résultats ont également été observés dans les implants en Ti et ZrO<sub>2</sub> dans tous les cas, où :
  - Pour les implants sans filetage :
- La valeur minimale des contraintes Von Mises sur l'implant long (15mm) : 359MPa a été enregistrée pour ZrO<sub>2</sub>, et 366 MPa pour Ti qui ne va pas au-delà de la limite élastique de Ti et elle est loin de la résistance à la rupture (550 MPa).
- La contrainte maximale est produite dans l'implant court (10mm) en Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> qui atteint une valeur de 405 MPa.

➤ **Pour les implants avec filetage :**

- La distribution des contraintes est très proche pour les deux longueurs.
- La valeur minimale des contraintes Von Mises est de 327 MPa a été remarquée pour l'implant long avec filetage en  $ZrO_2$ , et la plus grande est de 352 MPa enregistrée sur l'implant court avec filetage en  $Al_2 O_3$ .
  - Le groupe des implants long sans filetage en Ti avec revêtements offre les meilleurs résultats telle que la contrainte de Von Mises minimale est de 253 MPa dans l'implant long.

---

# **Conclusion Générale**

---

## Conclusion

Les implants dentaires viennent se fixer directement dans l'os de la mâchoire et devront être peu à peu y être intégré. Les implants doivent donc être fabriqués en utilisant des matériaux totalement biocompatibles. Ainsi la prothèse pourra coexister avec les tissus de l'organisme sans qu'il y ait aucun risque de phénomène de rejet ni de réactions allergiques. Les implants sont donc habituellement fabriqués en titane, un matériau parfaitement biocompatible qui a déjà fait ses preuves, puisqu'il est employé depuis près de 30 ans. Toutefois, on trouve aussi aujourd'hui des implants dentaires en Zircon, en céramique à 100% qui sont tout aussi biocompatibles et qui présentent en plus l'avantage d'être bien plus esthétique, puisque de la même couleur que les dents naturelles.

Cette thèse est constituée de cinq parties : dans la première partie, nous avons décrit les matériaux prothétiques utilisés, leurs propriétés et les réactions qu'ils peuvent entraîner et les définitions de quelques termes. Dans une seconde partie, nous avons présenté les tissus osseux et des généralités sur l'anatomie dentaire. La troisième partie est consacrée pour l'état de surface et les moyens de modification de surface. La quatrième partie décrit les principes du choix des matériaux et dans la dernière partie une modélisation par la méthode des éléments finis.

Les résultats révèlent que la géométrie de l'implant est un paramètre influant.

La distribution des contraintes équivalents n'est pas homogène, elles varient le long de l'os de sa partie supérieur vers sa partie inférieure, les zones de premier contact avec l'implant sont les endroits de forte contrainte.

Les contraintes diminuées avec l'augmentation de la longueur de l'implant pour les implants filetés et les implants sans filetages pour tous les matériaux.

Le biomatériau  $ZrO_2$  présente des bons résultats il a marqué des valeurs minimales dans tous les cas.

La contrainte plus importante a été trouvée dans les implants avec filetage que non fileté pour les deux longueurs.

Le groupe des implants avec revêtements offre des meilleurs résultats.

---

# **Références bibliographiques**

---



- [1] <http://www.savoirs.essonne.fr/thematiques/la-vie/medecine-sante/biomateriaux-une-avancee-majeure-avec-le-titane-poreux/>
- [2] <http://www.techniques-ingenieur.fr/base-documentaire/biomedical-pharma-th15/biomateriaux-et-biomecanique-42606210/corrosion-et-traitements-de-surface-des-biomateriaux-cor140/definition-et-proprietes-d-un-biomateriau-cor140niv10001.html>
- [3] [https://www.canal-u.tv/video/universite\\_de\\_tous\\_les\\_savoirs/les\\_biomateriaux.1129](https://www.canal-u.tv/video/universite_de_tous_les_savoirs/les_biomateriaux.1129)
- [4] M. Guillaume ODIN. Thèse de doctorat, l'université de paris : Modélisation numérique de l'os de mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire. Maxillo- faciel.2008. Page : 13.37.
- [5] <http://www.implant.com.fr/implant.com.fr/Accueil.html>
- [6] <http://www.endurance-implant.com/implant-dentaire-informations.php>
- [7] [https://www.google.dz/search?q=1%27implant+dentaire&hl=fr&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=0ahUKEwjAlPbl0JnRAhXBbhQKHcErBVUQ\\_AUICCgB&biw=1427&bih=731&dpr=1#hl=fr&tbm=isch&q=1%27implant+dentaire+avant+la+mis+en+place](https://www.google.dz/search?q=1%27implant+dentaire&hl=fr&tbm=isch&source=lnms&sa=X&ved=0ahUKEwjAlPbl0JnRAhXBbhQKHcErBVUQ_AUICCgB&biw=1427&bih=731&dpr=1#hl=fr&tbm=isch&q=1%27implant+dentaire+avant+la+mis+en+place)
- [8] SAID Lassri. Thèse de doctorat, Université IBN ZOHR Agadir : étude comparative des caractéristiques physico-chimiques et mécaniques des biomatériaux à base de phosphate de calcium, d'alumine et de zircon : caractérisation et modélisation, 2013.
- [9] Sorin George Grigorescu. Thèse de doctorat, l'université de STRASBOURG : étude des couches nano-structurées obtenues par ablation laser pour les implants biomimétiques avancés, (2010).
- [10] Grégoire Mayer. Thèse de doctorat, l'université de Lille 2 : Evaluations physico-chimiques et biologiques de polyéthylène téréphtalate (PET) après traitement de surface par irradiations LASER en vue d'applications biomédicales, (2007).
- [11] Moez Ben Jaber. Biomateriaux pour la conception de prothèses. Institut Supérieur des Technologie Médicales de Tunis, Tunisia DOI : 10.13140/RG.2.2.22882.12489. REF
- [12] Hubert Mely. Thèse de doctorat, l'université de BLAISE PASCAL : Modélisation de la transformation de biomatériaux par un modèle de percolation, (2011).
- [13] Benkhadra Dalal. Thèse de magister, Université Mohamed Khider Biskra : Comportement physico - chimique des inserts dentaires.
- [14] Anne SIMON. Thèse de doctorat, l'université de BORDEAUX I : intérêt de la microscopie de force atomique sur la bio fonctionnalisation des matériaux : caractérisation du greffage et de l'adhésion cellulaire, (2002).
- [15] Pascal LAHEURTE. Biomateriaux et biomécanique. Référence internet 42606.

- [16] Carine WIRTH. Mémoire Présenté pour l'obtention du diplôme de l'Ecole Pratique des Hautes : Etudes influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire. Page : 8-19.
- [17] Encyclopédie Médico-Chirurgicale 23-330-A-10. Réhabilitation orale et implantologie. Page.10.
- [18] Rainer Schmidt. Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. *Application en médecine et biotechnologie*. Page :279-281.
- [19] Imen kacem, Thèse de doctorat, l'université de Lille 1 : Textiles à activité biologique via le greffage par plasma et l'immobilisation de molécules bioactives, (2012).
- [20] G. Nicolas, D. Geiger, C. Oddou et C. Hamont, Des fils d'alliages à mémoire de formes utilisés comme actionneurs d'orthèses dynamiques programmables. Procédions du Colloque Mécano-Transduction 2000 (2000), page.123.
- [21] livre progrès en dermatologie.
- [22] Imane DEMNATI. Mémoire Présenté pour l'obtention du diplôme de docteur de l'université de toulous. Développement et caractérisation de revêtements bioactifs d'apatite obtenus par projection plasma à basse énergie : application aux implants biomédicaux. Octobre 2011.
- [23] Lorraine HOFF. Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie-dentaire. Université de lorraine faculté d'odontologie. Influence des traitements de surface implantaire sur l'accélération de l'ostio-integration. Juin 2012.
- [24] M. Davarpanah, S.Szmukler-Monder, Ph.Rajzbaum, K.Davarpanah, G.Demurashvili. Manuel d'implantologie Clinique, conception, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. 3<sup>ème</sup> édition.
- [25]<http://www.inserm.fr/thematiques/technologies-pour-la-sante/dossiers-d-information/biomateriaux> 18/11/2015
- [26] ESCAMILA AGATHE. Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie-dentaire. L'université PAUL SABATIER – TOULOUSE III. Analyse des concepts implantaires sur le secteur antérieur. Décembre 2012.
- [27] [http://www.medespace.fr/Facultes\\_Medicales\\_Virtuelles/los-alveolaire-2/](http://www.medespace.fr/Facultes_Medicales_Virtuelles/los-alveolaire-2/)
- [28] Monsieur Roinet Olivier. Thèse pour le diplôme d'état de docteur en chirurgie-dentaire. L'université de Nantes. Les biomatériaux de substitution osseuse en chirurgie orale : connaissances actuelles. Mars2005
- [29] ALLAOUA Fadela. Thèse pour l'obtention du diplôme de Magister en Physique. Université des Sciences et de la Technologie d'Oran Mohamed BOUDIAF. Etude

- biomécanique des effets de la géométrie d'un implant dentaire et du chargement de mastication sur le champ de contraintes dans l'os mandibulaire. Juin 2015.
- [30] Arnaud DESTAINVILLE. Thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITE DE LIMOGES. ETUDE DU PHOSPHATE TRICALCIQUE. APPLICATION A L'ELABORATION DE BIOMATERIAUX CERAMIQUES MACROPOREUX EN PHOSPHATES DE CALCIUM. Mars 2005.
- [31] <http://histoblog.viabloga.com/texts/le-tissu-osseux>
- [32] Solène TADIER. Thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITE de TOULOUSE. Étude propriétés physico-chimiques et biologiques de ciments biomédicaux à base de carbonate de calcium : apport du procédé de co-broyage. Novembre 2009.
- [33] Anne DEVULDER. Thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR de l'ÉCOLE CENTRALE DES ARTS ET MANUFACTURES « ÉCOLE CENTRALE PARIS ». Approche micromécanique du remodelage osseux. Juin 2009.
- [34] Sabrina ROLLIN – MARTINET. Thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR de l'université de Limoges Spécialité : Matériaux Céramiques et Traitements de Surface. DEVELOPPEMENT DE NOUVELLES BIOCERAMIQUES PAR CONSOLIDATION A BASSE TEMPERATURE D'APATITES NANOCRISTALLINES BIOMIMETIQUES. Novembre 2011.
- [35] Hélène AUTEFAGE. Thèse pour obtenir le grade de DOCTEUR DE L'UNIVERSITE de TOULOUSE. RÔLE OSTEOINDUCTEUR D'UN REVÊTEMENT D'APATITE CARBONATÉE NANOCRISTALLINE SUR DES CÉRAMIQUES DE PHOSPHATE DE CALCIUM BIPHASIQUE. Juillet 2009.
- [36] Isabelle LAVAL, assistante dentaire.
- [37] <http://chirurgien-dentiste-olivier-lerouge.net/conseils.html/Comprendre-l-Anatomie-des-dents>.
- [38] SCDHATD2009
- [39] JORIOZ Arthur. Thèse présentée pour l'obtention de diplôme d'état de docteur en chirurgie dentaire. UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I. Choix du design implantaire : une comparaison des cinq systèmes major en implantologie en 2014.
- [40] Bally Julien. Thèse présentée pour l'obtention de diplôme de " ingénierie de la santé et sciences du médicament" spécialité "bio ingénierie, médicaments, ciblage". Université Henri Poincaré, Nancy I. Etude quantitative de la rugosité de surface d'implants dentaires base titane et de leurs microstructures. Juin 2011.

- [41] HASSAN ZAHIDI. Thèse pour l'obtention le diplôme d'état de docteur en chirurgie-dentaire. UNIVERSITE CHEIKH ANTA DIOP DE DAKAR. PERTE DE L'OSTEOINTEGRATION DES IMPLANTS DENTAIRE ENDO- - OSSEUX : FACTEURS DE RISQUE.MARS 2009.
- [42] H. MARTINEZ, et al ; 2008, les implants : chirurgie et prothèse. Choix thérapeutique Stratégique.
- [43] Gintaras Juodzbalsys, Marija Sapragoniene, Ann Wennerberg.New Acid Etched Titanium Dental Implant Surface.
- [44] Marco Antonio LOPEZ HEREDIA. Thèse présentée pour l'obtention le diplôme d'état de docteur école doctorale de chimie- biologie. Bio activité d'implants en titane poreux produit par prototypage rapide. Janvier 2008.
- [45] [http://stockage.univ-valenciennes.fr/EcoPEM/BoiteK/co/II\\_1.html](http://stockage.univ-valenciennes.fr/EcoPEM/BoiteK/co/II_1.html)
- [46] MICHAEL F. ASHBY. Materials Sélection in Mechanical Design.3<sup>-ème</sup> édition. Published by Elsevier Ltd.2005.
- [47] <http://www.information-dentaire.fr/011-1587-Biomateriaux-Materiaux-dentaires-Cliniques.html>
- [48] <http://rissalaty.univcasa.ma:8080/xmlui/handle/123456789/1510>
- [49] M. Guillaume ODIN. Thèse pour obtention le grade de DOCTEUR de l'école nationale supérieure des Mines de Paris. Modélisation numérique de l'os de mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire. Maxillo- faciel. Juin 2008.
- [50] <http://www.futura-sciences.com/sante/dossiers/medecine-dents-sante-buccodentaire-1287/page/14/>
- [51]<http://sante-medecine.journaldesfemmes.com/faq/19425-implant-dentaire-definition#q=Implant+dentaire+-+d%C3%A9finition&cur=1&url=%2F>
- [52] <http://rissalaty.univcasa.ma:8080/xmlui/handle/123456789/1159>
- [53] [http://www.ari-elhyani-chirurgien-dentiste.fr/Implant-dentaire\\_a91.html](http://www.ari-elhyani-chirurgien-dentiste.fr/Implant-dentaire_a91.html)
- [54] <http://rissalaty.univcasa.ma:8080/xmlui/handle/123456789/451>
- [55] Reda KHATOURI. Thèse pour obtention le grade de DOCTEUR en médecine dentaire DE L'UNIVERSITE DE Casablanca. Biocompatibilité et échecs mécaniques des biomatériaux métalliques et céramiques utilises en prothèse dentaire : données actuelles. Septembre 2015.
- [56] Vincent COMTE. Mémoire du diplôme de l'Ecole Pratique des Hautes Etudes « étude in vitro de fibroblastes gingivaux sur l'alliage nickel-titane : influence des états de surfaces ». 2003.

- [57] Rainer Schmidt. Comportement des matériaux dans les milieux biologiques. Application en médecine et biotechnologie. Page :279-281.
- [58] Les Technologies pour la Santé Ministère de la Recherche – Janvier 2005 page 17
- [59] Bernard Normand, et al ; Prévention et lutte contre la corrosion. Une approche scientifique et technique.2004.
- [60] Abdalilah BENMAROUANE. Thèse présentée pour obtenir le grade de docteur de l'université de Reims Champagne-Ardenne en sciences, spécialité : Mécanique et matériaux. Caractérisation de la régénération osseuse après implantation par diffraction de neutrons et de rayonnement synchrotron.2005.
- [61] Biomatériaux, biomatériels et bio-ingénierie en chirurgie orale et maxillo-facial (1) DMuster JL Vouillot JHDubruille-1999.
- [62] Fabien GUILLEMOT. Thèse présentée devant l'Institut National des Sciences Appliquées de Rennes en vue de l'obtention du Doctorat de Sciences des Matériaux - option Métallurgie. Page : 4-7.9.
- [63] HERZI Abdelkarim. Thèse présentée pour obtenir le Diplôme de Magister en Physique Spécialité : Sciences des Matériaux, Option : Métallurgie.
- [64] M. DAVARPANAH, et al ; Manuel d'implantologie clinique, concepts, protocoles et innovations récentes 2<sup>ème</sup> édition. 2008.
- [65] Par Céline CHOLLET. Thèse : Intérêt de la maîtrise de la microtopochimie superficielle pour contrôler les interactions matériaux-tissus. Page : 17-26.
- [66] Dominique FOUCAT. Thèse : Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique.
- [67] Bernard Normand, et al ; Prévention et lutte contre la corrosion. Une approche scientifique et technique.2004.
- [68] BLANQUAERT D : Les céramiques et céramo-métalliques in Biomécanique orthopédique, p. 82-93. Masson, 1987.
- [69] Ramona-Nicoleta BORŞA. Thèse délivrée par l'Institut National Polytechnique de Toulouse. Discipline ou spécialité : Sciences et Génie des Matériaux. Elaboration de poudres et de dépôts de phosphates de calcium silicatés à usage de biomatériaux. 2008.
- [70] Hastie, T. & al. (2001). The Elements of Statistical Learning, Springer, Canada.
- [71] Hechenbichler, K. Et Schliep K. (2004) Weighted k-nearest-neighbor techniques and ordinal classification. Sonder for schungsbereich 386, Paper 399.
- [72] <https://www.r-bloggers.com/les-k-plus-prcoches-voisins-vite-il-faut-se-la-reappropriier/>
- [73] <https://www.xlstat.com/fr/solutions/fonctionnalites/k-nearest-neighbors-knn>

- [74] Anne Sabourin, Joseph Salmon. Méthodes des k-plus proches voisins.
- [75] L. Ralaivola. Projet informatique. Algorithme des k-plus-proches-voisins. 06 février 2007.
- [76] Eve MATHIEU-DUPAS. Responsable Plate-forme bio-informatique & biostatistique UMR Sys Diag, Modélisation et ingénierie des systèmes complexes biologiques pour le diagnostic. Algorithme des K plus proches voisins pondérés (WKNN) et Application en diagnostic. Juin 2010.
- [77] Faicel CHAMROUKHI. Université du Sud Toulon - Var. Licence 2 Sciences Pour l'Ingénieur. Projet 1 : Classification supervisée : Les K-plus proches voisins. Année 2012-2013.
- [78] KNN. Hastie, T. & al. (2001) the Elements of Statistical Learning, Springer, Canada.
- [79] Oguz Kayabas, et al ; Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite élément method. 2006 : 649–658
- [80] A. Merdji, et al; Thee dimensional finite element analysis of the mechanical behaviour of a dental implant system 2010.
- [81] <http://www.bulletins-electroniques.com/actualites/67551.htm>
- [82] GHOGGALI Saida. Mémoire Présenté au département de mécanique, faculté des sciences de l'ingénieur ; université de Batna pour obtenir le titre de Magistère en génie mécanique. Option : Construction Mécanique.
- [83] Biomaterials Science : An introduction to Materials in Medicine. (B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen & J.E. Lemons eds.) Academic Press, San Diego 1996, p. 2.
- [84] [www.straumann.be/fr/starget](http://www.straumann.be/fr/starget)
- [85] <http://www.jildent.fr/les-implants-dentaires>
- [86] CAO.
- [87] <http://www.laboratoire-durodez.com/cfao-implantologie/>
- [88] <http://biomecanique.ensam.eu/valorisation-100801.kjsp>
- [89] DEGHOUDJ Samir, Méthode des éléments, Université Larbi Tébessi-Tébessa Faculté des Sciences et de la Technologie Département de Génie Mécanique 2017-2018.
- [90] [https://fr.wikibooks.org/wiki/Méthode\\_des\\_éléments\\_finis/Présentation\\_générale](https://fr.wikibooks.org/wiki/Méthode_des_éléments_finis/Présentation_générale)
- [91] F. Hecht, Outils et algorithmes pour la méthode des éléments finis, Université Pierre et Marie Curie 22 juin 1992 (recompile en 2007).
- [92] <http://www.taxisense.com/mef>
- [93] <https://www.my-cad.fr/solidworks/>
- [94] <http://1space3d.blogspot.com/2014/03/a-quoi-sert-le-logiciel-solidworks-et>

- [95] R. Hunter, et al ; Develop mono-block tooth implants using automate design and FEM analysis 2007.
- [96] Wiwat Tanwongwan, et al ; Finite Element Modelling of Titanium Foam Behaviour forDental Application. Proceedings of the World Congress on Engineering 2011.

## الملخص:

الهدف من هذا العمل هو تحديد المادة الأنسب والأقرب من حيث الخصائص الميكانيكية للعظم لتحل محل جذر السن دون

أي أعراض غير مرغوب فيها وذلك باستعمال طريقة "الجيران الأكثر قرب"، ثم قمنا بنمذجة الزرع و إنشائه باستخدام

Abaqus واستخراج الإجهاد، الضغط والانتقال لهذا الزرع مع مجموعة من المواد الحيوية.

الكلمات المفتاحية : المواد الحيوية، زراعة الأسنان الزرع، العظم، تحليل العناصر المحدود.

## Résumé :

L'objectif de ce travail est d'identifier le matériau le plus approprié et le plus proche en termes de propriétés mécaniques de l'os à remplacer la racine de la dent sans symptômes indésirables selon la méthode des "voisins les plus proches », puis nous avons modélisé l'implant et sa mise en place en utilisant Abaqus et d'extraire le stress, la pression et la transition de cet implant avec un groupe de biomatériaux.

**Les mots clés :** Les biomatériaux, Les implants dentaires, L'implantologie, L'os,

L 'analyse par éléments finis.

## Abstract :

The objective of this study was to identify the most appropriate material and the closest in terms of mechanical properties of bone to replace the root of the tooth without adverse symptoms according to the method of "nearest neighbors" and we modeled the implant and its implementation using Abaqus and extract the stress, pressure and the transition of the implant with a group of biomaterials.

**Keywords :** Biomaterials, Dental implants, Implantology, Bone, Finite element analysis.