

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET  
POPULAIRE

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE  
LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE DJILLALI LIABES DE SIDI BEL ABBES  
FACULTE DE TECHNOLOGIE  
DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

# THESE

Présenté par

**BACHIRI ABDESSAMED**

Pour l'obtention du diplôme de

**DOCTORAT 3<sup>ème</sup> CYCLE LMD**

Filière : Génie Mécanique

Spécialité : Génie des matériaux

Intitulé

## **Prédiction de l'endommagement des implants dentaires**

Soutenue le 15/12./2021 devant le jury composé de :

Nom & Prénom	Grade	Qualité	Etablissement de Rattachement
MOKADEM Salem	MCA	Président	UDL_SBA
DJEBBAR Noureddine	MCA	Directeur de thèse	Univ.HBB_Chlef
BOUTABOUT Benali	Pr	Co- directeur de thèse	UDL_SBA
BELHOUARI Mohamed	Pr	Examineur	UDL_SBA
BENOUIS Ali	MCA	Examineur	Univ.DMT_Saïda
SAHLI Abderrahmane	MCA	Examineur	UDL_SBA

**Année universitaire : 2021-2022**

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ

آمین

## Table des matières

Remerciement.....	01
Dédicace.....	02
Liste des figures .....	03
Liste des tableaux .....	07
Introduction générale .....	08

### **Partie 1 : Etude Bibliographique**

#### **CHAPITRE I : Notions générales sur les biomatériaux**

Introduction.....	11
1 Définitions et historique .....	11
2 Notions sur les biomatériaux .....	13
3 Domaines d'application des biomatériaux .....	14
3-1 Ophtalmologie .....	14
3-2 Odontologie – stomatologie .....	14
3-3 Chirurgie orthopédique .....	15
3-4 Cardiovasculaire .....	15
3-5 Urologie/ néphrologie .....	15
3-6 Endocrinologie-chronothérapie .....	15
3-7 Chirurgie esthétique .....	16
3-8 Chirurgie générale et divers .....	16
4 Classes des biomatériaux .....	17
4-1 Biommatériaux métalliques .....	18
4-1-1 Métaux nobles .....	20
4-1-2 Métaux purs .....	21
4-2 Biommatériaux inorganiques non métalliques .....	26
4-2-1 Biocéramiques .....	26
4-2-2 Bioverres .....	26
4-2-3 Collagènes .....	27
4-3 Polymères synthétiques .....	29
4-3-1 Polymères biorésorbables .....	29
4-3-2 Silicones .....	30
4-3-3 Résines acryliques .....	30
4-4 Composites biomédicaux .....	31
4-5 Biommatériaux d'origine biologique .....	32
4-5-1 Biommatériaux d'origine animale .....	32
4-5-2 Biommatériaux d'origine végétale .....	34
4-6 Nano-biommatériaux .....	36
4-7 Textiles .....	37
4-8 Céramiques .....	38
4-8-1 Porcelaine .....	39
4-8-2 Verre .....	39
4-8-3 Céramiques dentaires .....	39
5 Biommatériaux utilisés en orthopédie .....	40
6 Substituts osseux .....	42
7 Applications des alliages à mémoire de forme .....	43
Conclusion .....	45

## CHAPITRE II : Biomécanique de l'os et du système masticatoire

Introduction.....	47
1 Domaines d'application de la biomécanique .....	47
2 Structure et comportement mécanique de l'os humain.....	49
2-1 Os cortical ou compact .....	50
2-2 Os spongieux ou trabéculaire .....	51
2-3 Comportement mécanique de l'os .....	52
2-4 Remodelage osseux .....	53
3 Structure et mécanique du système masticatoire .....	54
3-1 Articulation Temporo-mandibulaire (ATM) .....	55
3-2 Os temporal .....	55
3-3 Maxillaire supérieur .....	56
3-4 Maxillaire inférieur .....	57
3-5 Muscles masticateurs .....	57
3-5-1 Muscles élévateurs .....	58
3-5-2 Muscles abaisseurs .....	59
3-6 Mécanique de la mastication .....	60
3-6-1 Abaissement et élévation .....	60
3-6-2 Propulsion et rétropropulsion .....	60
3-6-3 Diduction.....	61
4 Anatomie chirurgicale des maxillaires .....	61
4-1 Mandibule .....	61
4-2 Zones anatomiques à risques de la mandibule .....	63
4-2-1 Région de la symphyse mentonnière .....	64
4-2-2 Région du corps mandibulaire .....	64
4-3 Zones anatomiques à risque du maxillaire .....	65
4-3-1 Prémaxillaire .....	66
4-3-2 Pilier Canin .....	67
4-3-3 Sinus maxillaire .....	67
4-3-4 Pilier palato- ptérygoïdien .....	68
5 Anatomie chirurgicale des maxillaires .....	68
5-1 Caractéristiques Mécaniques de l'os .....	68
5-2 Moyens d'étude .....	69
5-3 Résultats .....	70
5-3-1 Matériau composite .....	70
5-3-2 Anisotropie .....	74
5-3-3 Viscoélasticité .....	76
5-3-4 Contrainte supportées par l'os .....	76
5-3-5 Autres propriétés .....	76
6 Biomécanique dentaire .....	77
6-1 Rappel anatomique sur la dent .....	77
6-2 Déplacement dentaire .....	79
6-3 Forces appliquées sur la dent .....	80
7 Etude des forces sur le plan mastication .....	82
8 Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation.....	84
8-1 Forces induites par une dent naturelle .....	85
8-2 Biomécanique de la connexion os-implant .....	85
8-3 Maintient de l'interface os-implant .....	86
8-4 Forces occlusales sur l'implant .....	86
8-5 Forces transmises à l'os .....	87
9 Principes de biomécanique .....	89
Conclusion .....	90

## CHAPITRE III : Notions générales sur l'implantologie

Introduction.....	92
1 Historique .....	92
2 Caractéristiques des implants dentaires .....	93
2-1 Définition .....	93
2-2 Matériaux .....	94
2-3 Morphologie.....	94
2-4 Dimensions .....	95
2-4-1 Implant de petit diamètre $\text{Ø} \leq 4\text{mm}$ .....	96
2-4-2 Implant de gros diamètre $\text{Ø} \geq 5\text{ mm}$ .....	96
2-5 Modèles d'implants cylindriques en vis .....	96
2-5-1 Mise en place de l'implant .....	97
2-5-2 Classification selon le col d'implant .....	98
2-5-3 Classification selon le corps d'implant .....	99
3 Principe des implants dentaires.....	99
4 Différents types d'implants .....	100
4-1 Implants juxta-osseux .....	100
4-2 Implants endo-osseux .....	100
4-2-1 Implants à insertion verticale .....	101
4-2-2 Implants à insertion latérale ou Diskimplant .....	102
4-2-3 Implants à insertion dite oblique .....	102
5 Protocoles et temps thérapeutiques en chirurgie implantaire .....	103
6 Résistance de l'implante dentaire.....	104
7 Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants Dentaires .....	105
8 Remplacement d'une dent unitaire .....	106
9 Avantages de l'implant dentaire et l'inconvénient .....	106
9-1 Avantages .....	106
9-1-1 Préservation du capital osseux .....	106
9-1-2 Sécurité .....	106
9-1-3 Confort et esthétique.....	106
9-1-4 Fonctionnalité .....	107
9-1-5 Sensation d'appartenance .....	107
9-2 Inconvénients .....	107
Conclusion .....	108

## Partie 2 : Modélisation Numérique

### CHAPITRE IV : Effet de la vitesse et de la forme du projectile

Introduction.....	110
1 Modélisation et simulation .....	111
1-1 Modélisation par des éléments finis .....	111
1-2 Présentation du logiciel de calcul « ABAQUS » .....	113
2 Modèle géométrique .....	113
2-1 Os mandibulaire .....	113
2-2 Implant dentaire .....	114
2-3 Contact par MEF .....	115
3 Propriétés des matériaux .....	116
4 Conditions aux limites .....	116
5 Maillage par MEF .....	117
6 Résultat.....	119
6-1 Effet de la forme géométrique de l'impacteur et de sa vitesse sur les contraintes maximales.....	119
6-2 Distribution de la contrainte interfaciale os-implant .....	121

Conclusion .....	126
------------------	-----

## **CHAPITRE V : Effet de la masse et de la forme du projectile**

Introduction.....	128
1 Résultat.....	129
1-1 Effet de la masse et de la forme de projectile.....	129
1-2 Distribution de la contrainte interfaciale os-implant .....	131
Conclusion .....	136

## **CHAPITRE VI : Effets de la forme de filet de l'implant et celle de l'impacteur**

Introduction.....	138
1 Matériaux et méthodes .....	138
1-1 Os mandibulaire.....	138
1-2 Implant dentaire.....	139
1-3 Modèle géométrique de l'implant.....	141
1-4 Contact.....	143
2 Propriété mécanique.....	144
3 Conditions aux limites.....	144
4 Maillage.....	146
5 Résultat.....	147
5-1 Distribution de la contrainte équivalente pour projectile de forme sphérique.....	147
5-2 Distribution de la contrainte équivalente pour projectile de forme conique.....	151
Conclusion .....	155

## Remerciement

**J**e remercie mon Dieu, maitre de l'univers, pour toutes ses bontés, pour toute la science qu'il nous a enseignée, l'esprit qu'il nous a illuminé, pour la foi qu'il sème dans nos cœurs et pour sa miséricorde.

A notre prophète, notre exemple pour le savoir qu'il nous a apporté.

Je tiens à remercier vivement mes professeurs. A mes directeurs de thèse, Monsieur **DJEBBAR Noureddine**, Maître de conférences à l'université Hassiba Benbouali de Chlef qui a su trouver un sujet de recherche original, pour sa très grande disponibilité et son aide précieuse qui ont sans nul doute contribué au succès de cette thèse et Monsieur **BOUTABOUT Benali**, Professeur à l'université Djillali Liabes de Sidi Bel Abbes. J'adresse mes sincères remerciements pour m'avoir accueilli ainsi que pour leur soutien tout au long de ce travail et leur aide, tant technique, scientifique que moral.

Je remercie Monsieur **MOKADEM Salem**, Maître de conférences à l'Université de Sidi Bel Abbes, d'avoir accepté d'être Président du jury. De même, je remercie Messieurs **BELHOUARI. Mohamed** , Professeur et Monsieur **SAHLI Abderrahmane**, Maître de conférences à l'université Djillali Liabes de Sidi Bel Abbes et Monsieur **BENOUIS Ali**, Maître de conférences à l'université Docteur Moulay Tahar de Saida, d'avoir accepté d'examiner ce travail.

Je remercie également le personnel des services de la pédagogie et de la post graduation du département de génie mécanique, Faculté de Technologie, université de Sidi Bel Abbes.

A toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail

**Merci.**

**Bachiri. A**



## Dédicace

**T**out d'abord louange à Allah, le tout clément, le tout miséricordieux.

Et bénédiction et paix sur le dernier des prophètes, sur sa famille ses compagnons, et sur tous ceux qui suivent sa voix.

Je dédie le fruit de mes études :

À Le président turc : Mr, **RECEP TAYYIP ERDOGAN** hafidaho Elah,  
c'est un grand politicien dans le monde islamique

À ma famille : mon père, ma mère et mes frères.

À mes amis : Hefaina Sofiane, Si Tayeb Khaled, Labassi hakim, Merbouh Adem.

À grande ma sœur Merzoug Kheira qu'aide moi toujours.

À toute ma promotion de Structure Aéronautique 2013-2014

Enfin je dédie ce mémoire à tous ce qui participé de loin ou de près que je n'ai pas cité et à tous ceux qui me connaissent, qu'ils trouvent à travers ce travail mes sincères reconnaissances.

**Merci.**

**Bachiri. A**



---

# Liste des figures

---

## CHAPITRE I : Notions générales sur les biomatériaux

Figure I.1 : Organes peuvent être remplacés par des biomatériaux.	14
Figure I.2 : Prothèse de genou	16
Figure I.3 : Implant pour rachis	16
Figure I.4 : Prothèse d'épaule	16
Figure I.5 : Prothèse de cheville	16
Figure I.6 : Prothèse de hanche	17
Figure I.7 : Prothèse dentaire	17
Figure I.8 : Ligaments artificiels	17
Figure I.9 : Valves cardiovasculaires	17
Figure I.10 : Prothèse pour œil	17
Figure I.11 : Classes des biomatériaux	18
Figure I.12 : Prothèse totale de hanche	19
Figure I.13 : Prothèse totale de genou	19
Figure I.14 : Vis fémorales	20
Figure I.15 : Valve cardiaque	20
Figure I.16 : Prothèse et vasculaire	20
Figure I.17 : Stimulateur cardiaque	20
Figure I.18 : Métaux nobles	21
Figure I.19 : Os et d'articulation	23
Figure I.20 : Tige d'une PTH	24
Figure I.21 : Implant dentaire.	24
Figure I.22 : Electrodes de pacemaker en titane	24
Figure I.23 : Plaques en Inox- et vis en Ti-6Al-4V.	24
Figure I.24 : Agrafe pour rachis	26
Figure I.25 : Agrafe en Alliage à mémoire de forme	26
Figure I.26 : Molécule de collagène aux biomatériaux	28
Figure I.27 : Multiples fibrilles de collagène se forment en fibres de collagène. Acides aminés sur la chaîne alpha proline (PRO), glycine (GLY) et hydroxyproline (HYP).	28
Figure I.28 : Corail rouge.	33
Figure I.29 : Nacre.	34
Figure I.30 : Alfa.	35
Figure I.31 : Agave	36
Figure I.32 : Textile des stents	37
Figure I.33 : Têtes (PTH) en Alumine-Alumine.	38
Figure I.34 : Bridge en Zircon	38
Figure I.35 : Substituts osseux sous forme prismatique	42
Figure I.36 : Substituts osseux sous forme de révolution	42
Figure I.37 : Substitut osseux au niveau du genou	42
Figure I.38 : Application d'un substitut osseux au niveau du fémur	42
Figure I.39 : Super élastique dentaire	43
Figure I.40 : Agrafes permettent le resserrement de la partie ouverte. Ostéotomie pour valgus	44
Figure I.41 : Utilisation pour les cas d'athérosclérose. Maladie vasculaire impliquant un changement important au niveau de la paroi artérielle	44

## CHAPITRE II : Biomécanique de l'os et du système masticatoire

Figure II.1 : Composition en couches du tissu osseux	50
Figure II.2 : Structure microscopique du tissu osseux cortical	51
Figure II.3 : Structure microscopique du tissu osseux spongieux	52
Figure II.4 : Remodelage osseux	54
Figure II.5 : Crâne, vue de profil	55
Figure II.6 : Os temporal, vue latérale externe.	56
Figure II.7 : Maxillaire supérieur, vue de face	56
Figure II.8 : Maxillaire inférieur, vue latérale	57
Figure II.9 : Muscle temporal et le muscle masséter	58
Figure II.10 : Diduction de la mandibule	61
Figure II.11 : Mandibule, vue de face	62
Figure II.12 : Nerf, canal, angle et zones mandibulaires	62
Figure II.13 : Mandibule, vue latérale externe et interne	63
Figure II.14 : Représentation schématique du nerf dentaire inférieure	65
Figure II.15 : Représentation schématique du nerf dentaire supérieur	66
Figure II.16 : Trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os (d'après Bonfield et O'Connor). A : phase élastique - B : boucle en hystérésis fermée - C : boucle en hystérésis initialement ouverte et qui se ferme avec le temps à contrainte.	71
Figure II.17 : Courbes contraintes-déformation du fémur (D'après Burstein et al.). A. Traction ; B. Compression. Noter l'absence de phase plastique en compression	73
Figure II.18 : Variations de la micro dureté (d'après Blaimont). Déformations pour P = 100 kg. La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste	74
Figure II.19 : Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os cortical fémoral : traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction transversale (T) (d'après Frankel et Burstein).	75
Figure II.20 : Module d'élasticité de la corticale diminue de l'endoste vers le périoste. Les zones osseuses les plus déformées sont aussi les plus déformables, et les contraintes intra osseuses tendent vers l'égalisation. L'élasticité osseuse s'adapte aux sollicitations (d'après Blaimont).	75
Figure II.21 : Composition anatomique d'une dent naturelle	78
Figure II.22 : Types de dents.	78
Figure II.23 : Différents types de dents	79
Figure II.24 : Différents types de dents.	81
Figure II.25 : Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal.	82
Figure II.26 : Forces masticatoires	83
Figure II.27 : Surfaces convexes des cuspidés	84
Figure II.28 : Forces agissant sur un implant ostéo-intégré	88
Figure II.29 : Différents types de forces générées dans un système d'implant	89
Figure II.30 : Trois principes biomécaniques	89

## CHAPITRE III : Notions générales sur l'implantologie

Figure III.1 : Implant dentaire.	93
Figure III.2 : Prothèse dentaire en coupe	93
Figure III.3 : Lames des implants.	95
Figure III.4 : Exemples d'implants vis cylindriques ou cylindro-conique	95
Figure III.5 : Exemples d'implants cylindriques à impacter	95
Figure III.6 : Différents systèmes d'implants cylindriques ou cylindro-coniques	97
Figure III.7 : Structure d'un implant cylindrique en vis standard.	98
Figure III.8 : Différentes implants à insertion verticale.	101
Figure III.9 : Vue clinique et vue radiologique de Diskimplant.	102
Figure III.10 : Schéma et vue radiologique d'implants zygomatiques.	103
Figure III.11 : Schémas et vue radiologique d'implants trans-sinusiens maxillaires et obliques à la mandibule.	103
Figure III.12 : Remplacement des dents.	105

## CHAPITRE IV : Effet de la vitesse et de la forme du projectile

Figure IV.1: Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la modélisation numérique (MEF).	111
Figure IV.2: Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire	112
Figure IV.3: Os mandibulaire	114
Figure IV.4: Composantes de la prothèse dentaire	115
Figure IV.5: Modèle assemblé.	116
Figure IV.6: Conditions aux limites de la prothèse dentaire (a) Impacteur sphérique; (b) Impacteur conique.	117
Figure IV.7: Maillage des différentes parties: (I) Composants de la prothèse dentaire; (II) Forme de l'impacteur.	118
Figure IV.8: Maillage de la prothèse dentaire: (a) Impacteur sphérique; (b) Impacteur conique.	118
Figure IV.9: Contrainte maximale de von Mises dans l'os cortical en fonction de la vitesse de deux types d'impacteurs	119
Figure IV.10: Contrainte maximale de von Mises dans l'os spongieux en fonction de la vitesse de deux types d'impacteurs.	120
Figure IV.11: Contrainte maximale de von Mises dans l'implant en fonction de la vitesse des deux types d'impacteurs	120
Figure IV.12: Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long du contour pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.	122
Figure IV.13: Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long du contour pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.	122
Figure IV.14: Variation de la contrainte équivalente dans l'os spongieux le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.	123
Figure IV.15: Variation de la contrainte équivalente dans l'os spongieux le long du contour interfacial os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.	124
Figure IV.16: Variation de la contrainte équivalente dans l'implant le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.	125
Figure IV.17: Variation de la contrainte équivalente dans l'implant le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.	125

## CHAPITRE V : Effet de la masse et de la forme du projectile

Figure V.1: Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l'os spongieux sous l'effet d'un impact de différentes masses et formes de projectiles	129
Figure V.2: Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l'os cortical sous l'effet d'un impact de différentes masses et formes de projectiles.	130
Figure V.3: Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l'implant sous l'effet d'un impact de différentes masses et formes de projectiles.	130
Figure V.4: Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long d'un path circulaire pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.	131
Figure V.5: Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long d'un path circulaire pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.	132
Figure V.6: Variation de la contraintes équivalente le long de l'os spongieux pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.	133
Figure V.7: Variation de la contraintes équivalente le long de l'os spongieux pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.	133
Figure V.8: Variation de la contrainte équivalente le long de l'implant pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.	134
Figure V.9: Variation de la contrainte équivalente le long de l'implant pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.	135

## CHAPITRE VI : Effets de la forme de filet de l'implant et celle de l'impacteur

Figure VI.1: Dimensions de l'os mandibulaire	139
Figure VI.2: Composants de la prothèse dentaire	140
Figure VI.3: Modèle de l'implant avec quatre formes différentes du filetage	141
Figure VI.4: Modèle tridimensionnel de l'implant	142
Figure VI.5: Interaction entre os-implant-pilier (abutement).	143
Figure VI.6: Conditions aux limites de la structure dentaire étudiée	145
Figure VI.7: Maillage de différents constituants : (a) Composants de la structure dentaire ; (b) Formes de l'impacteur	146
Figure VI.8: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'abutement et l'implant pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme sphérique	148
Figure VI.9: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical et l'os spongieux pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme sphérique	148
Figure VI.10: Variation de la contrainte équivalente de von Mises maximale le long de l'os en fonction de quatre formes de filet de l'implant, frappé à l'aide d'un impacteur de forme sphérique	150
Figure VI.11: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'abutement et l'implant pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme conique.	152
Figure VI.12: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical et l'os spongieux pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme conique.	153
Figure VI.13: Variation de la contrainte équivalente de von Mises maximale le long de l'os en fonction de quatre formes de filet de l'implant, frappé à l'aide d'un impacteur de forme conique	154
Figure VI.14: Comparaison de la contrainte équivalente maximale dans l'os spongieux sous l'effet d'une charge impulsive à l'aide de deux impacteurs (sphérique et conique) et pour quatre formes de filet de l'implant	155

---

# Liste des figures tableaux

---

## **CHAPITRE I : Notions générales sur les biomatériaux**

Tableau I.1: Biomatériaux les plus couramment utilisés.	40
Tableau I.2: Différents biomatériaux utilisés pour les prothèses ostéo-articulaires.	41

## **CHAPITRE II : Biomécanique de l'os et du système masticatoire**

Tableau II.1: Travaux et applications actuelles en biomécanique.	48
--	----

## **CHAPITRE III : Notions générales sur l'implantologie**

Tableau III.1: Comparaison entre quelques différents implants dentaires.	100
Tableau III.2: Différents types de protocoles implantaires selon le temps global de traitement.	104

## **CHAPITRE IV : Effet de la vitesse et de la forme du projectile**

Table IV.1: Propriétés mécaniques des différentes pièces utilisées dans la prothèse dentaire	116
Table IV.2: Nombre d'éléments et des nœuds pour chaque élément de la structure	118

## **CHAPITRE VI : Effets de la forme de filet de l'implant et celle de l'impacteur**

Table VI.1: Dimensions géométriques détaillées de l'implant	142
Table VI.2: Propriétés mécaniques de différents composants utilisés dans cette étude	144
Table VI.3: Nombre d'éléments et de nœuds pour chaque constituant	146

## Introduction générale

---

La biomécanique est la science qui applique les principes de la mécanique à la compréhension des processus et des fonctions biologiques. Son objectif principal est donc de caractériser le mouvement des organes vivants, et ses variations différentielles (contraintes, déformation, ...). Le but de la biomécanique est de prévoir le comportement mécanique (mouvement, déformations et contraintes) d'un tissu ou d'un organe, en tenant compte des charges agissant sur lui, de sa microstructure et des contraintes imposées par d'autres organes [1].

La biomécanique dentaire est une approche interdisciplinaire dans laquelle les principes d'ingénieries sont appliqués à la médecine dentaire, il est communément admis aujourd'hui que l'harmonie des contacts dentaires est primordiale dans le maintien de l'équilibre physiologique et anatomique de cet appareil, tant sur le plan statique que dynamique. Les pertes dentaires et leur non-compensation à brève échéance ont souvent pour conséquence la perte des contacts proximaux et occlusaux pouvant être à l'origine de migrations dentaires (égressions, versions, rotations), avec toujours de profondes perturbations du plan d'occlusion [2].

Un implant dentaire est assimilable à une racine artificielle. Il se présente le plus souvent sous la forme d'une vis en titane placée dans l'os de la mâchoire. Il remplace la ou les racines d'une dent absente et sert de support pour réaliser une couronne dentaire, un bridge dentaire ou une prothèse dentaire amovible. L'implant se trouve placé dans un os vivant, la jonction os/implant s'étend en surface et elle se renforce ensuite avec le temps. Il ya un remodelage continu de l'os au niveau de l'interface de l'implant et de l'os avoisinant. Le matériau le plus utilisé pour la fabrication des implants dentaires est le titane, car ce métal inerte biologiquement n'est pas rejeté par le corps et procure une solidité nécessaire à leur fonction. Celui-ci est actuellement considéré comme le matériau le mieux adapté pour les implants, du fait qu'il ne déclenche aucune réaction allergique de l'organisme. À la différence d'autres matériaux, le titane se lie directement à l'os, donc nécessaire d'avoir une surface sur laquelle l'os puisse venir s'apposer de façon très intime et bloquer ainsi l'implant dans l'os [1].

L'implant transfère des forces à la mâchoire et il est aussi en contact avec la gencive ; quant à la prothèse elle se situe directement dans le milieu buccal qui lui transfère des force de mastication, des chocs, ... etc. Cependant le succès de l'implantologie nécessite l'étude poussée des phénomènes biomécaniques rencontrés lors de la mise en charge des prothèses ainsi qu'en fonctionnement [3].

Ce travail de thèse « La prédiction de l'endommagement des implants dentaires » s'inscrit dans cette problématique : proposer un modèle numérique de simulation du comportement à l'impact pour une prothèse dentaire. Pour atteindre cet objectif, différentes étapes sont nécessaires : caractériser le comportement mécanique du matériau, réaliser des essais pour appréhender la pertinence de ce modèle, valider enfin ce modèle par la simulation. C'est l'ensemble de cette démarche qui est présenté dans cette thèse, et qui s'articule en deux volets, le premier est composé de trois chapitres pour une recherche bibliographique et le second est composé de quatre chapitres pour une modélisation numérique. Ce travail regroupe donc sept chapitres :

- Dans les trois premiers chapitres, nous décrivons d'une manière exhaustive une étude bibliographique sur les biomatériaux, la biomécanique de l'os et du système masticatoire ainsi que sur l'implantologie orale ;
- Dans le quatrième chapitre, nous présentons une étude comparative entre le niveau de contrainte de von Mises de deux impacteurs de forme géométrique différente l'un sphérique et l'autre conique pour plusieurs vitesses d'impact ;
- Dans le cinquième chapitre, nous déterminons numériquement l'intensité et la distribution de contraintes dans l'os et l'implant sous l'effet d'un choc mécanique. L'impacteur ayant différentes masses et deux formes géométriques (sphérique ou conique), est éjecté avec une vitesse constante ;
- Dans le sixième chapitre, nous analysons numériquement par la méthode des éléments finis l'effet des filets de l'implant sur la distribution de contraintes dans l'os et les différents composants de la prothèse dentaire.

## Introduction

Le terme biomatériau désigne les matériaux fabriqués par l'homme qui sont utilisés pour réaliser des prothèses ou autres dispositifs médicaux implantables dans le corps humain. Ils sont destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour traiter, modifier les formes ou remplacer ces tissus dans l'objectif de répondre aux critères fonctionnels de la partie qu'ils suppléent sans induire de réactions de rejet. Les matériaux utilisés comme biomatériaux doivent satisfaire à un ensemble de critères comme la biocompatibilité et l'ostéo-intégration [1].

L'intérêt croissant pour ces matériaux s'explique par l'effet régulier du vieillissement de la population et la fréquence des accidents ou du trafic dans une société où la qualité de vie est devenue un critère dominant, notamment dans les situations où l'utilisation de ces matériaux de remplacement dans des interventions chirurgicales s'avère nécessaire. C'est pour cette raison que la chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent la plus grande part des utilisations des biomatériaux dans diverses applications médicales et médico-chirurgicales, telles que [1] :

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

Toutefois, nous nous intéressons dans cette étude, précisément, à leur utilisation dans le domaine de l'implantation dentaire où ils sont employés dans la fabrication d'implants et de prothèses dentaires, utilisés dans le remplacement des dents perdues [2].

### 1. Définitions et historique

Les biomatériaux utilisés pour implantologie ou comblement suscitent un intérêt croissant de par leur utilisation fréquente en chirurgie réparatrice ou en chirurgie orthopédique. Ils représentent une alternative aux autogreffes (prélèvements de tissu sur l'individu), aux allogreffes (prélèvement de tissu sur un individu de la même espèce vivant ou mort) et aux xélogreffes (prélèvements de tissu sur une espèce différente). Lors d'une perte osseuse, on utilise des matériaux de substitution

du tissu osseux destinés à faciliter la réossification d'un défaut ne pouvant se cicatriser sans apport extérieur, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme utilisés pour [3] :

- ❖ Pallier la déficience d'un organe (les implants)
- ❖ Être employés en chirurgie réparatrice (les prothèses)
- ❖ Être utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articles médico-chirurgicaux)

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique...) [4].

Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défaillants par des substituts : fer, cuivre, plomb, bois, plâtre, ... Jusqu'au milieu du XXe siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique.

Le développement des biomatériaux en médecine doit beaucoup à la recherche dans les industries chimiques, métallurgiques, nucléaires, aéronautiques qui ont été des viviers féconds et le sont toujours. Leurs connaissances ont été sources de progrès considérables pour la santé [3]. Les progrès de la chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire sont traduits par une demande de plus en plus pressante de matériaux pour implantation. Ainsi l'acier inoxydable, premier matériau utilisé avec succès dans la conception de prothèses de hanche dans les années 50, résulte de décennies d'industrie chimique. Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires. Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème : leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxiques pour l'organisme. Le titane découvert en médecine à la fin des années 60 par BRANEMARK et coll. (1969) était déjà utilisé dans l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique. Le Polyméthylméthacrylate (PMMA), pour les lentilles intraoculaires, a suivi un cheminement analogue trouvant son origine dans les cockpits d'avions anglais pendant la guerre. Il en est de même pour de nombreux matériaux utilisés depuis longtemps. Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc plastiques et métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain. Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les

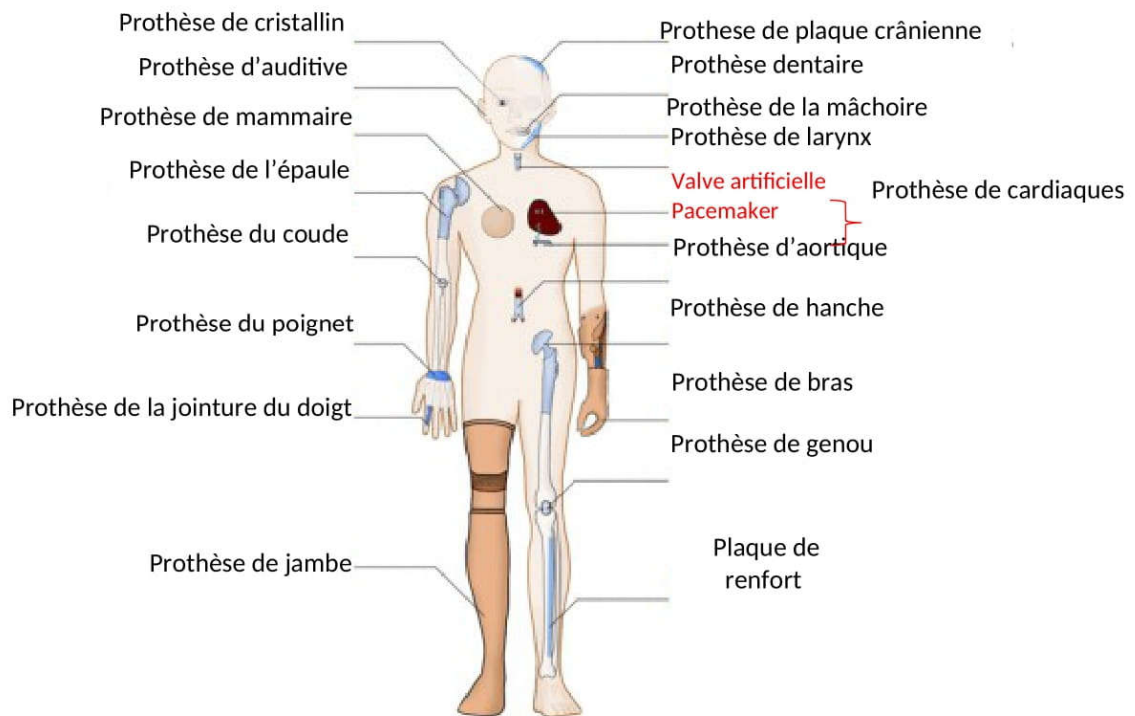
interactions entre un organisme vivant et un matériau [3]. L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes mieux intégrés et plus efficaces. L'évolution des biomatériaux devait tenir compte des caractéristiques de notre organisme [5].

## 2. Notions sur les biomatériaux

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Les biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine : ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique [6].

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

La figure I.1 montre tous les organes qui peuvent être remplacés par des biomatériaux dans tous les domaines médicaux soit en orthopédie, chirurgie vasculaire, chirurgie dentaire, ou autres [7].



**Figure I.1:** Organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [7].

### 3. Domaines d'application des biomatériaux

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique [8] :

#### 3.1 Ophtalmologie

- Lentilles (souvent exclues du domaine pour cause de brièveté du contact)
- Implants
- Coussinets de récupération
- Produits visqueux de chambre postérieure

#### 3.2 Odontologie – stomatologie

- Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
- Traitements prophylactiques
- Orthodontie
- Traitement du parodonte et de la pulpe

- Implants
- Reconstruction maxillo-faciale

### 3.3 Chirurgie orthopédique

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, cheville, épaule...)
- Orthèses et cartilage
- Ligaments et tendons artificiels
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
- Chirurgie du rachis
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches,)
- Matériaux de comblement osseux injectable

### 3.4 Cardiovasculaire

- Valves cardiaques
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...)
- Cœur artificiel
- Assistance ventriculaire
- Stimulateurs cardiaques
- Prothèses vasculaires
- Matériels pour angioplastie lésionnelle coronarienne et stents
- Cathéters endoveineux

### 3.5 Urologie/ néphrologie

- Dialyseurs
- Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale
- Rein artificiel portable
- Prothèses de pénis
- Matériaux pour traitement de l'incontinence

### 3.6 Endocrinologie-chronothérapie

- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables

- Systèmes de libération contrôlée de médicaments
- Biocapteurs

### 3.7 Chirurgie esthétique

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique
- . Produit d'agrandissement de sein

### 3.8 Chirurgie générale et divers

- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires
- Peau artificielle
- Produits de contraste
- Produits pour embolisation et radiologie interventionnelle.

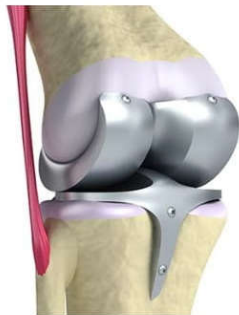


Figure I.2: Prothèse de genou.

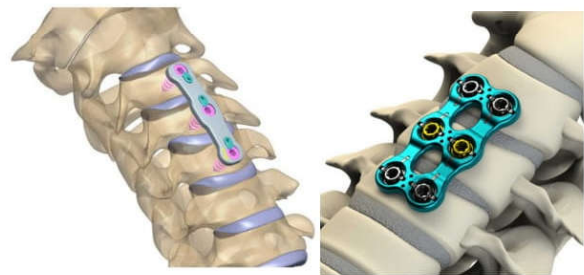


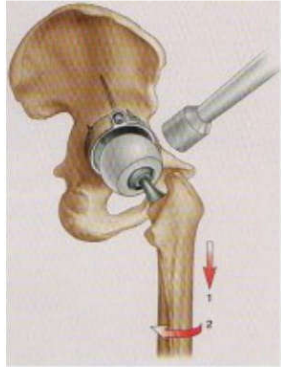
Figure I.3: Implant pour rachis.



Figure I.4: Prothèse d'épaule.



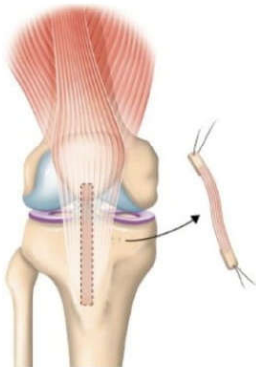
Figure I.5: Prothèse de cheville.



**Figure I.6:** Prothèse de hanche.



**Figure I.7:** Prothèse dentaire.



**Figure I.8:** Ligaments artificiels.



**Figure I.9:** Valves cardiovasculaires.



**Figure I.10:** Prothèse pour œil.

#### 4. Classes des biomatériaux

Les révolutions techniques et scientifiques sont étroitement associées au développement de matériaux nouveaux. Les matériaux de base peuvent être classés en six grandes catégories : Les métaux et alliages métalliques, les inorganiques non métalliques, les polymères synthétiques, les composites biomédicaux, les biomatériaux d'origine biologique et les nano-biomatériaux (Figure I.11). Chaque catégorie de matériaux possède un certain nombre de propriétés spécifiques qui caractérisent leur réponse à l'action des sollicitations auxquelles ils sont soumis [9].

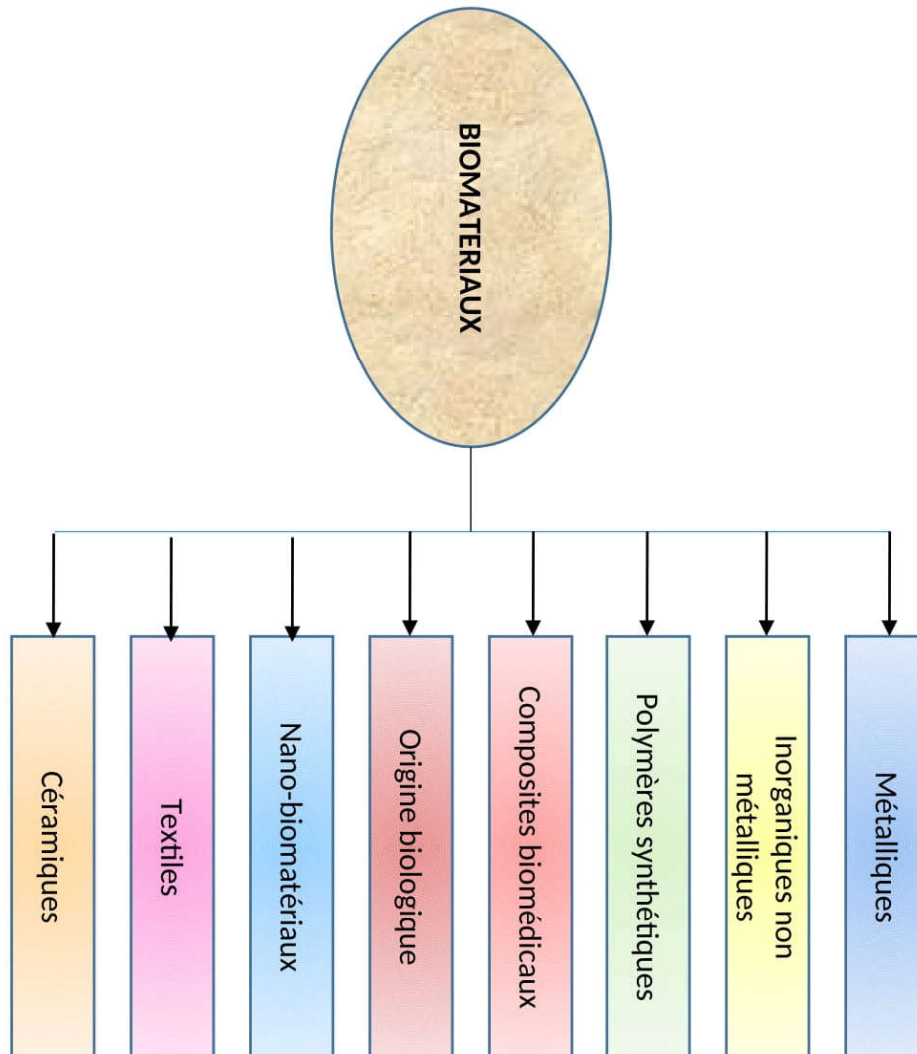


Figure I.11: Classes des biomatériaux [9].

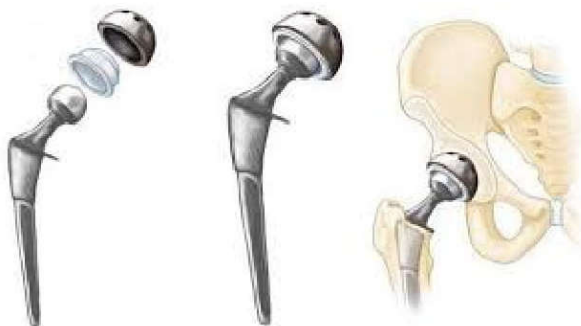
#### 4.1 Biomatériaux métalliques

Les alliages métalliques sont principalement utilisés comme biomatériaux en orthopédie dans le cas de remplacement d'os ou d'articulation prothèse de hanche, de genou, d'épaule, de cheville, (Figure I.12 - I.17) ou aux fins de faciliter la guérison des fractures (plaques, fixateurs externes,). Par addition judicieuse d'éléments d'alliage mais aussi par traitements thermiques ou mécaniques, il est possible de façonner les propriétés des métaux et d'obtenir ainsi un compromis entre des propriétés à première vue contradictoire telles que ductilité, dureté, ténacité, résistance à la flexion, résistance à la fatigue, Par ailleurs ces métaux doivent répondre à d'autres exigences telles que la biocompatibilité et la résistance à la corrosion, étant donné que l'environnement pour lesquels ils sont destinés (le corps humain) est lui-même un milieu agressif [10].

La plupart des métaux et alliages doivent être considérés comme instables du point de vue thermodynamique, c'est-à-dire qu'ils ont tendance à produire des combinaisons métalliques comme par exemple métal plus oxyde. La transformation non voulue d'un métal en une combinaison ou même en ion métallique représente le processus de base de la corrosion [11].

Au début des années 20, on a découvert que l'introduction de chrome dans un acier exerçait une action décisive sur la corrosion. La résistance à la corrosion de l'acier était sensiblement améliorée. Aujourd'hui, il est reconnu que cette plus forte résistance est due à la formation spontanée d'une couche superficielle d'un oxyde métallique exceptionnellement stable du point de vue thermodynamique. L'existence spontanée de limite de phase métal/environnement détermine les deux limites de phase métal/couche recouvrante et couche recouvrante/environnement. C'est la composition chimique appropriée de la couche de protection qui confère à l'acier sa grande résistance chimique [12].

L'intégration réussie d'implants médicaux et dentaires dans le corps peut être envisagée comme une course contre la montre par rapport aux processus de cicatrisation des plaies. L'intérêt dans ce domaine a augmenté avec les progrès de l'ingénierie tissulaire de l'os dans le domaine de l'implantation. Les propriétés de surface, ainsi que la topographie et la chimie, sont d'une importance primordiale pour établir les réponses des tissus aux biomatériaux. La topographie de surface, en particulier les surfaces rainurées, a un rôle crucial dans le contact entre le périoste et les implants buccaux. Bien que les contraintes mécaniques et physiques exercées sur le matériau et / ou les tissus influencent le processus de guérison régénérative ainsi que l'adaptation des tissus, la contribution des propriétés du matériau de l'implant à la réponse tissulaire est moins bien comprise [13].



**Figure I.12:** Prothèse totale de hanche.



**Figure I.13:** Prothèse totale de genou.



Figure I.14: Vis fémorales.



Figure I.15: Valve cardiaque.

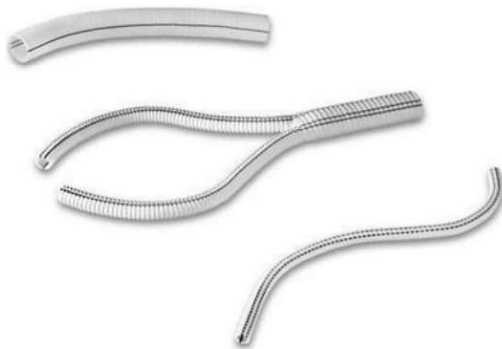


Figure I.16: Prothèse et vasculaire.



Figure I.17: Stimulateur cardiaque.

#### 4.1.1 Métaux nobles

Un métal noble est un métal qui résiste à la corrosion et à l'oxydation. Notamment, c'est un métal qui ne peut pas être dissous par une solution d'un acide seul. En revanche, la plupart de ces métaux sont dissous par « l'eau régale ».

Les métaux nobles sont au nombre de huit : l'or (Au), l'argent (Ag), le rhodium (Rh), l'osmium (Os), le palladium (Pd), le ruthénium (Ru), l'iridium (Ir) et le platine (Pt) (Figure I.18). La noblesse d'un métal est directement liée au potentiel d'oxydo-réduction du couple oxyde/métal. Dans le domaine de la construction métallique et de la mécanique, les métaux nobles sont, entre autres, les aciers inoxydables, le titane, le zirconium, le tantale [10].

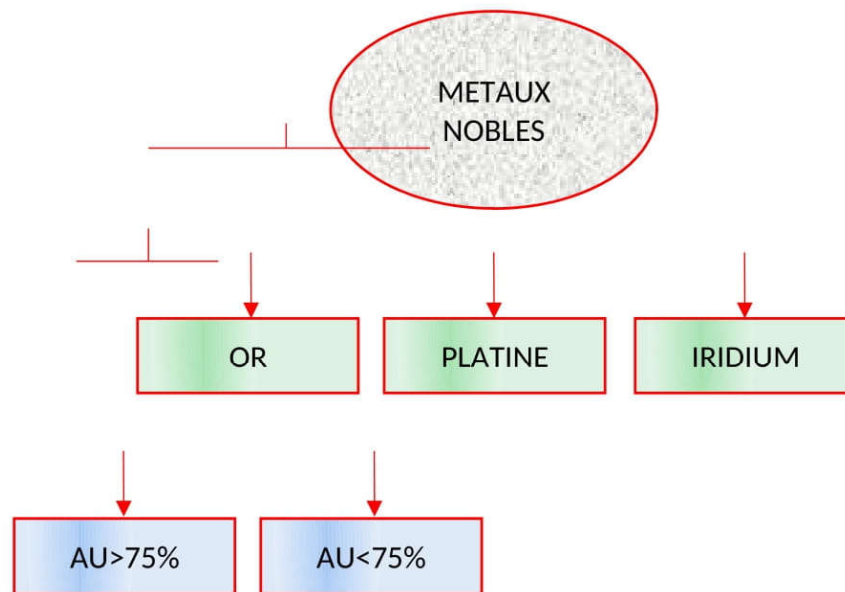


Figure I.18: Métaux nobles [10].

#### 4.1.2 Métaux purs

Alors que le titane pur est très ductile pour un bon nombre d'applications, l'addition de vanadium et d'aluminium (TiAl6V4) permet de maintenir à température ambiante un mélange des formes allotropiques  $\alpha$  (Hexagonale) ductile et  $\beta$  (cubique centrée) dure et fragile assurant un très bon compromis des propriétés mécaniques. Les alliages TiAl6V4, possèdent une limite élastique beaucoup plus élevée que les alliages de cobalt et surtout un module d'élasticité moitié de celui des autres métaux. Cette dernière caractéristique fait de ces alliages de titane un matériau se rapprochant des longs os qu'ils peuvent remplacer. La résistance à la fatigue des TiAl6V4 est deux fois supérieure à celle des alliages coulés de cobalt. D'autre part et grâce à la formation d'une couche naturelle d'oxyde, les alliages de titane présentent une résistance à la corrosion dans les milieux physiologiques. Ils se caractérisent enfin, par une excellente tolérance dans les milieux mous ou durs et au contact du sang [14].

##### 4.1.2.1 Aciers inoxydables

L'acier à plus forte teneur en carbone convient mieux à la réalisation d'implants chirurgicaux temporaires car ses caractéristiques mécaniques sont supérieures. Par contre sa résistance à la corrosion est inférieure à celle des aciers à faible teneur en carbone. Ces derniers sont destinés à la fabrication des implants permanents. Ces aciers présentent des caractéristiques mécaniques, comparativement à d'autres alliages, on note [15] :

- Une charge de rupture un peu faible.
- Une limite d'élasticité basse (facteur favorable pour les plaques d'ostéosynthèse, cela permet d'obtenir une certaine ductilité. Mais, présente un inconvénient pour les implants fémoraux de hanche, compte-tenu de la possibilité de déformations permanentes).
- Une résistance faible à la corrosion sous tension

#### 4.1.2.2 Chrome

Le chrome peut être considéré comme un élément essentiel. Sa toxicité varie selon la forme sous laquelle il se présente. La forme hexavalente est plus toxique que la forme trivalente. En milieu professionnel, le chrome est un agent mutagène et cancérigène redoutable. Son absorption se fait surtout au niveau du tractus gastro-intestinal, mais également par la voie respiratoire et par la voie cutanée. Les dérivés du chrome ne franchissent pas les téguments, ils ne franchissent pas non plus les membranes cellulaires, où ils sont retenus en formant des complexes stables avec les protéines.

Par contre, les dérivés du chrome ont un pouvoir oxydant puissant vis à vis des molécules organiques. Ils franchissent facilement la membrane cellulaire, et sont alors réduits en chrome qui est la forme stable de cet élément [16].

L'accumulation du chrome varie selon sa forme chimique et s'effectue d'abord au niveau du foie, puis de l'utérus, des reins et de l'os. Chez l'homme, les teneurs en chrome des organes diminuent avec l'âge, sauf au niveau des poumons. Son élimination se fait principalement par voie urinaire. Le chrome a également un pouvoir allergogène redoutable [10].

#### 4.1.2.3 Cobalt

L'absorption du cobalt se fait par voie digestive, cutanée et pulmonaire. Le cobalt est à priori un élément essentiel. Le cobalt absorbé est surtout stocké au niveau des reins, du foie et du pancréas. Sa fixation dans l'organisme se fait par complexation avec des protéines. Le cobalt est le principal responsable de la fibrose pulmonaire due aux « métaux durs ». Il prend la troisième place après le nickel et le chrome parmi les allergogènes métalliques. Son pouvoir cancérigène n'est pas évident chez l'homme [17].

#### 4.1.2.4 Titane

Le titane, son oxyde de  $TiO_2$  ainsi que les différents titanates ont pratiquement toujours été considérés comme des substances inertes et donc peu toxiques. Les intoxications chroniques se produisent essentiellement dans la métallurgie du titane et dans l'industrie de l'oxyde de titane. Néanmoins, leur fréquence reste faible. Mis à part le titane, les métaux cités ci-dessus (chrome et cobalt) qui sont contenus très souvent dans des alliages utilisés pour des biomatériaux ont des effets toxiques.

De plus, le chrome et le cobalt figurent pratiquement en têtes des dix substances les plus allergogènes qui sont à elles seules responsables d'environ 80 % des cas de dermatose de contact. Le titane est très largement utilisé dans le domaine des implants orthopédiques (Figure I.19) [18].



**Figure I.19:** Os et d'articulation [18].

Quant aux implants et prothèses (Figure I.20 et I.21), les ions de chrome ou cobalt qu'ils contiennent sont métabolisés dans l'organisme et on peut les retrouver aisément soit sous forme d'un précipité dans les tissus entourant l'implant, soit directement dans le sang et les urines. Une corrélation a pu être établie entre les concentrations des métaux retrouvés dans les prélèvements ou fluides biologiques et le temps écoulé depuis l'implantation, une éventuelle complication clinique, et la nature d'un alliage.

Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment [19].



Figure I.20: Tige d'une PTH.

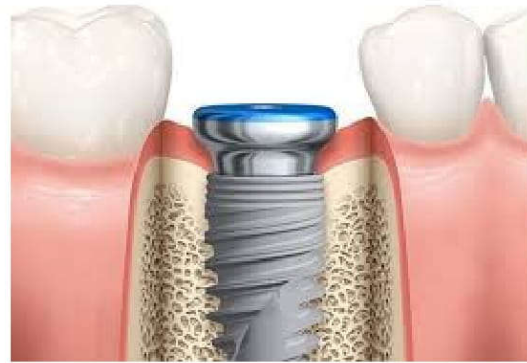


Figure I.21: Implant dentaire.



Figure I.22: Electrodes de pacemaker en titane.



Figure I.23: Plaques en Inox- et vis en Ti-6Al-4V.

#### 4.1.2.5 Nickel

Le nickel est un métal blanc argenté qui possède un éclat poli. Il fait partie du groupe du fer. C'est un métal ductile (malléable). On le trouve sous forme combinée au soufre dans la millérite, à l'arsenic dans la nickéline. Grâce à sa résistance à l'oxydation et à la corrosion, il est utilisé dans les pièces de monnaie, pour le plaquage du fer, du cuivre, du laiton, dans certaines combinaisons chimiques et dans certains alliages. Il est ferromagnétique, et est fréquemment accompagné de cobalt. Il est particulièrement apprécié pour les alliages qu'il forme [20].

#### 4.1.2.6 Alliages métalliques

Pour répondre aux exigences de la médecine en ce qui concerne les propriétés chimiques plus précisément les réactions inflammatoires. Il est inimaginable d'utiliser autre que les aciers inoxydables (316L). En effet Certains biomatériaux contiennent des éléments qui s'ils étaient libérés en grande quantité dans l'organisme, pourraient provoquer des réactions inflammatoires immunologiques non désirables [21].

#### 4.1.2.7 Alliages à Mémoire de Forme (AMF)

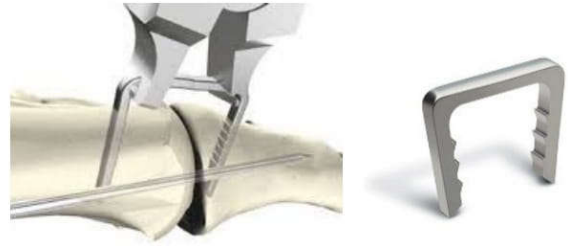
Les alliages à mémoire de forme présentent une combinaison unique de propriétés rassemblant la biocompatibilité, la bio-fonctionnalité et la superélasticité. L'introduction de ces nouveaux biomatériaux dits "intelligents" dans les domaines de la médecine en général et de l'orthopédie en particulier, a apporté des nouvelles solutions pour le traitement des ostéosynthèses. Le principe de ces alliages est basé sur leur transformation de phase à basse température (39°). A la température ambiante, les agrafes en NiTi (Figure I.24 et I.25), employées en ostéosynthèse, sont en phase martensitique, lors de la pose et la fixation, ces éléments subissent par échauffement in-vivo (température du corps), une transformation austénitique génératrice d'une déformation. Selon la forme et la taille de l'implant NiTi choisies, une activation de forces de compression ou de tension prend forme pour assurer la consolidation d'un os fracturé ou corriger des cas de mal formation congénitale ignorée pour longtemps par manque de moyens [22].

L'extension des techniques à mémoire de forme aux autres domaines de la médecine fournit des solutions efficaces et des résultats spectaculaires, en particulier pour la chirurgie dentaire, la chirurgie cardio-vasculaire, la chirurgie crano-faciale, l'endochirurgie et la gynécologie. Les alliages à mémoire de forme regroupent un ensemble d'alliages métalliques possédant diverses propriétés [23] :

- La superélasticité : l'alliage est capable de se déformer énormément (jusqu'à 10%) de manière réversible sous l'effet d'une contrainte.
- L'effet mémoire simple sens : l'alliage est capable de retrouver par chauffage sa forme initiale après une déformation mécanique.
- L'effet mémoire double sens : l'alliage est capable après "éducation" d'avoir deux positions stables, l'une au-dessus d'une température dite critique et l'autre en dessous.
- L'effet caoutchoutique : l'alliage (sous forme martensitique auto-accommodé) subissant une déformation conserve au relâchement une déformation résiduelle, si le matériau est à nouveau contraint puis déchargé, cette déformation résiduelle augmente.
- L'effet amortissant : l'alliage est capable d'amortir des chocs ou d'atténuer des vibrations mécaniques. En effet la superélasticité ou même simplement l'élasticité de la phase martensitique présentent un phénomène d'hystérésis qui entraîne une dissipation de l'énergie.



**Figure I.24:** Agrafe pour rachis.



**Figure I.25:** Agrafe en Alliage à mémoire de forme.

## 4.2 Biomatériaux inorganiques non métalliques

### 4.2.1 Biocéramiques

Les biocéramiques reconnues comme "vieilles techniques" se présentent sous formes diverses :

- Sous forme d'oxydes : oxyde d'aluminium  $Al_2O_3$ , oxyde de zirconium  $ZrO_2$ ,  $SiO_2$  ;
- Sous forme de carbures : Carbure de silicium  $SiC$  ;
- Sous forme de nitrures, bromures et fluorures.

Ces matériaux sont utilisés dans les domaines les plus variés : aérospatiale, micro-électronique, moteur à turbines, valves cardiaque, prothèses totales articulaires. Ces céramiques de nouvelle génération, constituent une classe de matériaux aux propriétés remarquables : bonne résistance à la corrosion, haute résistance à l'usure et au frottement et bonnes résistances mécaniques en compression. Plusieurs céramiques de textures très variées et biocompatibles font que ces produits occupent de plus en plus une place de choix dans les applications médicales et en orthopédie en particulier [24].

Dans ces cas, il s'agit de céramiques massives obtenues par frittage et dont la porosité doit être minimale. L'alumine est le matériau le plus couramment employé sous forme de sphères fixées par un emboîtement conique sur des tiges généralement en alliage de titane et frottant sur des cupules en polyéthylène ou en alumine [25].

### 4.2.2 Bioverres

Le bioverre 45S5 est un matériau bioactif qui permet l'osseointegration (ostéoproduction) et l'ostéoconduction. Il est biocompatible, 100 % synthétique et entièrement biorésorbables.

Cependant malgré les nombreuses propriétés de ce matériau, des limites technologiques sont identifiables et notamment au niveau de sa fragilité et de sa mise en forme. Afin de lever le verrou technologique, la tendance est d'associer une phase polymère résorbable à une phase minérale. Ce matériau peut donc être considéré comme une alternative très prometteuse aux substituts osseux utilisés actuellement en orthopédie [10].

Des études *in vivo* sur des bioverres poreux en 45S5 implantés pour combler des défauts osseux d'os cortical de rat montrent que ce bioverre est bien biocompatible et que le tissu osseux intègre bien la surface poreuse. Le tissu osseux pousse d'abord sur l'interface et dans les porosités du matériau. Ensuite le tissu osseux s'étend à travers tout le substitut osseux et celui-ci est enfin graduellement résorbé. L'os retrouve ainsi ses propriétés mécaniques plus ou moins rapidement selon la présence ou non de cellules osseuses cultivées sur des substituts avant l'implantation. L'addition d'une substance ostéogénique accélère la vitesse de réparation de l'interface substitut osseux/os endommagé. La résorption du bioverre s'opère par dissolution des ions de Na, Ca, P et Si qui est essentielle au corps humain et est biologiquement régulée [26].

Une autre étude avec cette fois une mousse poreuse en bioverre 58S montre la formation de nodules (ostéocytes inclus dans une matrice collagénique en cours de minéralisation) dans un milieu de culture d'ostéoblastes. Ces nodules apparaissent dans les microporosités et se minéralisent ensuite sans avoir à rajouter d'agent minéralisant. Mais la survie des cellules et la minéralisation des nodules d'ostéoblastes dépendent de la dissolution ionique du bioverre dans le milieu. Il est plus favorable que les concentrations en ions relargués soient faibles [26].

### 4.2.3 Collagènes

Le collagène est une glycoprotéine fibreuse dont le rôle peut être comparé à une armature. C'est la protéine la plus abondante de l'organisme. Il est sécrété par les cellules des tissus conjonctifs.

Contrairement à l'élastine présente aussi dans les tissus conjonctifs (Figure I.26), le collagène est inextensible et résiste bien à la traction. Il est constitué de différents types selon leur localisation. Il est notamment indispensable aux processus de cicatrisation. Après certaines transformations, on peut en faire de la colle. Il est composé de trois chaînes polypeptidiques associées. Ces trois chaînes pouvant se combiner de différentes manières, on devrait en toute rigueur parler des collagènes, et non du collagène. Chaque type de collagène possède une structure propre et se retrouve dans des organes particuliers. Par exemple, le collagène de type I intervient

dans la formation de la peau, des tendons, des os et de la cornée, tandis que le type III se retrouve au niveau du système cardiovasculaire [11].

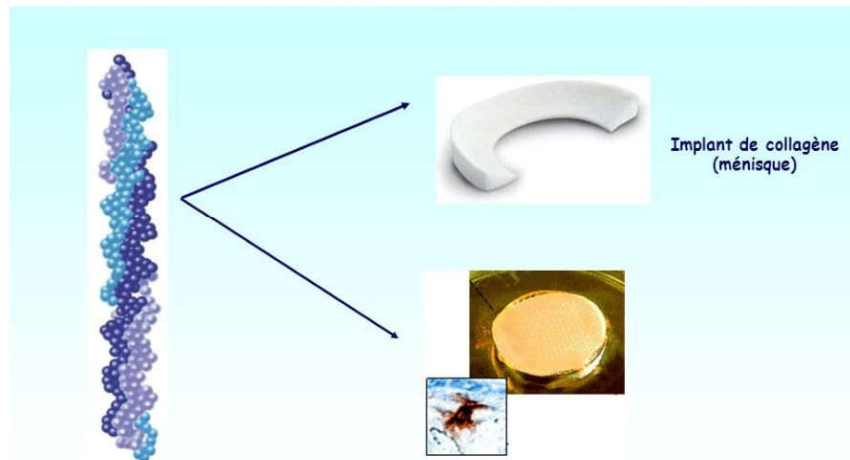
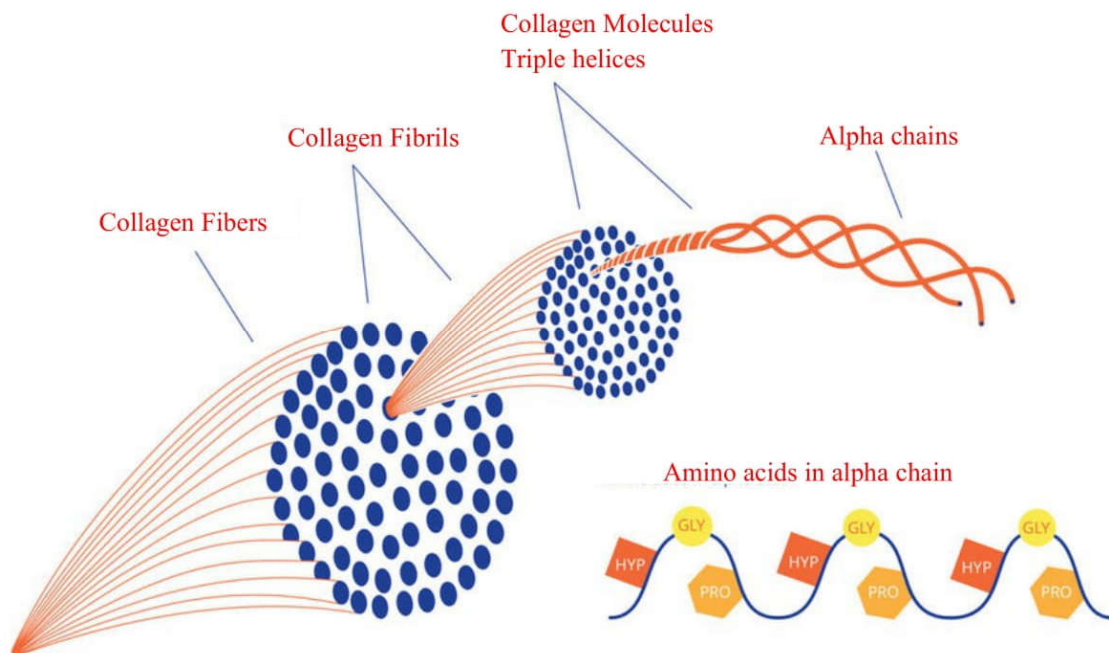


Figure I.26: Molécule de collagène aux biomatériaux [11].

La quantité totale de réticulations de pyridinoline dans l'os ostéogénèse imparfaite est similaire à l'os témoin, ainsi la géométrie de remplissage des molécules de collagène intrafibrillaire n'est pas perturbée dans l'ostéogénèse imparfaite.

Les molécules de collagène ont des distances régulières avec des «régions d'intervalle» comme on le voit sur les micrographies électroniques. De multiples fibrils de collagène se forment en fibres de collagène (Figure. I.27) [27].



**Figure I.27:** Multiples fibrilles de collagène se forment en fibres de collagène. Acides aminés sur la chaîne alpha proline (PRO), glycine (GLY) et hydroxyproline (HYP) [27].

### 4.3 Polymères synthétiques

Les polymères appelés plus couramment matériaux plastiques, ont pris une place de plus en plus importante durant les dernières années. Ce phénomène est très perceptible pour beaucoup d'objets de la vie courante, mais également dans le domaine médical où de nombreux implants sont réalisés dans des matériaux faisant partie de la grande famille des polymères. C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, qui est plus proche de celui du ciment et de l'os que les alliages métalliques ou la céramique et dont les propriétés d'amortissement ménagent l'ancrage os-ciment [28].

- ❖ application en odontologie : dents, matériaux d'obturation ;
- ❖ domaine cardio-vasculaire : cœur artificiel, vaisseaux ;
- ❖ chirurgie esthétique : peau artificielle ;
- ❖ en orthopédie : implants ostéo-articulaires et ligaments artificiels.

Les polymères les plus connus sont les polyéthylènes, les résines acryliques, les polymères biodégradables et les silicones.

#### 4.3.1 Polymères biorésorbables

Bioresorbable = Susceptible une fois implanté dans l'organisme d'être totalement dégradé en produit simples qui sont éliminés par voies naturelle. Si dans le cas des métaux, une parfaite inertie du matériau est recherchée, dans le cas de certains types de polymères une complète dégradation dans le milieu physiologique (le corps) est parfois désirable lorsque le biomatériau a cessé d'accomplir sa fonction. On parlera donc de polymères bio stables ou biodégradables. Pour les traitements d'ostéosynthèse en chirurgie orthopédique, ces polymères biodégradables sont encore au stade de l'expérimentation et gardent cependant des applications très limitées vue qu'ils ne supportent pas des charges mécaniques élevées indispensables pour le traitement des fractures, par exemple, sur os long [29].

Les polymères biorésorbables (PGA, PLA, polydioxanone) sont utilisés notamment pour la réalisation de matériels d'ostéosynthèse résorbables ou de planchers orbitaires et dans la chirurgie du septum nasal ainsi qu'en chirurgie esthétique (Newfill : ce produit à base de PLA ne doit être

utilisé qu'en se conformant strictement aux indications du fabricant avec une technique d'injection rigoureuse, sous peine de complications) [30].

Les inconvénients suivants sont propres aux polymères biorésorbables :

- Perte de leur rigidité avant l'achèvement de la consolidation osseuse
- Dégradation hétérogène (phases cristallines, phases amorphes)
- Libération de produits de dégradation acides altérant la biocompatibilité
- Rigidité relative (gênante pour la compliance avec les tissus mous ou les vaisseaux)

Différents composites à base d'acryliques (BOP et HTR) ont été proposés en chirurgie orale et maxillo-faciale (comblement, reconstruction). Le polyéthylène à haute densité (PEHD ou UHMWPE) a été largement utilisé pour les implants orthopédiques, en particulier pour les surfaces portantes articulaires (prothèse de hanche ou de genou). En Chirurgie maxillo-faciale et plastique, son utilisation s'est raréfiée depuis l'apparition de silicones. Parmi les polymères fluoro-carbonés, le polytétrafluoroéthylène (PTFE) est utilisé dans les membranes pour la RTG, l'augmentation des tissus mous, patchs vasculaires. Sous forme de composite, il a été proposé pour des implants maxillo-faciaux et des prothèses d'ATM (mais les propriétés mécaniques insuffisantes ont entraîné son retrait dans cette dernière application) [10].

### 4.3.2 Silicones

Ce sont des matériaux caractérisés par des liaisons silicium-carbone et silicium-oxygène. Les silicones que l'on obtient à partir de divers silanes présentent des propriétés physiques et des aspects différents sous forme de : gommages élastomères, huiles, résines, pâtes. Ces silicones sont utilisées depuis de nombreuses années dans le domaine cardio-vasculaire (tubes de transfusion, cathéters ...) ; en chirurgie plastique (mamelle...) et en orthopédie (prothèses articulaires de doigts...). Les silicones ont une bonne biotolérance sous forme massive et une excellente inertie chimique, mais ils ont cependant l'inconvénient d'être perméable aux gaz et gardent des prix relativement élevés [10].

### 4.3.3 Résines acryliques

Les résines acryliques, non trivial donné aux polymères dérivés d'acide acrylique et méthacrylique, furent à l'origine utilisées pour des prothèses maxillo-faciales, mais aussi pour des yeux, nez ou oreilles artificiels. Une phase importante du développement des résines biomédicales acrylique fut l'introduction, par CHARNLEY en 1960, du poly méthyl méthacrylate (PMMA), prenant à froid comme ciment de fixation pour les prothèses de hanche [14].

#### 4.4 Composites biomédicaux

Les développements récents des matériaux composites pour besoins des industries aéronautique et spatiale ont conduit à élaborer des carbone-carbone et des carbone céramique dont les propriétés se sont avérés proches de l'optimum recherché pour les biomatériaux constituant les prothèses chirurgicales. Ces biomatériaux allient les qualités biologiques du procédé de dépôt chimique en phase vapeur de la matrice et les qualités biomécaniques des renforts fibreux de composites, formant ce que l'on appelle les "composites carbonés pyrolytiques". En effet l'implantation dans l'organisme impose des exigences particulières aux biomatériaux que ces composites carbonés pyrolytiques sont en mesure de satisfaire simultanément. Parmi ces exigences [31] :

- ✓ Une biocompatibilité intrinsèque du pyrocarbone et du carbure de silicium qui ne provoque de rejet de la part de l'organe receveur de l'implant.
- ✓ Une stabilité chimique des constituants qui rend le composite résistant à l'agressivité physiologique.
- ✓ Une porosité naturelle communicante de la structure du matériau qui autorise une colonisation dans la masse de la prothèse par les tissus biologiques environnants.
- ✓ Une flexibilité structurale des composites qui s'harmonise avec l'élasticité de l'os receveur dans le cas des implantations orthopédiques.
- ✓ Une endurance inégale en fatigue, critère primordial pour tenir aux sollicitations alternées de plus de dix millions de cycles que le patient peut subir durant la vie courante.

Les composites destinés pour les applications médicales sont classées en deux grandes familles distinctes :

- ✓ Les produits "souples" carbone-carbone sous forme de textures fibreuses en carbone empesées au pyrocarbone en phase vapeur pour constituer des renforts tissulaires "flexibles".

- ✓ Les produits "durs" carbone-carbone sous forme de renforts fibreux en carbone densifiés au pyrocarbone en phase vapeur pour confectionner des prothèses articulaires, d'ostéosynthèse, d'implants dentaires etc.

Les nouvelles familles des composites carbone-céramique sous forme de renforts carbonés et matrice SiC en phase vapeur, se font développer ces dernières années pour la mise au point de valves pour pompes cardiaques artificielles et de matériel d'ostéosynthèse de nouvelle génération [31].

#### 4.5 Biomatériaux d'origine biologique

La greffe osseuse, le comblement de pertes de substance osseuse, ou la réparation et la reconstruction sont de plus en plus fréquentes en chirurgie traumatologique ou orthopédique et de ce fait, elles génèrent des besoins croissants en produits de comblement ou de substitution osseuse.

La structure macroporeuse d'un substitut osseux permet la colonisation osseuse et la néo vascularisation jusqu'au cœur du biomatériau. Toutefois, le pourcentage de macroporosité influe de manière importante sur la résistance mécanique qui diminue lorsque la macroporosité augmente [32].

De nos jours, des matériaux d'origine biologique et synthétique, sont de plus en plus utilisés en chirurgie traumatologique ou orthopédique. Ces matériaux biocompatibles, également désignés sous le nom de biomatériaux, sont assimilables aux tissus vivants et peuvent jouer le rôle de promoteur de la repousse osseuse tout en évitant tout risque de transmission infectieuse. La greffe osseuse, le comblement de pertes de substance osseuse, ou la réparation et la reconstruction sont de plus en plus fréquentes en chirurgie traumatologique ou orthopédique et de ce fait, elles génèrent des besoins croissants en produits de comblement ou de substitution osseuse [32].

Les matériaux composites, en particulier les plastiques renforcés utilisés actuellement (fibres de verre, de carbone, d'aramide, de kevlar ou de bore) sont relativement chers, ce qui pousse à penser à utiliser d'autres fibres moins chères sans pour autant diminuer les performances du matériau. L'utiliser des fibres naturelles, ici les fibres d'alfa ou les fibres d'agave, d'autant plus qu'elles constituent des matériaux locaux, de bon prix et bien répandus en Tunisie [32].

##### 4.5.1 Biomatériaux d'origine animale

Les biomatériaux d'origine animale on trouve [10] :

- Dérivés de tissus durs et mous de mammifères : ivoire, dent, os (allogénique, xénogénique, BMP...), cartilage, collagène
- Dérivés des fluides biologiques : fibrinogènes et fibrine, acide hyaluronique
- Dérivés des œufs d'oiseaux : coquilles d'œufs (poule, autruche)
- Dérivés des mollusques : nacre (huître)
- Dérivés des carapaces de crustacés et des cuticules d'insectes : chitine
- Dérivés des sécrétions d'arachnides : soie d'araignée

#### 4.5.1.1 Corail

Sous le nom de corail on désigne plusieurs groupes d'origines animaux qui, bien qu'appartenant tous au groupe des cnidaires, en sont éloignés par leur anatomie et leur organisation. Le véritable corail est le corail rouge (*corallium rubrum*) de la méditerranée, connu depuis l'antiquité et utilisé en joaillerie (Figure I.28) [10].

Les coraux se reproduisent en général une fois par an et leur croissance est très lente. En Tunisie, la pêche du corail est interdite pendant la phase de reproduction sexuée. Le corail possède une architecture poreuse propice à la colonisation par tissu osseux. Il est constitué essentiellement de carbonate de calcium, à plus de 97% sous forme de cristaux d'aragonite. Les propriétés physiques et mécaniques varient selon la porosité. Le corail a été utilisé en clinique dès 1979 en chirurgie orthopédique et maxillo-faciale [10].

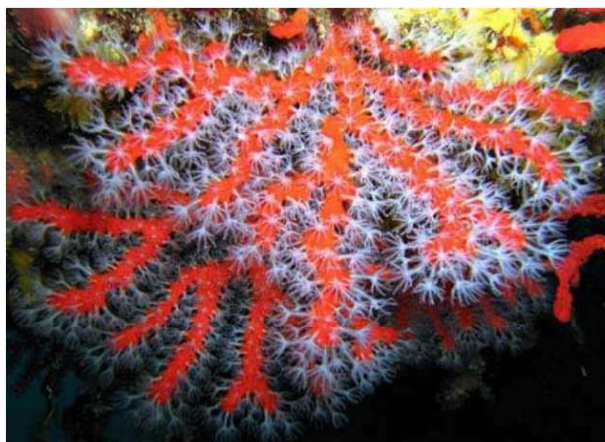


Figure I.28: Corail rouge [10].

#### 4.5.1.2 Nacre

La nacre est une substance dure, brillante, à reflets blancs et irisés. Ces matériaux naturels sont extraits à partir de la coque interne de certains coquillages. Il est constitué principalement de fines couches de carbonate de calcium qui se superposent et est secrété par le manteau de ces mollusques. La première nacre utilisée comme substitut osseux est celle d'une grosse huître perlière (*Pinctada Maxima*) [33].

En Tunisie, nous disposons de l'huître perlière (*Pinctada radiata*) au Golfe de gabès. Certaines autres espèces d'huître comme *Pinna nobilis* (Bizerte, Kerkena et Elbibane) contiennent de la nacre (Figure I.29).

La nacre utilisée en chirurgie maxillo-faciale provient d'un mollusque bivalve. Elle est constituée de carbonate de calcium [33].

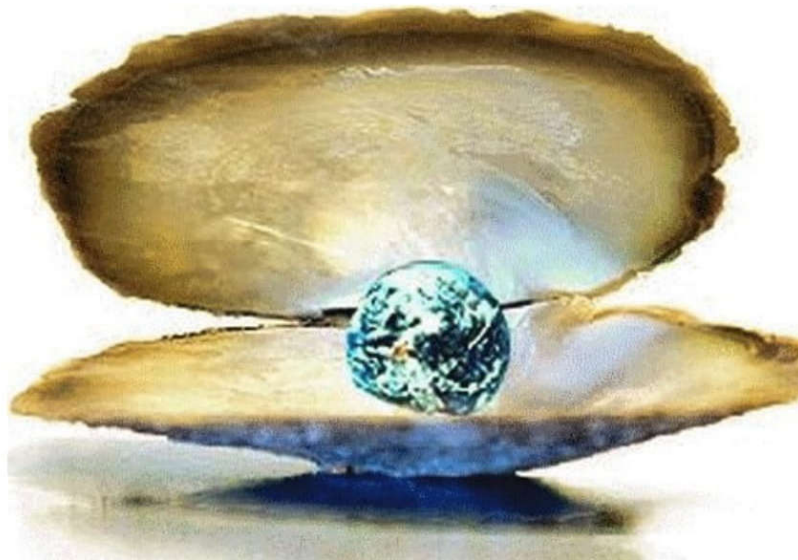


Figure I.29: Nacre [33].

#### 4.5.2 Biomatériaux d'origine végétale

Parmi les biomatériaux d'origine végétale comprennent quant à eux :

- Arbres d'Europe (bouleau, chêne) et d'Afrique (ébène vert).
- Graminées arborescentes d'Asie (bambou).
- Squelettes calcifiés d'algues rouges (*Corallina officinalis*).
- Dérivés des parois cellulaires (cellulose, saccachitine).
- Les fibres d'alfa et d'agave.

Parmi les actions, celles qui intéressent les biomatériaux utilisés dans le domaine de l'orthopédie (confection d'appareillage orthopédique, de bandes plâtrées...) ; qu'il s'agisse de l'amélioration des biomatériaux déjà existants ou de l'élaboration de nouveaux matériaux, l'alfa et l'agave seront des biomatériaux fort intéressants dans le domaine de la médecine [34].

#### 4.5.2.1 Alfa

L'alfa (de l'arabe halfa) ou sparte est une plante herbacée vivace de la famille des poacées, originaire des régions arides de l'ouest du bassin de la Méditerranée, qui sert notamment à fabriquer des papiers d'impression de qualité. Par extension, le terme désigne aussi le papier fabriqué à partir de cette plante (Figure I.30) [35].

L'alfa est une plante utilisée pour ses fibres. On en tire une pâte à papier recherchée. Ses feuilles peuvent s'employer pour la fabrication de cordages et d'objets de sparterie. C'est une plante qui présente aussi un intérêt sur le plan écologique pour lutter contre l'érosion dans les régions de steppes arides [35].



Figure I.30: Alfa [35].

#### 4.5.2.2 Agave

Agave est un genre de la famille des Agavacées composé de nombreuses espèces. Ils sont également connus sous les noms de « pita », « maguey » ou « cabuya » (Figure I.31). Ces plantes forment une rosette de feuilles épaisses, succulentes, se terminant par une pointe acérée et présentant des bords épineux. Comme les Yucca, autre genre de la famille Agavaceae, les espèces du genre Agave sont appréciées comme plantes ornementales. Les agaves ont une croissance lente et il faut attendre plusieurs années avant qu'elles ne fleurissent. C'est une espèce monocarpique :

elles ne fleurissent qu'une seule fois avant de mourir. La grande hampe florale porte en général de nombreuses fleurs tubulaires [36].

La multiplication est assurée par les graines et par des rejets ou des bulbilles à la base de la rosette qui vient de fleurir. Avant de mourir, le pied mère qui a fleuri donne très souvent des rejets [36].



**Figure I.31:** Agave [36].

#### 4.6 Nano-biomatériaux

Les nanomatériaux constituent un champ de recherche et de développement impliquant l'utilisation de procédés permettant la structuration de la matière au niveau atomique, moléculaire ou supramoléculaire à des échelles caractéristiques de 1 à 100 nanomètres (nm). On peut alors observer de nouveaux comportements de la matière dus à la prépondérance des lois de la physique quantique s'exprimant essentiellement à cette échelle. De nouvelles propriétés biologiques, chimiques ou physiques apparaissent et de nombreuses applications industrielles et médicales se développent rapidement. Ainsi, on peut considérer que l'avènement des nanotechnologies constitue un tournant majeur dans le développement industriel du XXI<sup>ème</sup> siècle [10].

Un nanomatériau est défini comme un solide dont une des dimensions au moins est inférieure à 100 nanomètres. On distingue trois grandes familles de nanomatériaux :

- Les nano-objets : nanoparticules, nanofibres, etc.

- Les matériaux nanostructurés en surface.
- Les matériaux nanostructurés en volume.

L'essor conjoint des nanosciences et des nanotechnologies est porteur de bouleversements conceptuels et de ruptures technologiques encore insoupçonnés. Par essence et suivant la définition retenue au niveau international, les nanosciences et les nanotechnologies visent la réalisation, l'étude et la manipulation, à l'échelle du milliardième de mètre, de structures, systèmes ou objets dont la taille typique est inférieure à 100 nm et dont les propriétés physiques, chimiques ou biologiques découlent spécifiquement de cette taille nanométrique. Le changement radical vient de ce que les comportements observés sur de tels objets ou structures ne peuvent plus se déduire simplement par un simple facteur de réduction de taille car les prédictions habituelles, valables pour les systèmes macro- ou micro-scopiques sont mises en défaut [10].

Les progrès accomplis dans la maîtrise de la matière à l'échelle du nanomètre ouvrent des perspectives nouvelles, sources d'enjeux scientifiques, techniques et économiques majeurs dans des champs d'activité variés et au croisement de plusieurs disciplines [10].

#### 4.7 Textiles

Les textiles deviennent de plus en plus fonctionnels dans leurs applications techniques (Figure I.32). Près de 10% du volume mondial des textiles techniques sont employés dans le médical et la santé. Ils sont généralement désignés pour les biotextiles, il s'agit de prothèses permanentes ou provisoires. Ces matériaux doivent être biocompatibles voire biorésorbables après leur implantation dans le corps humain. Ce domaine représente certainement la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables. Ces produits peuvent cependant être encore optimisés (biocompatibilité, stérilité, étanchéité, fonctionnalisation, ...) grâce aux applications développées par les nouvelles technologies dans tous les domaines (orthopédie, odontologie, ...etc.) [37, 38].

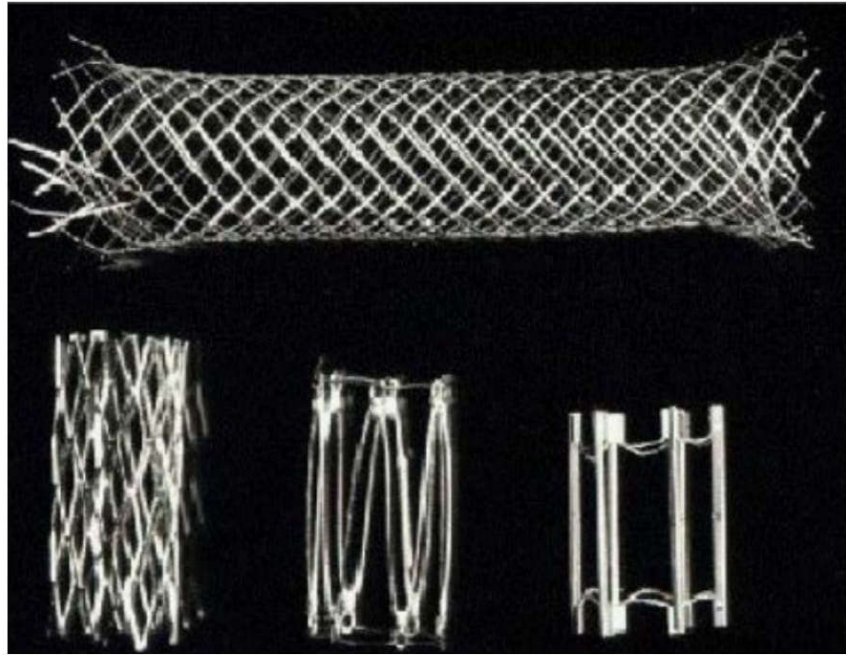


Figure I.32: Textile des stents [38].

#### 4.8 Céramiques

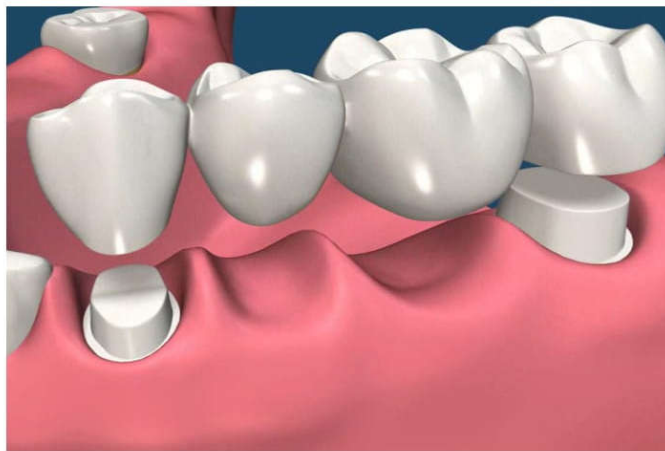
Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés Inter métalliques [17].

Deux céramiques l'alumine  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (Figure I.33) et la Zircone  $\text{ZrO}_2$  (Figure I.34) sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires [39].

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le « caractère » fragile des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type « fragile », certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles. [40]



**Figure I.33:** Têtes (PTH) en Alumine-Alumine.



**Figure I.34:** Bridge en Zircon.

#### 4.8.1 Porcelaine

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate) [10].

#### 4.8.2 Verre

Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles : ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique [10].

#### 4.8.3 Céramiques dentaires

La céramique dentaire utilisée dans notre étude est la Céramique feldspathique. Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

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

Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [41].

Dans le tableau ci-après (Tableau I.1), sont cités les biomatériaux les plus couramment utilisés en fonction de leur domaine d'utilisation [27].

**Tableau I.1:** Biomatériaux les plus couramment utilisés [27].

<u>Matériau</u>	<u>Domaine d'application</u>
Cobalt-Chrome	Implants articulaires, implants dentaires
Titane-TA6V	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive
Aciers inoxydables	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
Polytétrafluoroéthylène	Implants vasculaires, chirurgie faciale
Silicone	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
Polyéthylène	Sutures, implants vasculaires

Polyméthylmethacrylate	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
Polyester	Sutures, implants vasculaires
Polypropylène	Sutures, ligaments
Polyamide	Sutures
Alumine	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
Carbone	Valves cardiaques, ligaments
Bio verres	Implants orthopédiques et dentaires
Phosphates de calcium	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments implantables

## 5. Biomatériaux utilisés en orthopédie

Les biomatériaux constitutifs des prothèses et des implants sont séparés en trois catégories :

- Les biomatériaux de soutien, assurant la fixation mécanique.
- Les biomatériaux de frottement, assurant le glissement des surfaces articulaires.
- Les biomatériaux d'ancrage, assurant la fixation de la prothèse à l'os.

Les biomatériaux de soutien ne sont presque qu'exclusivement des métaux, comme les aciers. Leurs principaux inconvénients sont leur toxicité et leur plasticité. Les alliages chrome-cobalt offrent une résistance extrêmement élevée à la rupture. Par ailleurs, ils ne se déforment presque pas et ont surtout une capacité remarquable de glissement sur les surfaces polies. Le titane et ses alliages à base d'aluminium et de vanadium présentent aussi de nombreux avantages : une bonne biocompatibilité, une plasticité faible, une bonne résistance à la fatigue et une faible densité [42].

Dans le cas des biomatériaux de frottement, il ne faut pas considérer le matériau seul mais plutôt son interaction avec le matériau de soutien : il faudra donc envisager l'utilisation de couples de matériaux. Ainsi, on peut se servir de trois couples de matériaux au niveau des zones de frottement : métal sur polyéthylène, céramique sur polyéthylène et céramique sur céramique. Le polyéthylène est le matériau qui remplace le mieux le cartilage naturel, mais son usure précoce est source de débris et serait donc la cause du descellement de la prothèse. Enfin, il existe deux méthodes pour ancrer la prothèse à l'os : utiliser une résine acrylique polymérisant in situ, ou laisser croître naturellement l'os à la surface de la prothèse. Actuellement, tous ces matériaux font

l'objet de nombreuses recherches visant à en améliorer les performances mécaniques ainsi que la biocompatibilité, dans le but de se rapprocher au mieux des qualités de l'articulation naturelle [42].

**Tableau I.2:** Différents biomatériaux utilisés pour les prothèses ostéo-articulaires [42].

<u>Biomatériaux</u>	<u>Objectifs</u>
Matériaux de soutien Alliages (Aciers, alliages chrome-titane, titane vanadium)	Fixation mécanique
Matériaux de frottement (Polyéthylène à haute densité, céramiques)	Glissement des surfaces articulaires
Matériaux d'ancrage (Résines acryliques)	Fixation prothèse/os

## 6. Substituts osseux

Les substituts osseux suscitent de plus en plus d'intérêts. C'est une thématique à caractère pluridisciplinaire qui se situe à l'interface physico-chimie, biologie, santé. Cette thématique consiste à mettre au point des matériaux de substitution osseuse d'origine synthétique, ou biologique, capables de restaurer les tissus osseux par une reconstruction ou un remplacement du site osseux endommagé lors de fractures ou des pertes de substance. Cette thématique se présente sous deux aspects [43].

La conception et la réalisation de matériaux résistants, poreux et biocompatibles ainsi que les évaluations biologiques par histomorphométrie et angiogenèse. Parmi les matériaux étudiés nous

citons par exemple, le carbonate de calcium  $\text{CaCO}_3$  sous forme d'aragonite, pure ou dopée et des matériaux géopolymère associé à des phosphates ou à des éléments chimiques.

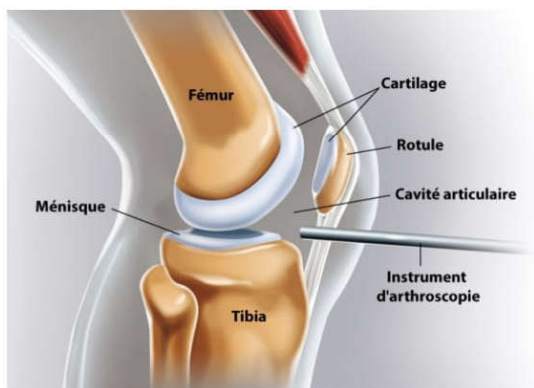
Ce travail de recherche nécessite une étude approfondie de la biocompatibilité et des propriétés physico-chimiques des biomatériaux (Figure I.35 - I.38) [43].



**Figure I.35:** Substituts osseux sous forme prismatique.



**Figure I.36:** Substituts osseux sous forme de révolution.



**Figure I.37:** Substitut osseux au niveau du genou.



**Figure I.38:** Application d'un substitut osseux au niveau du fémur.

## 7. Applications des alliages à mémoire de forme

Les alliages à mémoire de forme (AMF) présentent des propriétés uniques, dont la plus connue est leur capacité à retrouver une forme « mémorisée » par simple changement de température. Dès 1938, Greninger et Mooradian observent pour la première fois l'effet mémoire de forme sur des alliages de cuivre et zinc (Cu-Zn) et des alliages de cuivre et d'étain (Cu-Sn). Mais il faut attendre 1965 pour que Buehler et son équipe du laboratoire de la Marine américaine déposent le premier brevet pour un alliage de nickel et de titane [10].

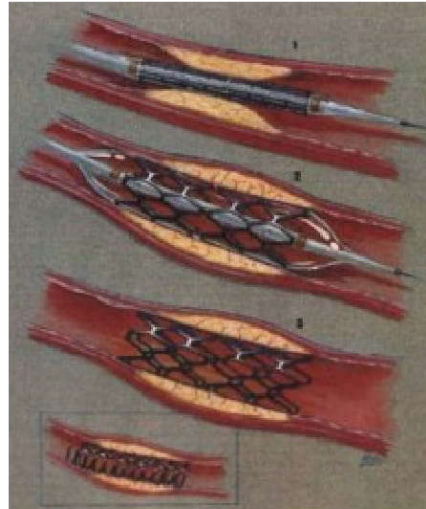
Les toutes premières applications industrielles des AMF apparaissent en aéronautique dès la fin des années 60 avec le manchon de couplage Cryofit développé par la compagnie Raychem pour les circuits hydrauliques des avions de combat F14. Parallèlement, Andreasen, à l'université de l'Iowa, s'intéresse à l'alliage dès 1968 pour l'orthodontie et implante en 1975 le premier arc dentaire super élastique (Figure I.39) en nickel-titane. Pendant cette période, Buehler propose d'employer les AMF en orthopédie pour la fabrication d'implants divers dont les vis à mémoire de forme. Puis, les applications industrielles se diversifient vers le grand public : montures de lunettes superélastiques, détecteurs d'incendie et armatures de soutien-gorge à mémoire de forme, etc. On comprend l'incroyable potentiel que les propriétés des AMF recèlent pour le domaine médical. De nombreuses applications ont été envisagées mais bien d'autres sont envisageables (Figure I.40 et I.41) [10].



**Figure I.39:** Super élastique dentaire.



**Figure I.40:** Agrafes permettent le resserrement de la partie ouverte. Ostéotomie pour valgus.



**Figure I.41:** Utilisation pour les cas d'athérosclérose. Maladie vasculaire impliquant un changement important au niveau de la paroi artérielle.

L'utilisation des AMF fut donc proposée pour un besoin majeur : l'activation du cœur artificiel. En orient, la surpopulation démographique inquiétait les autorités et stimula la recherche : Les AMF furent donc employés dans la contraception. Aujourd'hui, une approche plus rationnelle et moins émotive doit être adaptée. Les applications potentielles sortent moins de l'ordinaire et cherchent à remplir des exigences sociales spécifiques. L'aspect sécurité de tout matériau introduit dans le corps devait être privilégié. Les applications qui sont développées sont donc moins nombreuses mais plus sérieuses [10].

## Conclusion

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

Le choix de bons matériaux revêt une importance toute particulière. On a cru pendant longtemps qu'il fallait, avant tout, rechercher des matériaux possédant une résistance à la déformation la plus élevée possible. Puis, progressivement, dans de nombreux cas, on a dû s'employer à rechercher des biomatériaux présentant un meilleur compromis entre leur résistance et leur biocompatibilité ou, de façon plus générale, leur tenue à la fatigue.

Pendant longtemps, l'orthopédie s'est servie du plâtre pour soigner les fractures et traiter les déformations, mais dès que les métaux ont été utilisés dans le corps humain pour en remplacer une partie absente ou détruite, l'orthopédie connaît un immense développement.

Il a été constaté que les biomatériaux d'origine marine ainsi que ceux dérivant avaient des propriétés ostéoconductrices quand ils forment un réseau tridimensionnel poreux permettant la colonisation cellulaire et la déposition osseuse. La recherche actuelle sur les substituts osseux est principalement axée sur les biomatériaux composites.

L'étude de la tenue en service des implants orthopédiques peut être faite sur des implants temporaires (plaques, clous, vis...) qui sont normalement retirés lorsque leur présence n'est plus indispensable et sur des implants permanents, lorsqu'on a pu les récupérer soit en cas d'échec de la prothèse, soit après le décès des patients.

## Introduction

La biomécanique est la mécanique appliquée au vivant. Le monde du vivant est naturellement un sujet d'interrogations en mécanique. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle permet d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels [44].

Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation des nouveaux systèmes, Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique, d'une endoprothèse ou d'un matériau dentaire, la quantification de la performance est une des principales préoccupations des intervenants en biomécanique. Les techniques de quantification des paramètres, de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont employées tant par l'ingénieur que par le chercheur spécialiste dans ce domaine. L'analyse quantitative de la performance apporte un éclairage sur la nature du problème du patient ou de ses difficultés. L'intervention est alors mieux ciblée lorsqu'elle est guidée par des données biomécaniques et les chances d'une meilleure performance sont accrues [45].

L'analyse de la gestuelle sert à la réalisation de bancs d'essais pour tester le matériel orthopédique (prothèses, plaques, vis, ...). De même, l'identification des limites physiques d'un individu en milieu ou d'un patient, sert à élaborer des normes ainsi que des cahiers de charge pour l'équipement. Ces exemples illustrent le nombre et la diversité des professionnels faisant appel à la biomécanique, de l'ingénieur à l'éducateur physique, en passant par l'orthopédiste, l'ergonome, le chirurgien cardiovasculaire et le dentiste [46].

### 1. Domaines d'application de la biomécanique

La biomécanique ouvre un champ d'intérêt très large et fait intervenir plusieurs spécialités. Cependant les spécialistes cherchent tous à leur façon de mieux [47].

- Comprendre le comportement mécanique du monde animal et végétal
- Améliorer la performance d'une personne ayant une incapacité physique
- Améliorer la performance d'un athlète de haut niveau

- Améliorer la performance par les aides orthopédiques ou le matériel sportif
- Établir des normes de sécurité.

Dans le tableau ci-après (Tableau II.1), sont cités les principaux domaines d'applications actuels [47].

**Tableau II.1:** Travaux et applications actuelles en biomécanique [47].

Chirurgie	Résistance, blessures et tolérances des tissus biologiques et des organes ; nouvelles approches chirurgicales, ...
Matériaux	Propriétés mécaniques des ligaments, tendons, fascia, os et cartilages ; rhéologie des tissus biologiques ; biocompatibilité des matériaux, ...
Orthopédie et Orthodontie	Aspects biomécaniques de la croissance et génie tissulaire ; Vibrations des organes et des tissus biologiques ; modélisation du système musculo squelettique, tissus biologiques, articulations ; techniques d'imagerie médicale, techniques d'éléments finis et d'optimisation, ...
Organes artificiels	Reins, cœur, poumons, ...
Aides techniques	Conception de membres artificiels ; fauteuil roulant, lits, aides à la vision, aides auditives, ...
Activité physique et sportive	Analyse du mouvement humain, ...
Ergonomie	Conception de voiture, train ; analyse des postes de travail, ...
Aérospatial	Ostéoporose ; mouvement en apesanteur, ...
Cardiovasculaire	Cœur artificiel, endoprothèse ; pompe ventriculaire, ballon aortique ; machine cœur-poumon ; analyse des turbulences sanguines, ...
Physiologie	Mécanique des fluides ; analyse de la diffusion à la membrane surfactant des poumons ; microcirculation sanguine du sang, ...
Robotique	Aide au geste chirurgical, ...

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant : la cellule (échanges, transformations, pathologie,...), le tissu (croissance, résistance, vieillissement, réparation,...), l'organe (fonctionnement,

pathologie, remplacement, ...), le système ou l'appareil (relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis-à-vis des propriétés physiques du milieu extérieur, par exemple : l'adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité), et le corps dans son ensemble (déambulation, posture, ergonomie, ...). La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle permet d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation de nouveaux systèmes [48].

## 2. Structure et comportement mécanique de l'os humain

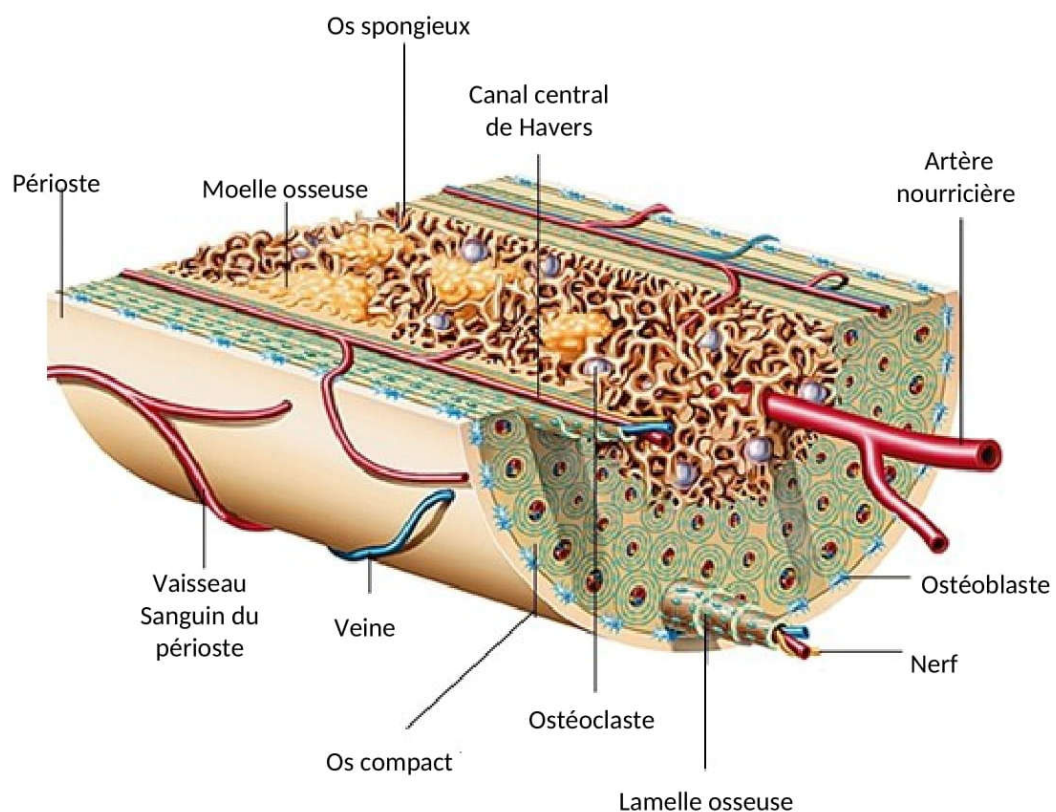
Les os éléments durs et résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles. Ces os, au nombre de 206 remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique [45].

Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extra cellulaire. Cette matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie. En résumé, le squelette humain assure trois fonctions [49] :

- **Fonction mécanique :** Le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme. Il est capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.
- **Fonction métabolique :** Le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique
- **Fonction hématopoïétique :** Les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des trois lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structurel et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine, l'osséine) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat) [49].

A la coupe, l'os humain présent de la superficie vers la profondeur, il est constitué essentiellement de deux types distincts du matériau osseux : l'os cortical ou compact, et l'os spongieux ou trabéculaire, comme le montre la figure II.1 [50].



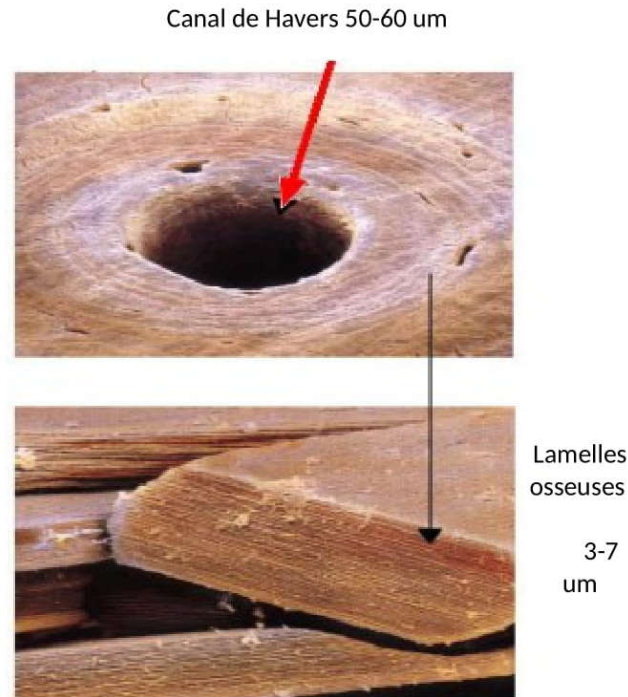
**Figure II.1:** Composition en couches du tissu osseux [50].

## 2.1 Os cortical ou compact

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette humain. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux. Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités

structurelles élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers (Figure II.2) [51].

Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donne une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique [45].



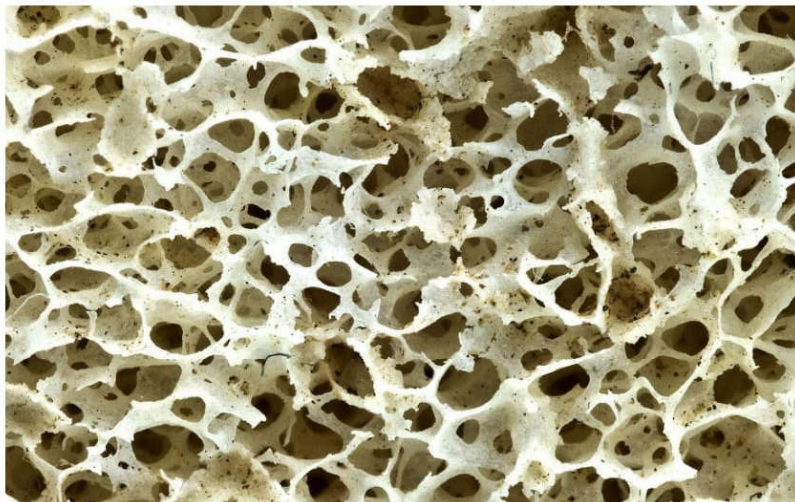
**Figure II.2:** Structure microscopique du tissu osseux cortical [51].

## 2.2 Os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, située sous la couche de tissu osseux cortical. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs (Figure II.3), telles que les têtes de fémur sur lesquelles s'exercent les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurelles élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cimentantes pour former une travée ou trabécule osseuse. Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire [45].

L'os spongieux peut être donc considéré comme un matériau composite. En effet, ses deux éléments constitutifs, comme le montre la figure II.3, sont les trabécules et le vide.

Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire [52].



**Figure II.3:** Structure microscopique du tissu osseux spongieux [52].

### 2.3 Comportement mécanique de l'os

D'un point de vue mécanique, l'os constitue un matériau particulièrement complexe. Sa texture, sa structure et son architecture subtiles influencent fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multi phase, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction [53].

Les propriétés de l'os constituent un compromis entre la rigidité nécessaire à autoriser une cinématique efficiente, la viscosité permettant l'absorption des chocs et la masse du squelette. La texture de l'os en couches croisées lui procure des propriétés mécaniques massiques excellentes.

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

orientation des ostéons pour l'os cortical et des trabécules pour l'os spongieux. Ses propriétés dépendent également fortement de sa densité [54].

De nombreux auteurs ont donc cherché à mettre en évidence une corrélation entre la composition et propriétés mécaniques qui sont utiles notamment pour la compréhension des phénomènes d'ostéoporose et de remodelage osseux. Le premier modèle recensé est celui de Vose et Kubala qui établit une relation entre résistance à la flexion et contenu minéral. Ensuite, Carter & Hayes ont proposé un modèle liant respectivement le module d'Young et la résistance de l'os trabéculaire et cortical au cube et au carré de la densité apparente. D'autres auteurs ont par la suite développé des relations associant les propriétés mécaniques à la densité apparente et au contenu minéral. Lotz et al, puis Pietruszczak et al, ont fait évoluer ces modèles en ajoutant la dépendance de la direction [55, 56].

## 2.4 Remodelage osseux

Dès la fin du 19<sup>ème</sup> siècle, Wolff s'est rendu compte de la relation existant entre la charge appliquée à l'os et son architecture. Par la suite, de nombreux auteurs ont cherché à comprendre et à modéliser ce phénomène par lequel l'os adapte en permanence ses propriétés aux contraintes qu'il subit, ce qui est appelé remodelage ou remaniement. Ceci permet à l'os de tendre vers un équilibre parfait entre des propriétés mécaniques suffisantes à sa fonction et une masse minimale permettant une dépense d'énergie la plus faible possible [57].

Les os d'un adulte sain ont en effet la capacité de s'entretenir et de s'adapter continuellement par leurs propriétés (remodelage interne) et par leur forme (remodelage externe). Ce remodelage permet notamment l'adaptation des propriétés mécaniques et la réparation des endommagements. Tous ces changements interviennent en fonction des conditions hormonales, mécaniques et physiologiques. Le remodelage osseux n'intervient que par les cellules osseuses se trouvant sur les surfaces internes de l'os, trabéculaires pour le spongieux et haversiennes pour le cortical. Il s'agit donc d'un mécanisme d'apposition [58].

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration du calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir, s'il est nécessaire et à quel moment, de démarrer le remodelage.

- Un processus de régulation mécanique dépendant des sollicitations s'exerçant dans le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien, et pour cela, choisit l'endroit du remodelage.

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

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

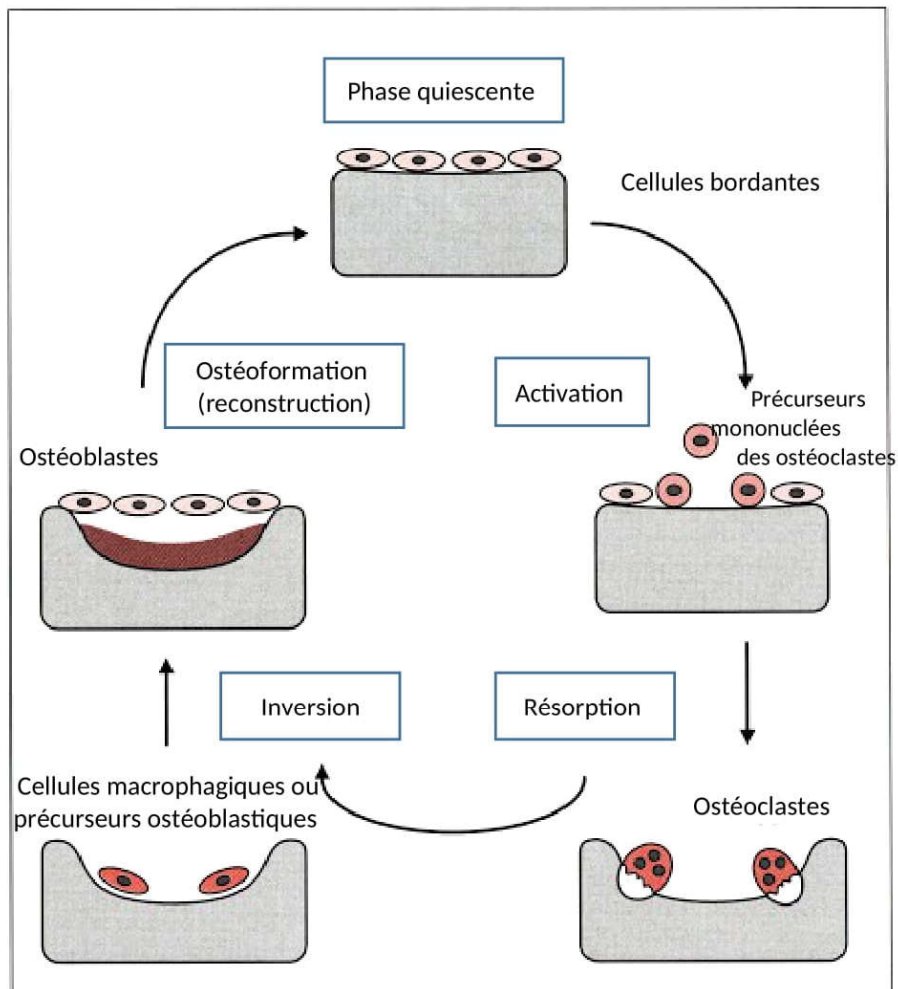


Figure II.4: Remodelage osseux [59].

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement dont il est soumis, il doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer son remaniement. Plusieurs hypothèses sont faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives. En effet, d'après Cowin 1994,

Ces cellules capteraient les signaux mécaniques et seraient régulatrices de la masse osseuse en agissant sur les cellules ostéoclastes et ostéoblastes actrices du remodelage [45, 59].

### 3. Structure et mécanique du système masticatoire

Dans cette section, nous proposons de mettre plus de lumière sur le fonctionnement du système masticatoire humain. Pour cet effet, nous abordons les éléments mécaniques principaux de ce système, en particulier les articulations, les types d'os opératoires ainsi que les différents muscles masticateurs [45].

#### 3.1 Articulation Temporo-mandibulaire (ATM)

L'articulation temporo-mandibulaire est une articulation paire qui unit la mandibule à l'os temporal. C'est une articulation synoviale complexe de type ellipsoïde individuellement, et bicondylaire dans leur fonctionnement simultané, d'où la complexité des mouvements. Sur le crâne de profil représenté ci-dessous (Figure II.5) on reconnaît les différents os aux alentours de cette articulation [60].

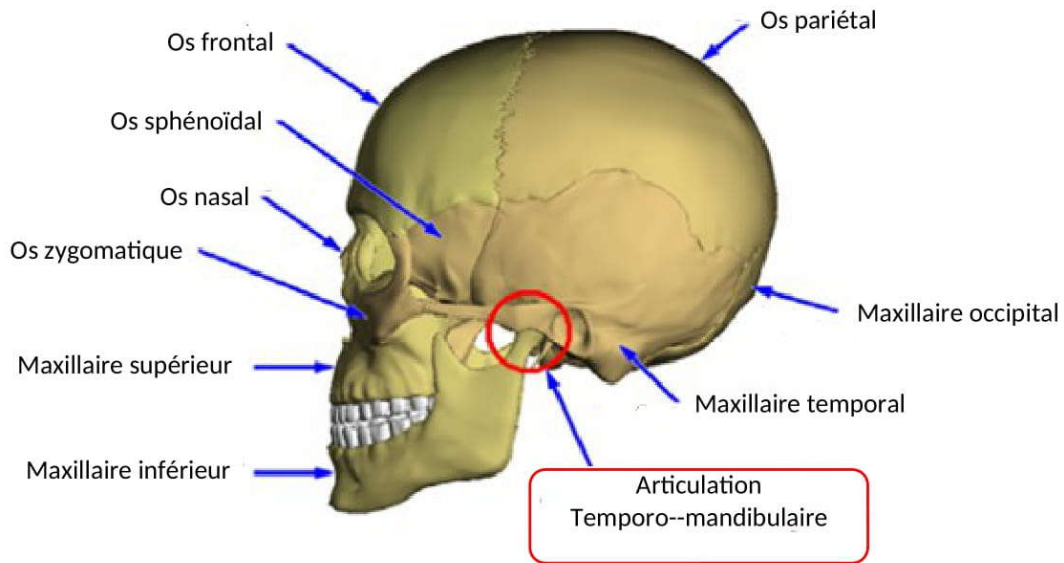
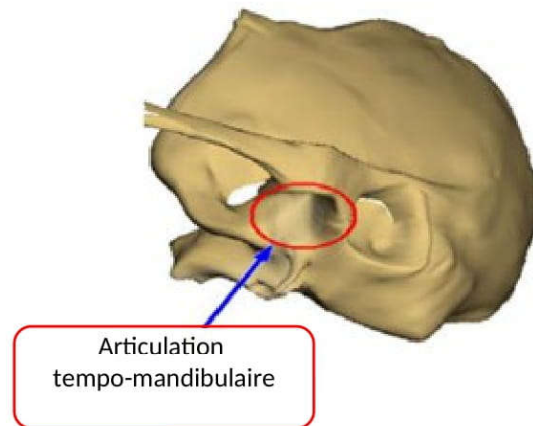


Figure II.5: Crâne, vue de profil [60].

### 3.2 Os temporal

L'os temporal forme le côté inférieur de la voûte crânienne et une partie du plancher crânien. Sur la face latérale, on remarque la partie squameuse, une région mince et aplatie de l'os temporal qui forme les parties antérieure et supérieure de la tempe (Figure II.6). L'apophyse zygomatique se projette à partir de la région inférieure de la portion squameuse de l'os temporal et s'articule avec l'apophyse temporal de l'os zygomatique.

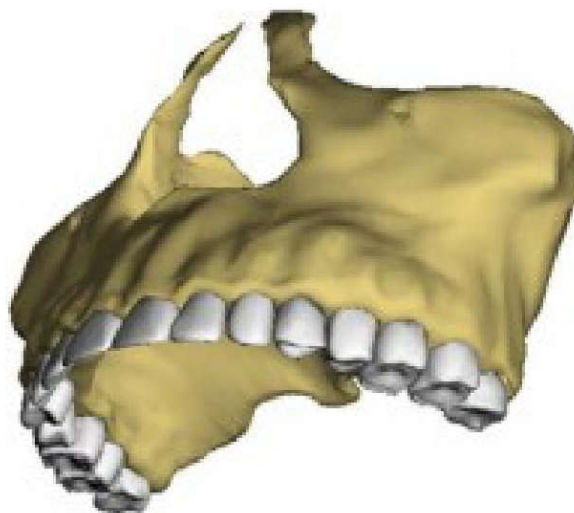
Tous deux forment l'arcade zygomatique. La partie du plancher crânien se dénomme partie pétreuse ou rocher. Elle est triangulaire et se situe entre l'os sphénoïdal et l'os occipital. La partie pétreuse contient l'oreille interne et moyenne. Elle comprend également le canal carotidien et le trou jugulaire. Entre la partie squameuse et la partie pétreuse se trouvent la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire, éléments anatomiques de l'articulation temporo-mandibulaire [61].



**Figure II.6:** Os temporal, vue latérale externe [61].

### 3.3 Maxillaire supérieur

Le maxillaire supérieur est intégré au massif facial. La pression qu'il reçoit est transmise à tous les os qui composent le massif cranio-facial par l'intermédiaire de poutres de résistance verticales et horizontales (Figure II.7). Le maxillaire est formé par la réunion de deux os symétriques de forme pyramidale, participant au massif facial. À son sommet, il forme le plancher des orbites. De chaque côté, il est creusé d'une cavité remplie d'air, le sinus maxillaire, en communication avec les fosses nasales. Il porte l'arcade dentaire supérieure [60].

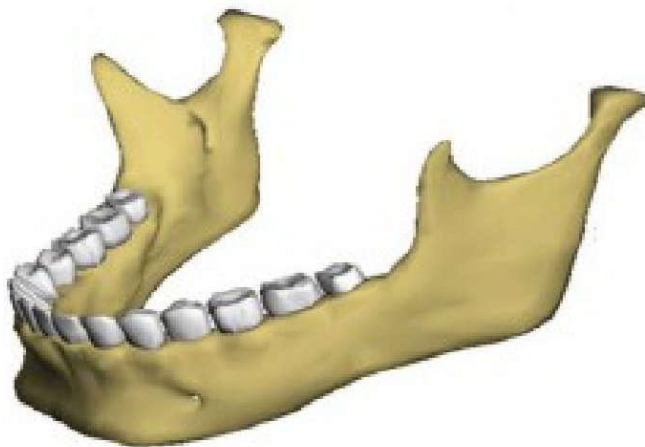


**Figure II.7:** Maxillaire supérieur, vue de face [60].

### 3.4 Maxillaire inférieur

Le maxillaire inférieur est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. Il porte l'arcade dentaire inférieure (Figure II.8). Remarquons que la mandibule comprend une partie horizontale incurvée et deux segments perpendiculaires. L'angle de la mandibule est la région où les branches se joignent au corps. Chaque branche est dotée d'un condyle qui s'articule avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire de l'os temporal afin de former l'articulation temporo-mandibulaire [62].

En somme, la mandibule peut être considérée comme le seul os mobile de la tête. Son rôle est majeur dans toutes les fonctions masticatoires.

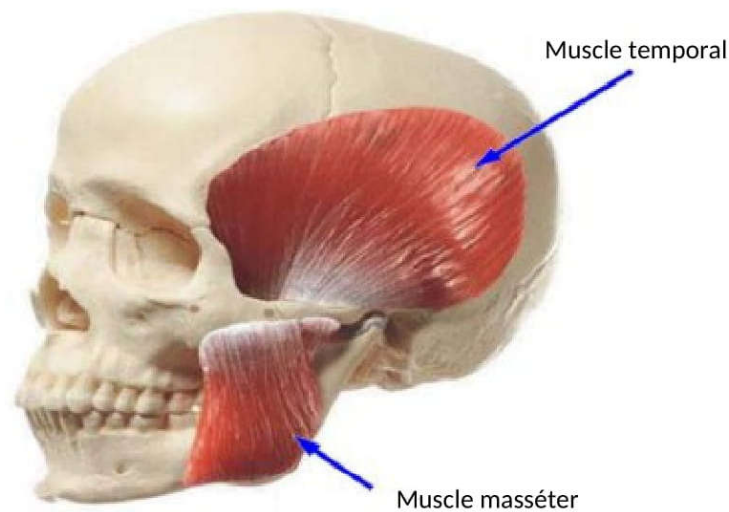


**Figure II.8:** Maxillaire inférieur, vue latérale [62].

### 3.5 Muscles masticateurs

Ils sont à l'origine de tous les mouvements et positions de la mandibule auxquels sont liés, d'une façon irrémédiable, les positions et mouvements de la langue et du plancher de la bouche. Ils s'insèrent sur les os du crâne et permettent la phonation mais aussi la déglutition, après avoir mastiqué les aliments. Parmi les différents muscles qui interviennent au cours de la mastication, il convient de distinguer [63].

### 3.5.1 Muscles élévateurs



**Figure II.9:** Muscle temporal et le muscle masséter [64].

#### 3.5.1.1 Muscle masséter

- Muscle masséter : C'est un muscle rectangulaire, trapu, allongé de haut en bas, entre l'arcade zygomatique et la face externe de la branche montante de la mandibule. C'est un puissant obturateur de la bouche et élévateur de la mandibule (Figure II.9).

#### 3.5.1.2 Muscle temporal

- Muscle temporal : En forme d'éventail, ce muscle occupe la fosse temporale d'où ces trois faisceaux (ant, moy, post) convergeant vers l'apophyse coronoïde. C'est le plus puissant élévateur de la mandibule (Figure II.9).

#### 3.5.1.3 Muscle ptérygoïdien médial

- Muscle ptérygoïdien médial : Muscle épais, quadrangulaire, situé dans la région ptérygomaxillaire et tendu de la fosse ptérygoïde à la face interne de l'angle mandibulaire.

C'est un élévateur de la mandibule et ramène le condyle en haut et en arrière après ouverture de la bouche.

### 3.5.2 Muscles abaisseurs

Ce sont des muscles pairs qui appartiennent aux muscles supra-hyoïdiens et en plus des muscles élévateurs de l'os hyoïde [65].

#### 3.5.2.1 Muscle digastrique

- Il est situé à la partie supérieure et latérale du cou et formé d'un ventre antérieur et d'un ventre postérieur réunis par un tendon intermédiaire. Il s'étend de la rainure du digastrique sur le temporal à la mandibule en s'incurvant au-dessus de l'os hyoïde par son tendon intermédiaire.

#### 3.5.2.2 Muscle mylo-hyoïdien

- Il s'insère sur la longueur de la ligne oblique interne de la mandibule et s'étend à l'os hyoïde. Il abaisse la mandibule quand le point fixe est hyoïdien, et élève l'os hyoïde quand le point fixe est mandibulaire.

#### 3.5.2.3 Muscle génio-hyoïdien

- Il s'étend de la partie médiane de la mandibule à l'os hyoïde et abaisse la mandibule quand l'os hyoïde est fixe, et élève l'os hyoïde quand la mandibule est fixe.

#### 3.5.2.4 Muscle génio-glosse

- Il s'étend entre l'apophyse génie supérieure et la langue. Il abaisse la mandibule par pulsion

#### 3.5.2.5 Muscle ptérygoïdien latéral

- Muscle court, épais et tendu horizontalement de la base du crâne au col du condyle mandibulaire. Il traverse l'ATM et s'intègre dans l'appareil discal. Il est formé de deux faisceaux distincts et antagonistes :

- Le faisceau supérieur : activé essentiellement au cours des mouvements de fermeture buccale et rétropulsion.
- Le faisceau inférieur : se contracte des deux côtés lors de l'ouverture buccale et de la propulsion, et du côté non travaillant lors des mouvements de diduction

### 3.6 Mécanique de la mastication

Les ATM font partie des articulations les plus sollicitées avec environ 10.000 mouvements par 24 heures. Elles participent à deux fonctions essentielles, l'ouverture de la bouche et la mastication [66].

Elles fonctionnent simultanément et présentent globalement trois degrés de liberté. Chaque articulation est double du point de vue fonctionnel : dans l'articulation ménisco-temporale s'effectuent des mouvements de glissement, et dans l'articulation ménisco-mandibulaire siègent des mouvements de rotation.

Ces mouvements peuvent être présentés ainsi :

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

#### 3.6.1 Abaissement et élévation

C'est le mouvement d'ouverture et de fermeture de la bouche. Lorsque la bouche est fermée ou légèrement ouverte, le disque et la tête mandibulaire solidaires glissent en avant et en bas. Pour une ouverture modérée, la tête mandibulaire se place sous le tubercule articulaire de l'os temporal. Pour l'ouverture maximale, la tête mandibulaire subit alors une rotation, c'est l'abaissement. Ce mouvement se décompose donc par une translation suivie d'une rotation. Les muscles moteurs contribuant à l'abaissement sont les muscles : digastriques, mylohyoïdiens et génio-hyoïdiens. Pour l'élévation,

Les mouvements sont à l'inverse de l'abaissement, la rotation et la translation. Les muscles sont : temporaux, masséters et ptérygoïdiens médiaux. L'amplitude d'ouverture buccale normale physiologique mesurée entre deux incisives est d'environ 45 mm [60].

### 3.6.2 Propulsion et rétropropulsion

Ces mouvements ont lieu dans chaque articulation ménisco-temporale. La propulsion consiste en un glissement vers l'avant et en bas de la mandibule. Dans ce mouvement, le ménisque et la tête mandibulaire translatent comme pour l'abaissement. Les muscles associés sont les ptérygoïdiens latéraux. La rétropropulsion est le mouvement inverse. Les muscles sont les temporaux et les digastriques [45].

### 3.6.3 Diduction

Comme le montre la figure II.10, la mandibule se porte latéralement. La diduction associe simultanément des mouvements différents des deux côtés. Pendant que l'une des articulations effectue une rotation, l'autre du côté opposé, effectue une translation antérieure [67].

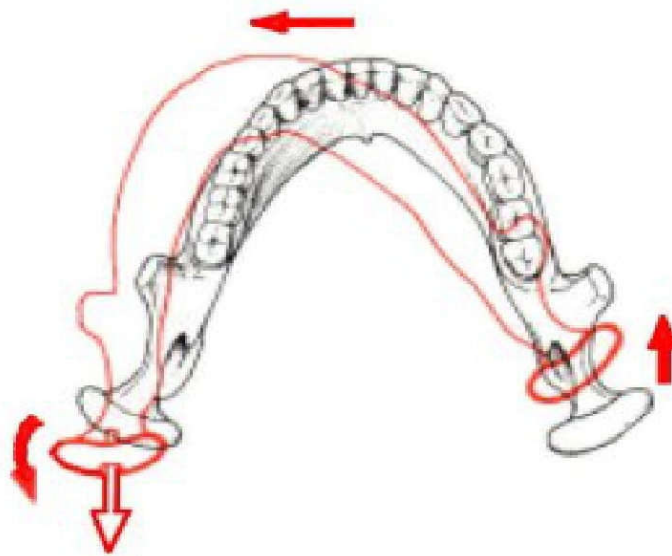


Figure II.10: Diduction de la mandibule [67].

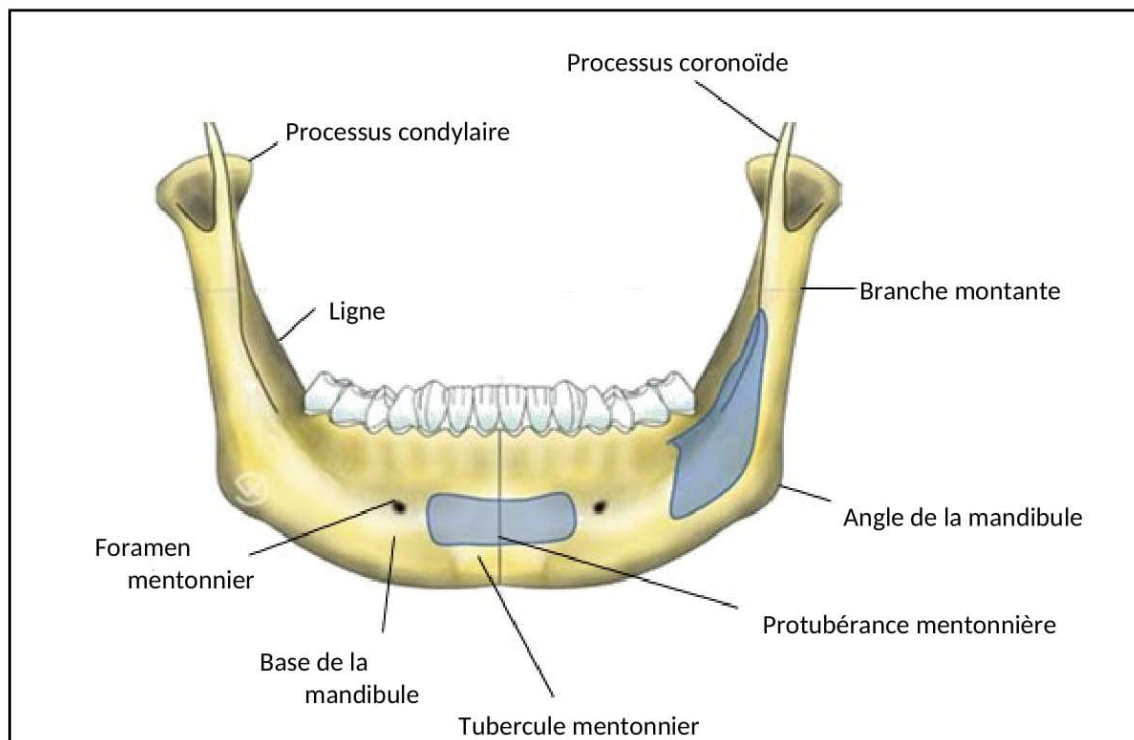
## 4. Anatomie chirurgicale des maxillaires

### 4.1 Mandibule

La mandibule, ou mâchoire inférieure, est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. C'est le seul os mobile de la tête, outre les osselets de l'ouïe. Latéralement, on remarque que la

mandibule comprend une partie horizontale incurvée, le corps, et deux segments perpendiculaires, les branches.

L'angle de la mandibule est la région où les branches se joignent au corps. Chaque branche est dotée d'un condyle qui s'articule avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire de l'os temporal afin de former l'articulation temporo-mandibulaire (Figure II.11 et II.13) [68].



**Figure II.11:** Mandibule, vue de face [68].

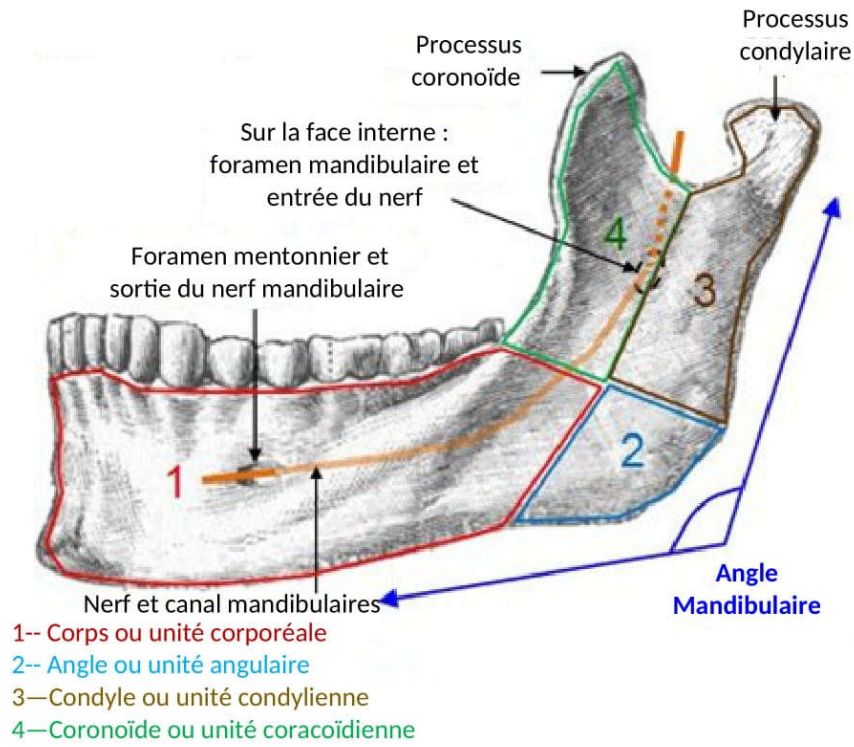


Figure II.12: Nerf, canal, angle et zones mandibulaires [68].

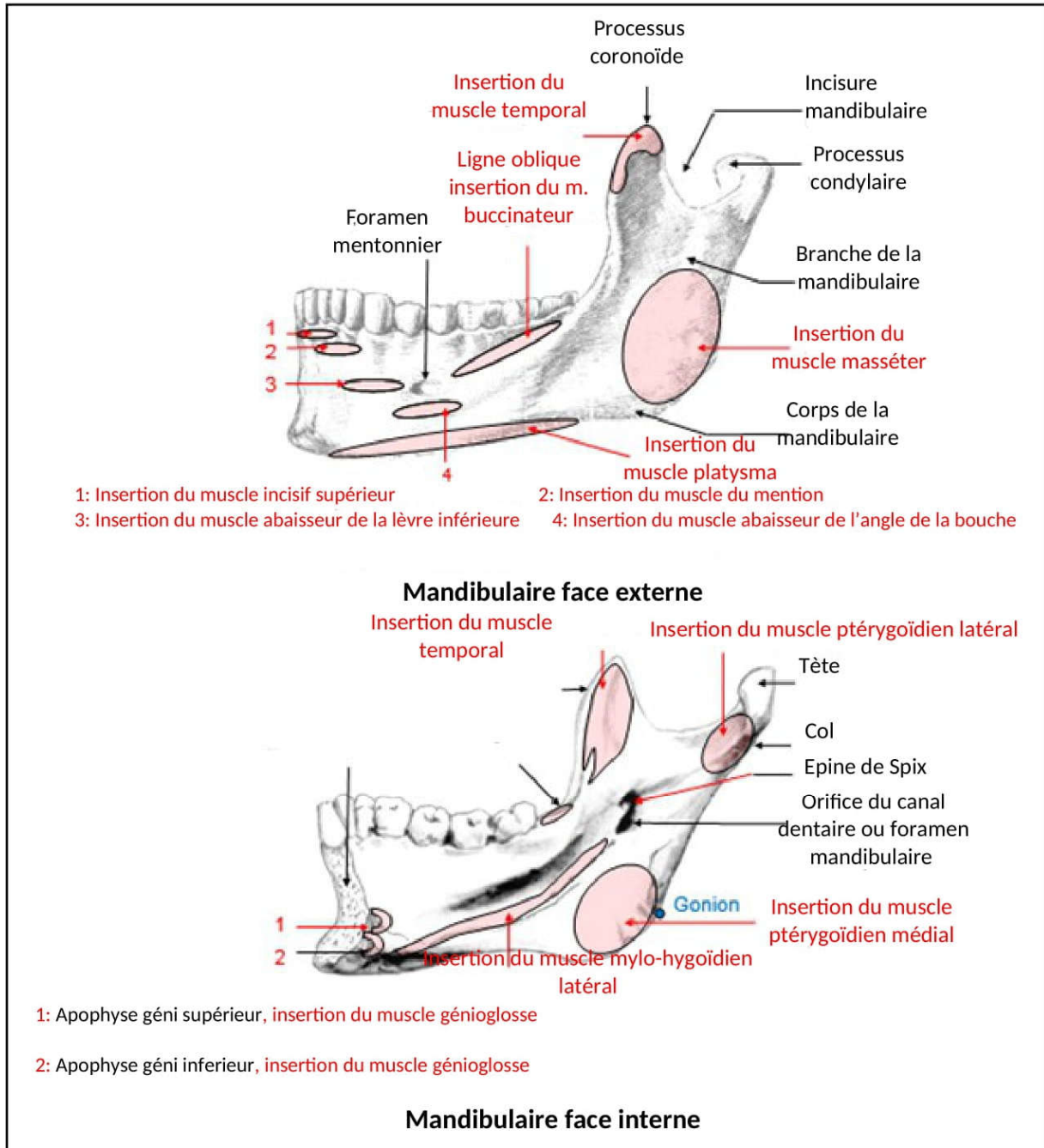


Figure II.13: Mandibule, vue latérale externe et interne [68].

#### 4.2 Zones anatomiques à risques de la mandibule

Du point de vue chirurgie implantaire, la mandibule est divisée en deux régions séparées par le trou mentonnier [69] :

- La région de la symphyse mentonnière
- La région du corps mandibulaire

### 4.2.1 Région de la symphyse mentonnière

Elle comporte trois éléments anatomiques qui peuvent être lésés lors de la pose d'implant :

- Le pédicule incisif, branche du nerf dentaire inférieur, son effraction est fréquente mais ne pose pas de problèmes particuliers.
- L'artère sublinguale, branche de l'artère linguale, donne deux rameaux, supérieur et inférieur. Une lésion doit être recherchée en disséquant le plancher, puis coagulée, pour éviter l'hémorragie postopératoire.
- L'artère sous-mentale, branche collatérale de l'artère faciale. Les risques de lésions sont faibles.

La symphyse est le lieu de prédilection pour la pose d'implant. En effet, la bonne qualité de l'os, la facilité d'accès et l'innocuité d'une lésion des obstacles anatomiques favorise la thérapeutique implantaire dans cette région. Elle est considérée comme une zone muette [69].

### 4.2.2 Région du corps mandibulaire

Au niveau de cette région, quatre éléments anatomiques doivent être évités lors de la pose d'implants:

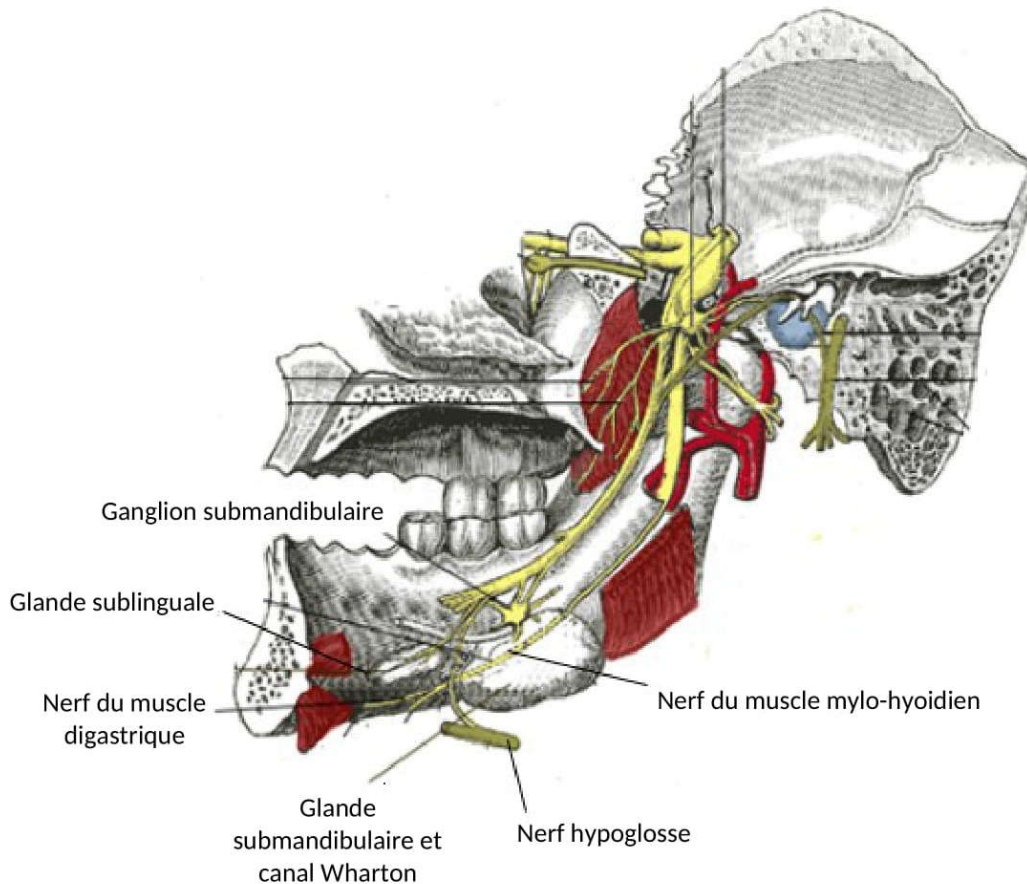
- Sortie du nerf mentonnier situé à 10 mm du rebord basilaire, de localisation variable. Une lésion de son pédicule vasculo-nerveux, entraînera une hypoesthésie ou une anesthésie la bio-mentonnière temporaire ou définitive.
- Chemine dans le canal dentaire inférieur depuis la face interne de la branche montante (épine de spix) jusqu'à la face externe de la branche horizontale (trou mentonnier).
- Le canal définit une grande courbe à concavité antérieure, mais son trajet est peu constant.

Le nerf se divise en deux branches :

- Une externe
- L'autre interne qui se prolonge dans la mandibule sous le bloc incisivo-canin.

Un traumatisme de ce nerf peut entraîner une paresthésie ou une anesthésie temporaire, parfois même définitive. C'est une branche de l'artère dentaire inférieure (Figure II.14). En région postérieure, en cas de lésion de cette artère, l'hémostase, sera très délicate en raison de la difficulté d'accès de la région [70].

C'est une branche de l'artère carotide externe située au-dessus de l'artère linguale ; sa lésion est extrêmement rare, mais elle peut survenir du fait de sa proximité avec le champ opératoire lors de la pose d'implants en région postérieure. L'artère peut être lésée lors de la dissection. Sa lésion est une urgence chirurgicale et peut parfois nécessiter la ligature de l'artère carotide externe [70].

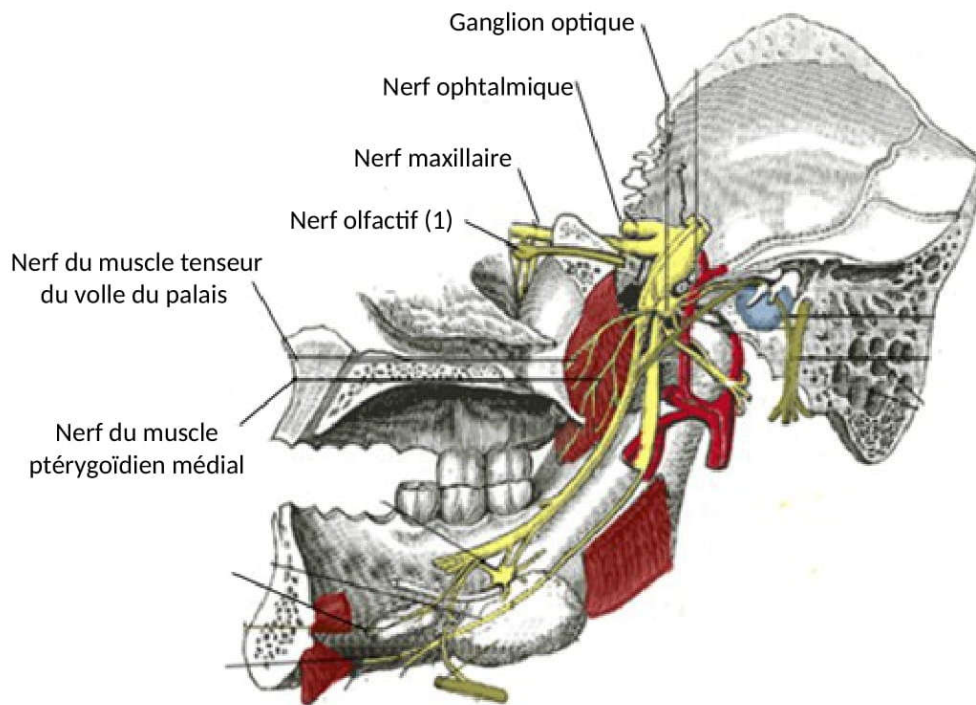


**Figure II.14:** Représentation schématique du nerf dentaire inférieure [70].

### 4.3 Zones anatomiques à risque du maxillaire

D'un point de vue anatomie implantaire, le maxillaire peut être divisé en quatre régions d'avant en arrière (Figure II.15) [70].

- Le prémaxillaire ;
- Le pilier canin ;
- Le sinus ;
- Le pilier palato-ptérygoïdien



**Figure II.15:** Représentation schématique du nerf dentaire supérieur [70].

#### 4.3.1 Prémaxillaire

Le canal palatin antérieur ou incisif, situé en arrière des incisives centrales, trajet vertical, s'ouvre en bas par le trou palatin antérieur, et se divise en deux canaux. Son effraction peut entraîner :

- Le risque de non-intégration de l'implant
- Le risque hémorragique
- L'anesthésie transitoire de la papille rétro-incisive.

Les fosses nasales, constituées de deux cavités anfractueuses situées de part et d'autre de la ligne médiane du maxillaire. Les dents du bloc incisivo-canin ont des rapports de contiguïté avec le plancher des fosses nasales. Leurs apex sont à 5 mm environ du plancher.

En cas de dérapage de la forêt lors du forage de la corticale nasale, une blessure de la muqueuse nasale peut entraîner :

- Une épistaxis
- Un risque important d'infection au niveau de la partie apicale de l'implant.

- Une communication bucco-nasale : la dépose de l'implant et la fermeture de la communication s'impose dans ce cas.

### 4.3.2 Pilier Canin

Cette région est définie comme un espace pyramidal à 3 parois. Cette pyramide s'oriente en haut, en dedans et légèrement en avant :

- Il est situé à environ 5 mm en arrière de l'émergence du trou sous-orbitaire. il livre passage aux vaisseaux et nerfs dentaires supérieurs destinés à la canine et aux incisives homolatérales.
- La lésion de ces vaisseaux lors du forage peut entraîner une hémorragie, parfois importante mais la mise en place de l'implant arrête immédiatement le saignement.
- Elle correspond à la face antéro-interne du pilier canin. Elle est tapissée d'une muqueuse richement vascularisée.

En cas de lésion, on peut avoir :

- Une épistaxis par blessure de la muqueuse nasale,
- Un risque d'entrer en contact avec le cornet inférieur, surtout si le maxillaire est très résorbé
- Il est situé au-dessus de la face antéro-externe de l'os maxillaire. D'où émerge le pédicule du même nom placé 5 à 6 mm sous le rebord orbitaire inférieur.
- La lésion du pédicule sous-orbitaire lors du décollement ou lors du forage entraînera une anesthésie ou une paresthésie de la lèvre supérieure des incisives et canines homolatérales.
- Le risque est rare, mais peut exister dans les cas de maxillaires très résorbés ou lors des élévations de sinus.

### 4.3.3 Sinus maxillaire

C'est une cavité pneumatique qui présente des parois dont la disposition est identique à celle du corps de l'os maxillaire dont il épouse les contours. Il est annexé aux fosses nasales. Il est tapissé par une muqueuse fine de type respiratoire à cils vibratiles reposant sur un chorion glandulaire. Son plancher se trouve en relation intime de contiguïté et parfois de continuité avec les apex des

molaires de la deuxième prémolaire, parfois de la première prémolaire, et très rarement avec ceux de la canine. Il est séparé des apex par un os spongieux d'une épaisseur de 3 à 4 mm [45].

Les rapports du sinus avec le bord alvéolaire maxillaire conditionnent les indications en implantologie. En effet, il réduit le volume osseux utilisable des prémolaires aux molaires, et donc, les possibilités de poser des implants en région postérieure. En cas d'édentation en regard d'un sinus, celui-ci tend à s'invaginer dans la zone édentée. L'os basal résiduel sera calculé [45].

#### 4.3.4 Pilier palato- ptérygoïdien

Il est composé de la réunion de trois éléments :

- La paroi postérieure du maxillaire ;
- La lame verticale du palatin ;
- L'aile ptérygoïdien du sphénoïde.

Il est constitué d'os cortical et offre un bon ancrage de l'implant. Mais le volume osseux disponible étant faible, son indication comme site osseux implantaire est peu fréquente.

Lors de la pose d'un implant ptérygoïdien on peut avoir :

- La lésion de l'artère palatine descendante, elle est pratiquement inévitable et entraîne une hémorragie importante.
- La lésion des artères alvéolaires.
- La lésion de l'artère maxillaire interne est exceptionnelle, et très grave. Elle nécessite une ligature de la carotide externe.

L'hémorragie causée par la lésion quasi inévitable de l'artère palatine descendante et la difficulté d'accès à cette région, nous obligent à effectuer ce type d'intervention sous anesthésie générale.

## 5. Biomécanique de l'os

### 5.1 Caractéristiques Mécaniques de l'os

La connaissance des caractéristiques mécaniques de l'os est indispensable pour la compréhension du mécanisme des fractures et pour le choix des techniques thérapeutiques.

Un jour de 1866, au cours d'une réunion de naturalistes, Herman Von Meyer présentait une section frontale de l'extrémité supérieure du fémur. Parmi les auditeurs se trouvait Culmann,

ingénieur et mathématicien de renom. Celui-ci fut frappé par la disposition trabéculaire ordonnée de l'os. Cette extrémité osseuse avait les mêmes caractéristiques qu'une grue de type Fairbairn dont les lignes de contraintes maximales étaient connues. Ces lignes correspondaient au système de travées osseuses. Culmann proposa aux biologistes une loi à confirmer : le squelette est élaboré de manière à supporter le maximum de charge avec le minimum de matériel.

L'idée fut acceptée et en 1870 Wolff, énonçait sa fameuse loi selon laquelle l'os se forme en fonction des contraintes auxquelles il est soumis [71].

## 5.2 Moyens d'étude

Ce n'est que depuis la Deuxième guerre mondiale que les caractéristiques mécaniques de l'os ont fait l'objet de nouveaux travaux. Différentes techniques ont été utilisées :

- Tests mécaniques tels que ceux que nous avons évoqués à propos des matériaux ;
- Technique des « Vernis Craquelants » par observation des déformations du revêtement d'un os au cours de l'application de charges ;
- Jauges de contraintes ;
- Photoélasticité : technique qui utilise les modifications de la diffraction de la lumière dans certains plastiques en fonction des contraintes qu'on leur fait subir. Cette technique que les auteurs ont utilisée à de nombreuses reprises, a encore un intérêt didactique ;
- Modèles mathématiques complexes ;
- Plus récemment, analyse par éléments finis qui permet de prévoir les contraintes dans une structure complexe. Rohlmann et al [72]. Ont démontré que cette technique peut donner des renseignements sur des données simples telles que la distribution des contraintes résultant de l'application d'une force isolée. Elle reste en revanche très approximative dans des conditions physiologiques, en particulier sur le plan quantitatif ;
- Techniques de microscopie acoustique très performantes pour définir les différents constants élastiques de l'os dans les différents plans de l'espace.

### 5.3 Résultats

Ces recherches ont abouti à des conclusions à peu près identiques que pouvons résumer comme suit.

#### 5.3.1 Matériau composite

L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Le collagène n'a aucune résistance en compression mais a une grande résistance à la traction. Pour Zioupos et Currey, la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est due à des modifications du collagène.

Les caractéristiques mécaniques de l'os révélées par les tests, varient en fonction de nombreux paramètres tels que le mode de conservation, l'humidité, l'orientation du prélèvement... La dessiccation augmente la raideur (rigidité) de l'os. L'os mort est plus résistant que l'os vivant mais il est plus cassant [73].

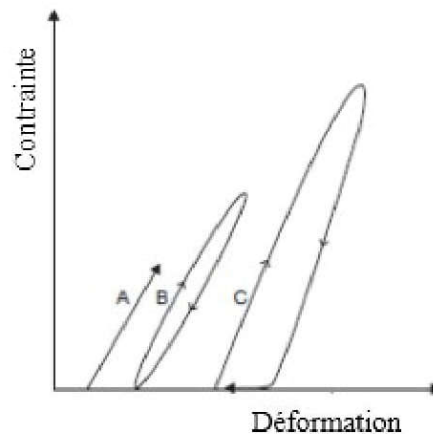
##### 5.3.1.1 Résistance en traction

L'os est élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction qu'il subit. Dès 1847, Wertheim évaluait le module d'élasticité (module de Young) de l'os frais entre 1 819 et 2 638 kgf/mm<sup>2</sup>. En 1876, Rauber l'estimait entre 1982 et 2099 kgf/mm<sup>2</sup>. Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kgf/mm<sup>2</sup> (20000 MPa) et celui de l'os spongieux de 650 kgf/mm<sup>2</sup> (6500 MPa). Nous verrons plus loin que les choses sont beaucoup plus complexes et que le module de Young varie fortement d'un point de la corticale à l'autre. En 1967, Bonfield et Li ont découvert que l'os de bœuf avait un module d'élasticité extrêmement bas, de 3 MPa soit 0,3 kgf/mm<sup>2</sup>. Ce niveau est dépassé en permanence dans les activités quotidiennes. Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître [74, 75].

En 1978, Bonfield a repris ces expériences avec O'Connor [76]. Ils ont retrouvé un module d'élasticité très bas de 8 à 12 MPa (0,8 à 1,2 kgf/mm<sup>2</sup>) (Figure II.16) :

- Pour des contraintes très faibles en dessous de la limite élastique, L'os a un comportement élastique linéaire classique (courbe A) ;
- Quand la limite élastique vient d'être dépassée, les courbes de charge et de décharge coïncident seulement aux niveaux de contrainte maximum et minimum. La courbe (B) a un aspect de boucle fermée en hystérésis. Cet aspect avait déjà été signalé par l'un des auteurs en 1976 ;
- Pour des contraintes élevées, les courbes de charge et de décharge ne coïncident pas sous forme d'une absence de contrainte lors de la décharge. Elles laissent persister une déformation résiduelle et un aspect de boucle ouverte en hystérésis (courbe C). La déformation non élastique a disparu lentement après la décharge, à condition d'attendre assez longtemps (jusqu'à 40 minutes).

Les os de l'enfant ont un module plus bas que ceux de l'adulte et ils absorbent plus d'énergie avant de se fracturer. Il existe chez l'enfant une large zone de déformation non élastique.



**Figure II.16:** Trois types de cycles de chargement-déchargement de l'os (d'après Bonfield et O'Connor).

A : phase élastique - B : boucle en hystérésis fermée - C : boucle en hystérésis initialement ouverte et qui se ferme avec le temps à contrainte [76].

Le module d'élasticité varie avec le degré de minéralisation de l'os. La contrainte de rupture de l'os cortical est très proche de sa limite élastique. Selon Rauber, cette contrainte de rupture varie entre 9,25 et 12,41 kgf/mm<sup>2</sup>. Pour Marique, celle du fémur est de 12,5 kgf/mm<sup>2</sup>. Evans l'évalue en moyenne entre 6,35 et 10,57 kgf/mm<sup>2</sup>. [77 - 79]

La contrainte de rupture de l'os cortical se situe donc classiquement aux environs de 10 kgf/mm<sup>2</sup>. Elle augmente pour l'os sec. En 1967, Comtet et al [80]. Ont constaté sur des radius frais une résistance en traction de 20 kgf/mm<sup>2</sup>.

À titre de comparaison, celle de l'acier est d'environ  $100 \text{ kgf/mm}^2$  ; celle du cuivre de 13, du chêne de 10, du pin de 6 et du béton de 2.

La résistance en traction de l'os est donc supérieure à celle du bois et à celle du béton. La résistance en traction (P) d'un os entier est donnée par la formule Simple :  $P = SK$  (S étant la surface de section de l'os et K la contrainte de rupture de l'os en traction).

Il est ainsi simple de calculer la charge à la rupture des os du squelette, qui est de 1500 kg pour l'humérus et de 2300 kg pour le fémur. Mais comme le soulignent Comtet et al. il serait faux de croire que cela représente la véritable résistance en traction de ces os. En effet, la ligne idéale passant par le centre de gravité des sections n'est pas rectiligne et l'os a à supporter non seulement des contraintes de traction mais également des contraintes de flexion. On obtient donc la rupture pour une charge bien inférieure à la valeur calculée ci-dessus. Burstein et al. ont mesuré une déformation osseuse de 4,6% ( $\pm 1,2 \%$ ) au moment de la rupture, sur une série de fémurs.

Des études micromécaniques réalisées par Ascenzi et Bonucci sur des ostéons isolés de l'os cortical ont révélé que la courbe contrainte déformation dans les ostéons est très fortement dépendante de l'orientation des paquets de fibres de collagène [81, 82].

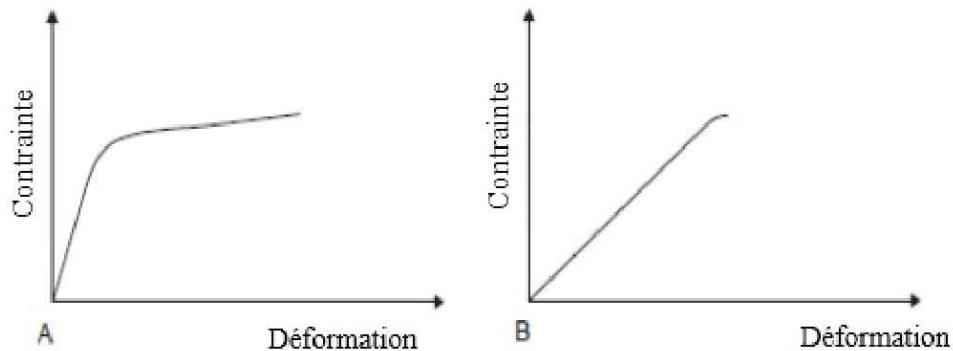
### 5.3.1.2 Résistance en compression

Lorsque deux forces s'appliquent sur un corps en directions opposées, dirigées l'une en direction de l'autre, le corps est en Compression. Il devient plus court et plus large et finit par s'écraser. La formule applicable est la même que pour la résistance en traction Soit  $P = SK$ , mais cette fois K est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance en compression de l'os cortical varie suivant les auteurs de  $12,56$  à  $25 \text{ kgf/mm}^2$  soit deux fois plus que le bois. Nous retiendrons une moyenne de  $15 \text{ kgf/mm}^2$ .

La charge de rupture en compression de l'humérus est ainsi de 2200 kg, celle du fémur de 3450 kg avec les mêmes réserves que celles que nous avons énoncées pour la charge à la rupture en traction. L'os résiste donc mieux à la compression qu'à la traction.

L'os spongieux a une résistance en compression beaucoup plus faible. Elle est de  $1 \text{ kg f/mm}^2$  aux condyles fémoraux et de 2 à  $3 \text{ kgf/mm}^2$  dans certaines zones de l'extrémité supérieure du fémur. Dans l'ensemble, l'os spongieux est dix fois moins résistant en compression que l'os cortical. C'est donc en son sein que se produisent les fractures en compression. Cette résistance diminue encore avec l'âge. Le rôle principal de l'os spongieux semble être l'amortissement des contraintes. L'arthrose pourrait être due à une diminution de son élasticité [83].

En 1972, Burstein et al ont montré que l'os a un comportement plastique en traction mais pas en compression. Pour ces auteurs, la présence d'une zone de déformation plastique en tension est comparable à celle que l'on observe avec les polymères et correspond à la création de vides. Pour d'autres, elle est due à la formation de micro fractures dans la corticale. En compression la courbe reste linéaire, c'est-à-dire que l'os se rompt brutalement sans déformation plastique (Figure II.17) [81].



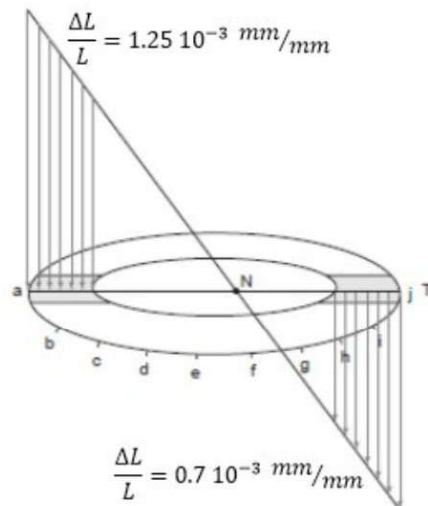
**Figure II.17:** Courbes contraintes-déformation du fémur (D'après Burstein et al.).  
A. Traction ; B. Compression. Noter l'absence de phase plastique en compression [81].

### 5.3.1.3 Résistance au cisaillement

Le cisaillement survient lorsqu'un groupe de forces tend à faire glisser une partie du corps sur lequel elles sont appliquées, sur la partie voisine. La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 7 à 11 kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os cortical et de 0,10 à 0,5 kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os spongieux. En gros, l'os cortical est 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

### 5.3.1.4 Résistance en flexion

La résistance en flexion de l'os cortical varie de 10 à 20 k gf/mm<sup>2</sup>. Elle augmente avec le moment d'inertie de l'os. Celui-ci augmente avec la distance qui sépare la masse osseuse de l'axe neutre. Cela explique l'élargissement du canal médullaire du sujet âgé qui donne une résistance équivalente avec moins de masse osseuse. Cela explique également les constatations de Blaimont lorsqu'il a mesuré la micro dureté des diaphyses. Celle-ci diminue de l'endoste vers le périoste. La partie la plus dure est logiquement la plus éloignée de l'axe neutre (Figure II.18). L'os n'est donc pas homogène mais son hétérogénéité est organisée [82].



**Figure II.18:** Variations de la micro dureté (d'après Blaimont). Déformations pour  $P = 100$  kg. La dureté diminue presque linéairement de l'endoste au périoste [82].

### 5.3.1.5 Résistance en torsion

Pour Rauber, la résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 9,3 kgf/mm<sup>2</sup>, avec une moyenne de 7 kgf/mm<sup>2</sup> sur éprouvettes. Comtet ne trouve que 5 à 6 kgf/mm<sup>2</sup> sur l'os entier. Il attribue cette différence aux micro défauts de surface qui existent sur l'os. En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une traction et à une compression s'exerçant à 45°. La formule des contraintes en torsion que nous avons vue à propos des matériaux nous apprend que plus l'os est long, moins il est résistant en torsion [83].

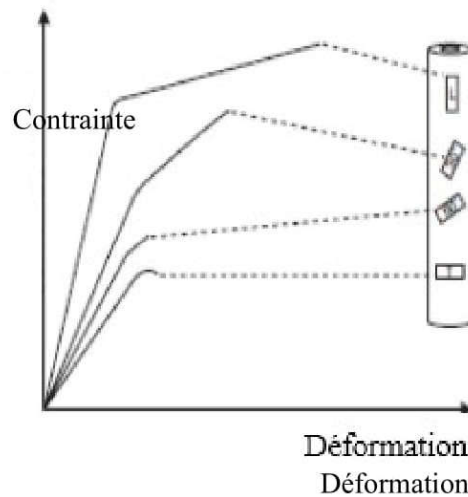
Cela explique que les fractures spiroïdes surviennent sur les os longs. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable. Si le bras de levier est long, comme par exemple un humérus tordu par l'intermédiaire de l'avant-bras, la force nécessaire pour rompre l'os est moindre (fractures au cours de concours de « bras de fer »). Le site des fractures en torsion ne coïncide pas avec le siège d'application de la torsion.

### 5.3.2 Anisotropie

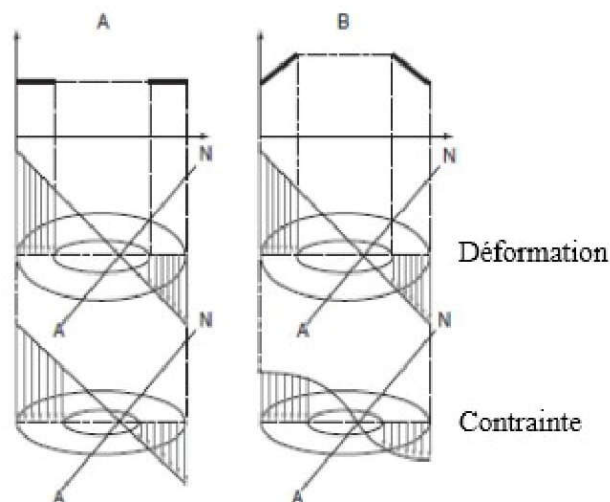
Matériau composite élastique, l'os a de nombreuses autres caractéristiques. En 1958, Evans a montré qu'il est anisotrope, c'est-à-dire qu'il n'a pas les mêmes propriétés dans tous les plans. Les résistances en traction que nous avons indiquées sont celles qui s'appliquent suivant l'axe longitudinal de l'os. Transversalement ou Obliquement, cette résistance est plus faible (Figure II.19) [79].

La résistance et la raideur de l'os sont maximales dans les directions correspondant aux contraintes les plus élevées. En 1975, Reilly et Burstein ont présenté la première étude systématique de l'anisotropie de l'os. Ils ont montré que le module d'élasticité longitudinal était en moyenne 50 % plus élevé que le module Transversal. Konirscha montrés, grâce aux extensomètres électriques à grande amplification, que le module d'élasticité varie notablement suivant la face de l'os et suivant qu'on l'étudie en traction longitudinale, en compression ou en flexion. Il diminue de l'endoste au périoste, ce qui tend à égaliser les contraintes Intra osseuses (Figure II.20) [84] :

- À proximité de l'endoste : 2600 kgf/mm<sup>2</sup> (26000 MPa) ;
- Sous le périoste : 1400 kgf/mm<sup>2</sup> (14000 MPa).



**Figure II.19:** Anisotropie de l'os. Tests en traction dans quatre directions sur de l'os cortical fémoral : traction longitudinale (L), à 30° de l'axe de l'os, à 60°, et traction transversale (T) (d'après Frankel et Burstein) [79].



**Figure II.20:** Module d'élasticité de la corticale diminue de l'endoste vers le périoste. Les zones osseuses les plus déformées sont aussi les plus déformables, et les contraintes intra osseuses tendent vers l'égalisation. L'élasticité osseuse s'adapte aux sollicitations (d'après Blaimont) [84].

L'os étant plus résistant en compression qu'en traction, c'est de préférence sa face soumise à des contraintes en traction qu'il faut renforcer lors d'une ostéosynthèse. Fort heureusement, les métaux utilisés comme implants pour l'ostéosynthèse possèdent une bonne résistance en traction [84].

### 5.3.3 Viscoélasticité

L'os vivant est viscoélastique. Ses propriétés mécaniques varient avec la vitesse d'application de la charge. Il perd en partie cette propriété à l'état sec. Grâce à cette caractéristique, il résiste mieux aux efforts rapides qu'aux efforts lents. La viscoélasticité de l'os lui permet de mieux s'adapter aux contraintes [73] :

- Si on applique une charge sur un os, il se déforme instantanément ; si la charge est maintenue, l'os continue à se déformer pendant 55 jours ;
- Après 55 jours, la déformation atteint 153 % de celle qui avait été obtenue après les 2 premières minutes. Le serrage d'une vis illustre bien cette viscoélasticité. Après l'avoir serrée à fond, il est toujours possible de donner un quart ou un demi-tour après quelques minutes.

### 5.3.4 Contrainte supportées par l'os

Les connaissances dans ce domaine récentes et demeurent limitées. Dans l'activité quotidienne, un ensemble complexe de forces est appliqué sur les os. L'application de ces forces provoque des déformations microscopiques. Ces déformations dépendent de l'importance des contraintes, de la géométrie de l'os, c'est-à-dire de sa longueur, de ses courbes de son diamètre et de ses propriétés mécaniques [85].

### 5.3.5 Autres propriétés

Tissu vivant, l'os a en outre deux propriétés considérables qui le distinguent des autres matériaux :

- En réponse à des demandes fonctionnelles, il peut changer ses propriétés mécaniques locales et les adapter aux contraintes. Il existe une « fenêtre de contraintes admissibles » ; si l'os est soumis à un excès de contrainte, il va s'adapter en augmentant de volume et en modifiant sa texture. Si les contraintes deviennent excessif, il se nécrose ou se fracture

(fractures de fatigue). Si au contraire il est soumis à un niveau de contrainte insuffisant, il va s'amincir et devenir plus fragile. C'est le phénomène du stress shielding que l'on observe au contact de prothèses massives très rigides parfaitement et directement fixées à l'os. Ce phénomène est également préoccupant en mission spatiale de longue durée ;

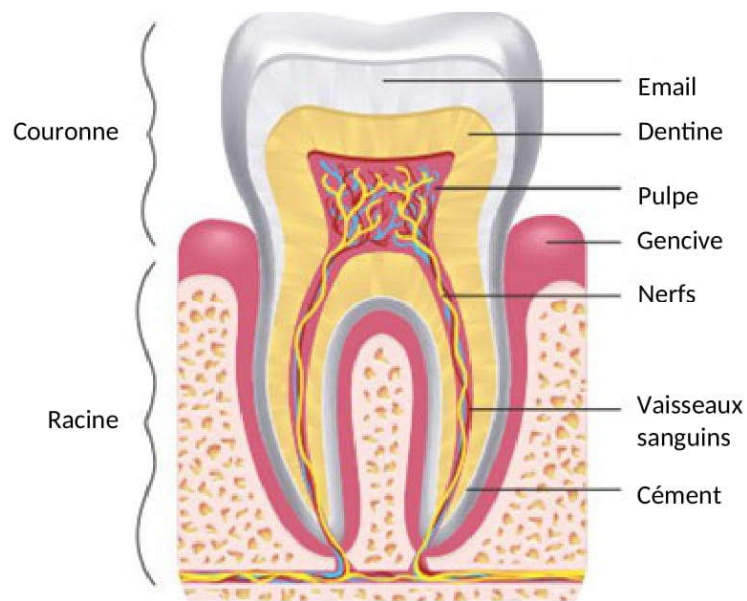
- L'os a la possibilité remarquable de se réparer lui-même. Ces propriétés sont le résultat de l'action combinée de processus biologiques et mécaniques complexes. Nous allons voir plus loin à propos du fémur et du radius que l'os est beaucoup plus résistant que le calcul mathématique et les essais en traction sur éprouvettes isolées ne le laissent supposer. Les mesures de Burstein ont montré qu'avec l'âge se produit une diminution de la déformation maximum avant rupture [73].

## 6. Biomécanique dentaire

### 6.1 Rappel anatomique sur la dent

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelée couronne, est recouverte d'émail. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire et entourées de cément qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament parodontal. La figure II.21 illustre la composition anatomique d'une dent naturelle et on montre le parodonte et ses différents éléments qui seront détaillés par la suite [86] :

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



**Figure II.21:** Composition anatomique d'une dent naturelle [86].

Les dents : Comme la figure II.22 montre les types de dents dans la mâchoire [45].



**Figure II.22:** Types de dents [45].

La denture d'un adulte est composée de 6 dents pour enfant et 8 pour adulte par héli-mâchoire comme illustré dans la figure II.23 [45]

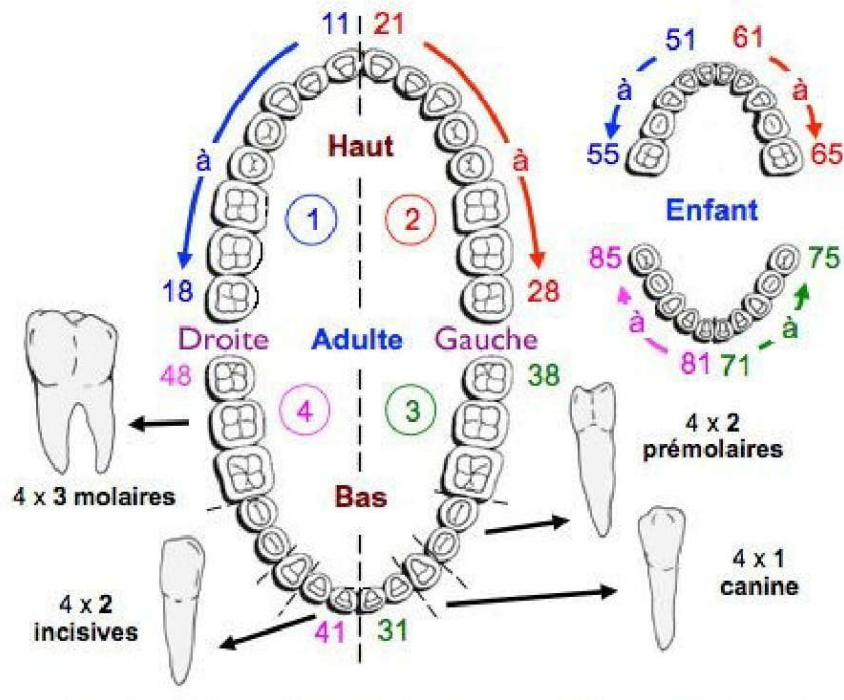


Figure II.23: Différents types de dents [45].

## 6.2 Déplacement dentaire

Le déplacement en orthodontie se fait grâce aux modifications tissulaires induites par les forces orthodontiques. On peut décrire schématiquement un moteur s'appuyant sur une structure d'ancrage et délivrant des forces motrices à un transmetteur, la dent, qui répartira l'action de ces forces dans le milieu dentaire environnant. La biomécanique dentaire s'intéresse ainsi à deux niveaux : au système des forces appliquées sur les dents et à la réaction environnementale suite à cette application [67].

Cette discipline relativement récente dans le domaine de la mécanique a été définie par Burstone et Mulligan [67]. La biomécanique dentaire ou mécanique appliquée au déplacement dentaire étudie les effets des forces dans les trois sens de l'espace mais par simplification, ces trois directions sont étudiées deux par deux dans chacun des trois plans perpendiculaires de référence.

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

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

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

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

### 6.3 Forces appliquées sur la dent

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force [86].

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en (Figure II.24) :

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent ;
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent ;
- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent ;
- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers.

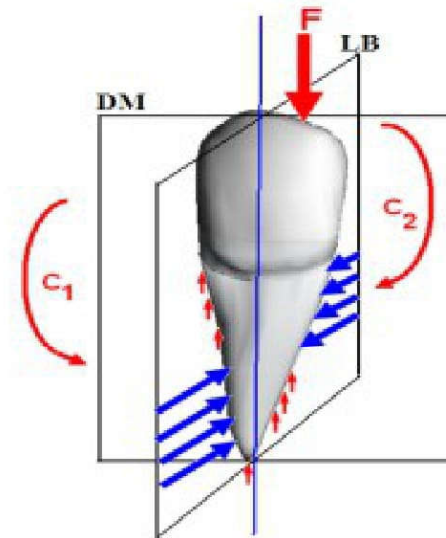


Figure II.24: Différents types de dents [86].

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure II.24 :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial ( $C_1$ ) et dans le plan linguo-buccal ( $C_2$ ) ;
- Des réactions sur la racine provoquée par la charge axiale ;
- Des contraintes induites selon deux plans d'un couple dans le sens des aiguilles d'une montre ;
- Des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

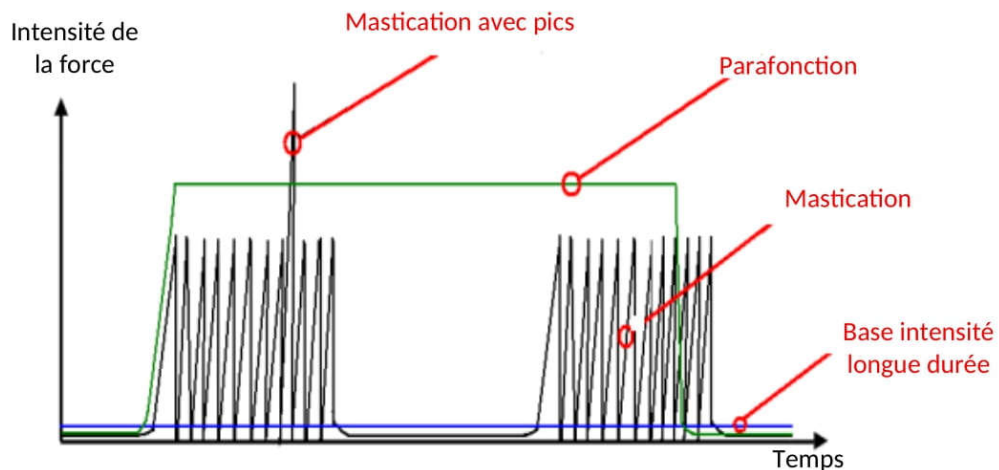
Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, quatre groupes sont à considérer (Figure II.25) :

#### Forces fonctionnelles

- Forces de basse intensité et de longue durée : Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de forces qui induit les déplacements orthodontiques des dents [87].
- Forces masticatoires : Elles sont de haute intensité mais de courte durée, totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents [87].

### Forces pathologiques

- Forces masticatoires avec pic : Peuvent provoquer des fractures cohésives [87].
- Forces parafunctionnelles : Sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être en fonction des durées des déplacements dentaires [63].

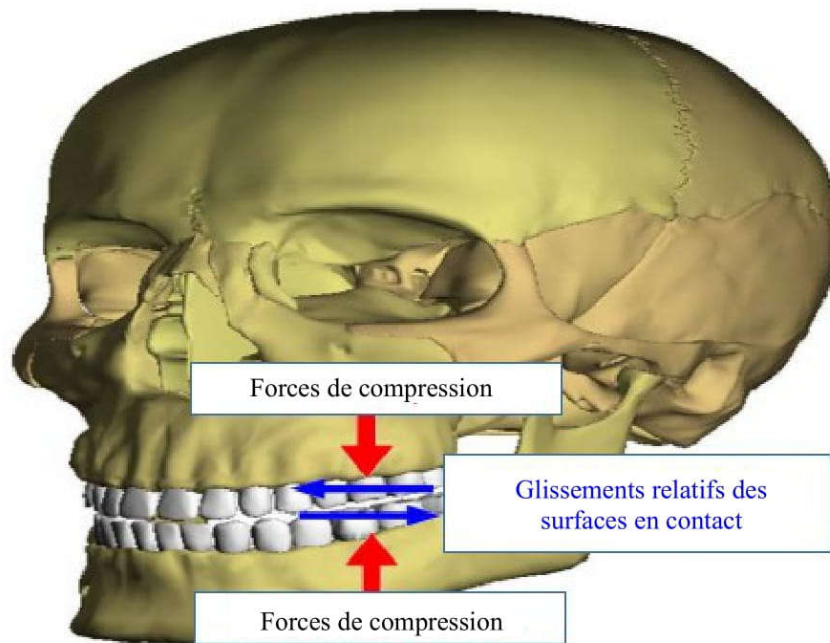


**Figure II.25:** Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [87].

## 7. Etude des forces sur le plan mastication

Comme expliqué précédemment, le système masticatoire est composé, des dents, de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire, soumise à des forces de compression et de Glissements [88].

La figure II.26 montre les directions des forces masticatoires



**Figure II.26:** Forces masticatoires [88].

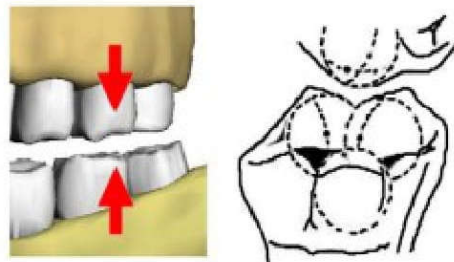
Le cycle masticatoire est tellement complexe que nous limitons cette étude à seulement ce qui se passe lors de la morsure de l'aliment. A ce propos, selon Slagter et Van Der Bilt, les derniers millimètres avant l'occlusion inter-cuspidale maximale sont assimilés à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats. Une mauvaise répartition des charges entraîne une affluence des forces masticatoires sur l'occlusion. Ceci conduit à une malposition dentaire et par conséquent, une répartition non équilibrée de la mastication, ce qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux. Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter, il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent, appelées traumatisme occlusal. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents [89].

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

mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles : si une force demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi. Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court [89].

Selon Bozkaya, les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varient sur une large plage, par exemple, entre 200 et 900 N. Selon Carlsson, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70 à 80 N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200 N pour une prothèse complète, et entre 40 et 400 N pour un implant prothétique en charge [89].

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [57]. Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 N et sur les incisives de 30 N [89].



**Figure II.27:** Surfaces convexes des cuspides [89].

Dans le cas de dents cuspides (Figure II.27), Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six pans cuspidiens en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur [89].

## 8. Considérations biomécaniques des restaurations dentaires par implantation

Plusieurs études ont montré que les échecs en implantation dentaire sont généralement dus à des problèmes péri-implantaires comme l'inflammation des tissus osseux, l'échec de l'osseointegration, ou à une surcharge mécanique de l'implant et de la partie de l'os l'entourant [88].

Le facteur clé pour éviter la surcharge d'un implant ostéo-intégré, réside donc, dans la manière dont les contraintes mécaniques sont transférées de l'implant à l'os et les effets qu'ils ont sur les

tissus environnants, en d'autres termes, la capacité biomécanique des tissus interraciaux dans le soutien des forces de mastication pendant une longue période de temps. Par conséquent, la compréhension de l'interdépendance des forces qui agissent sur les implants, la transmission de la force à l'os environnant et les réponses des de ces tissus est essentielle dans la survie du système ostéo-intégré [88].

### 8.1 Forces induites par une dent naturelle

Les implants et les dents naturelles ancrent différemment dans l'os. Une couche de tissu conjonctif, appelée ligament parodontal, absente dans les systèmes d'implants ostéo-intégrés, entoure la dent naturelle et domine sa biomécanique. La dent s'adapte donc aux différentes conditions de charge par le biais de déformations de ce ligament et de l'os alvéolaire. Quand une dent est chargée, elle montre des micromouvements physiologiques dans les sens horizontal et vertical en raison de cette membrane. Toutefois, ce mouvement est plus grand dans la direction horizontale que verticale. Le mouvement vertical est un déplacement bilinéaire intrusif avec deux phases. L'ampleur de la rigidité initiale (d'environ  $0,2 \text{ N}/\mu\text{m}$ ) est plus petite que celle dans la deuxième phase (d'environ  $3 \text{ N}/\mu\text{m}$ ). Cette phase secondaire de la mobilité dentaire détermine le rapport de l'intrusion des dents pendant la mastication où des charges dynamiques induisent des forces d'impact sur la dent. Une telle application de la force d'impact supprime de manière significative la phase initiale de cette intrusion et fait dominer l'effet de la deuxième phase de déplacement [89].

Cette diminution de la mobilité dentaire est similaire à la mobilité diminuée de l'implant, et c'est en effet, pour cette raison que l'ancrage des implants et des dents naturelles sont biomécaniquement similaires dans les conditions normales de mastication. Quand une force est appliquée à une dent naturelle ou restaurée, la force est résolue en composantes verticales et horizontales. Une force verticale d'occlusion produit une ligne résultante de la force qui a un centre de rotation situé dans le tiers apical de la racine. Les micromouvements du ligament parodontal permettent la distribution de la force le long de la surface des racines dans le centre de rotation dans le tiers apical [89].

### 8.2 Biomécanique de la connexion os-implant

L'état de charge mécanique est considéré comme un facteur clé dans la préservation de l'interface os-implant. Des expérimentations animales ainsi que des études cliniques ont montré que les échecs des implants dentaires pourraient être fortement liés au déséquilibre des forces qui agissent sur les implants. Dans une étude rétrospective, conçue pour vérifier les échecs en

implantation dentaire, il a été démontré que lorsque des problèmes de chargement étaient présents, le taux d'échec a été trois fois plus que dans les situations avec de meilleures conditions de charge [90].

### 8.3 Maintient de l'interface os-implant

Le succès à long terme de l'ostéo-intégration peut être maintenu grâce à la modélisation et la remodelisation dynamique. Bien que les mécanismes exacts ne sont pas encore bien compris, on croit qu'il existe un mécanisme d'adaptation de l'os à la charge. Von Meyer, Roux, et Wolf ont été parmi les premiers chercheurs qui ont reconnu la relation entre le chargement de tissus et l'adaptation. Après la pose de l'implant, une série complexe d'étapes de cicatrisation conduisent à la formation initiale d'une interface stable. La manière dont les tissus osseux répondent aux forces biomécaniques est appelée mécano-transduction. Selon cette théorie, l'os est maintenu lorsque les forces agissant sur lui sont en équilibre [91].

Une modélisation mécanique et un processus de remodelage, sont observés autour des implants. Les forces transférées de l'implant aux structures osseuses environnantes sont censées donner l'impulsion qui produit la modélisation et la remodelisation. La modélisation se réfère à un changement net dans la forme alors que le remodelage se réfère à une adaptation continue de l'os, sans un changement net. Cette capacité d'adaptation crée une interface biologique capable de résister aux conditions cliniques [92].

Les caractéristiques de surface des implants ont un effet crucial sur la gestion de l'osseointegration. La combinaison des niveaux macroscopiques de la conception de l'implant avec l'architecture microscopique de sa surface diminue l'effet des déformations de cisaillement agissant sur l'interface os-implant. L'augmentation de la rugosité de surface favorise l'apposition osseuse et le remodelage. Cela peut être dû à l'augmentation de la surface utilisée pour transférer les forces occlusales à l'os. En outre, les surfaces rugueuses offrent un meilleur verrouillage mécanique par rapport aux surfaces lisses en permettant la croissance des cellules osseuses dans ses surfaces [92].

### 8.4 Forces occlusales sur l'implant

Les forces occlusales sont des grandeurs de charge élevée à haute fréquence, mais de courte durée. Ces forces de morsure varient considérablement entre les individus et les différentes régions de l'arcade dentaire. Il est connu que les patients n'ayant pas de prothèses dentaires ont une composante verticale de la force de morsure allant de 100 à 2400 N. Les individus ayant une

dentition naturelle ont de 5 à 6 fois plus de forces de morsure que ceux porteurs de prothèses complètes. Toutefois, les individus avec des prothèses fixées sur implants ont une fonction de mastication approchant celle de ceux ayant une dentition naturelle. La force moyenne de morsure pour les patients avec implants est de 50 N environ au cours de la mastication, et la force de morsure maximale peut atteindre 145 N environ. Sachant que les forces molaires peuvent excéder quatre fois l'ampleur des forces exercées dans la région incisive, elles sont plus grandes lorsqu'elles agissent plus près du point d'appui. Le pivot est donc l'articulation temporo-mandibulaire, et les forces postérieures qui agissent ont une plus grande ampleur que les forces antérieures. En somme, la valeur exacte de la composante axiale d'une force de mastication dépend essentiellement de l'emplacement de son application, de la nature de l'aliment et de l'âge du patient [93, 64].

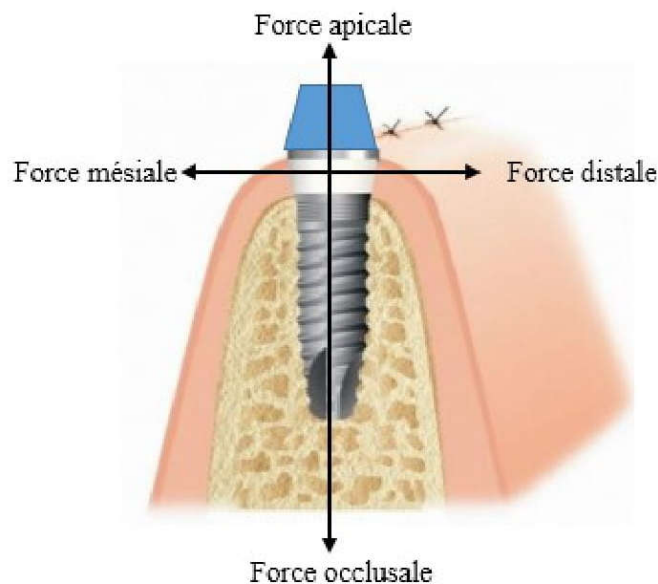
### 8.5 Forces transmises à l'os

L'absence du ligament parodontal autour des implants dentaires influe sur la répartition des contraintes dans l'os environnant. En réalité, l'interface os-implant répond d'une manière viscoélastique aux chargements. Un système d'implant présente des déformations données uniquement par les déformations de l'os et celles de l'implant, qui sont de 10 à 100 fois moins que pour une dent naturelle. Cette liaison fixe entre l'implant et l'os peut conduire à une résorption osseuse, puis le relâchement de l'ostéo-intégration, car les implants ont tendance à transmettre et distribuer plus de contraintes à l'os entourant [95].

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

- Les grandeurs, les directions, et l'emplacement des forces occlusales appliquées sur la prothèse ;
- Le type et la géométrie de la prothèse ;
- L'emplacement, les angulations, la géométrie, la longueur et le diamètre de l'implant ;
- Les propriétés mécaniques des implants et des prothèses ;
- La nature des liens entre la prothèse et l'implant ;
- La nature de l'interface os-implant ;

- La qualité et la quantité de l'os disponible ;
- Le type de nourriture.
- Quand un implant est soumis à une charge, les forces peuvent être résolues en deux composantes : la composante verticale, parallèle à l'axe longitudinal de l'implant, et la composante horizontale, dans le plan de la prothèse (Figure II.28). Il a été démontré que la force horizontale est d'environ un dixième de la force verticale. Il est généralement admis que les forces verticales sont mieux tolérées que ces forces horizontales. De plus, ces forces agissent dans une seule direction, tandis que les forces horizontales agissent dans les directions : linguo-buccale et disto-mésiale [96].

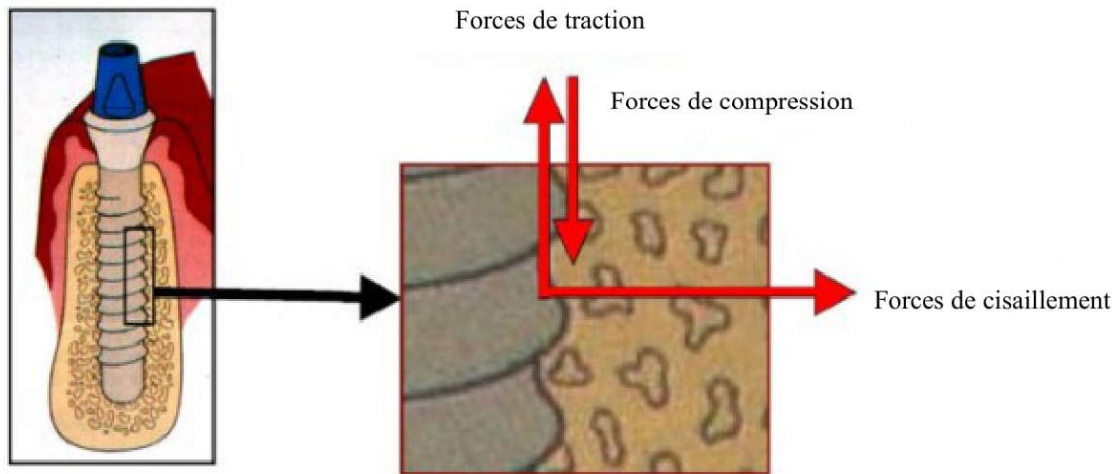


**Figure II.28:** Forces agissant sur un implant ostéo-intégré [96].

Comme illustré dans la figure II.29, les différentes charges appliquées engendrent des forces de compression, de traction et de cisaillement à l'interface os-implant. Les charges inter faciales sur un implant dentaire doivent être de nature compressive afin de maintenir l'intégrité de cette interface.

Cependant, les forces de traction ont un effet inverse. Elles ont tendance à détourner l'interface. En effet, lorsque l'os est soumis à une force de traction, sa résistance diminue d'environ 30%, et pour une charge de cisaillement de 65%. Cela implique un plus grand risque d'échec lorsque la composante de cisaillement est grande. L'effet destructeur des forces de cisaillement est plus élevé pour les implants du fait que ces derniers n'ont pas de ligament parodontal agissant comme une

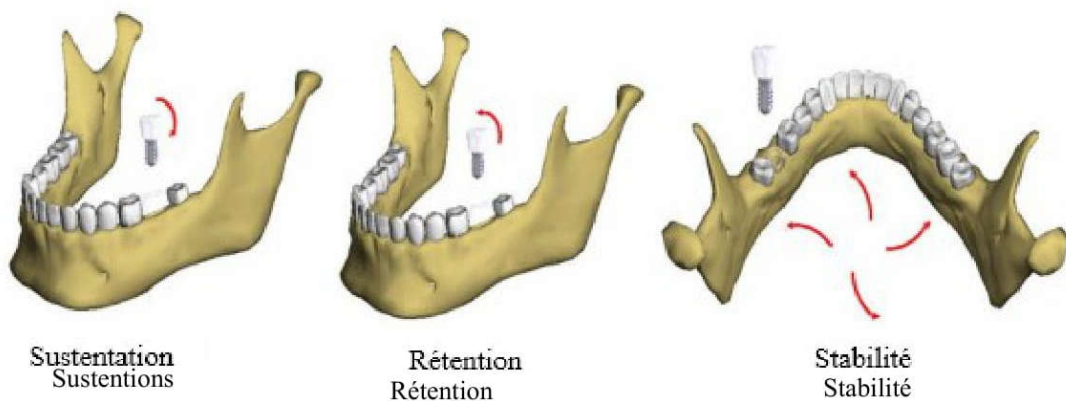
couche de transfert efficace du cisaillement afin de minimiser les concentrations de contraintes [97].



**Figure II.29:** Différents types de forces générées dans un système d'implant [97].

## 9. Principes de biomécanique

Le schéma ci-dessous (Figure II.30) montre une dent ou une prothèse dentaire en fonction doit respecter trois principes biomécaniques [98].



**Figure II.30:** 1 rois principes biomécaniques [98].

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

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

### Conclusion

La biomécanique s'est réellement initiée avec le développement de la mécanique afin de permettre d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme ou à prévoir ses changements dus à son altération. Grâce à l'application des lois de la mécanique, cette discipline relativement récente, présente la capacité d'offrir de nouvelles solutions à des problèmes médicaux plus ou moins complexes tel que les remplacements artificiels, ce qui peut contribuer à l'innovation de nouveaux systèmes dans ce domaine. Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique ou d'une prothèse dentaire plus particulièrement, les techniques de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont fortement employées afin de maximiser les chances d'une meilleure performance. Évacuant de cet objectif, nous avons étudié l'anatomie et le comportement mécanique de la composante fondamentale de tout système de ce type, à savoir les dents de la mâchoire comme les incisives, canine et les dents molaires, prémolaires. Ensuite, nous avons expliqué.

Le fonctionnement mécanique du système masticatoire humain en abordant les éléments mécaniques clés de ce système, en particulier les articulations, les os y opérants ainsi que les rôles des différents muscles masticateurs tout en classifiant leurs mouvements, types de forces générées et les effets conséquents dans l'ensemble du système masticatoire.

## Introduction

L'implantologie est la technique moderne aux applications aussi bien médicales qu'esthétiques, est devenue une discipline incontournable et reconnue comme un traitement fiable en chirurgie dentaire. Contrairement aux prothèses classiques dont les inconvénients (instabilité, ulcères, douleurs articulaires et gastriques, affaissement du visage) ont un impact non négligeable sur la vie sociale (peur de sourire ou de consommer certains aliments), l'implant garantit aux patients le maintien de leur hygiène et de leur mode de vie. Adapté à la pratique quotidienne du chirurgien-dentiste, cet ouvrage reprend de manière didactique et concise la totalité des étapes liées à cette intervention. Les phases préliminaires (évaluation du patient, plan de traitement) fournissent les indications nécessaires au succès opératoire en tenant compte des complications éventuelles. En dernier lieu, une analyse des causes d'échec de cette technique permet de déterminer les conditions de réussite à long terme. Doté d'une abondante iconographie en couleurs illustrant chaque technique pas à pas, cet ouvrage est destiné aux praticiens désirant actualiser leurs connaissances dans ce domaine ainsi qu'aux étudiants en chirurgie dentaire [99].

### 1. Historique

L'implantologie dentaire a pour but de remplacer une ou plusieurs dents absentes par une racine artificielle (implant), sur laquelle sera fixée une couronne dentaire (prothèse). Cette technique de restauration dentaire fait suite aux travaux de Branemarck, et à la connaissance de l'ostéo intégration du titane [100].

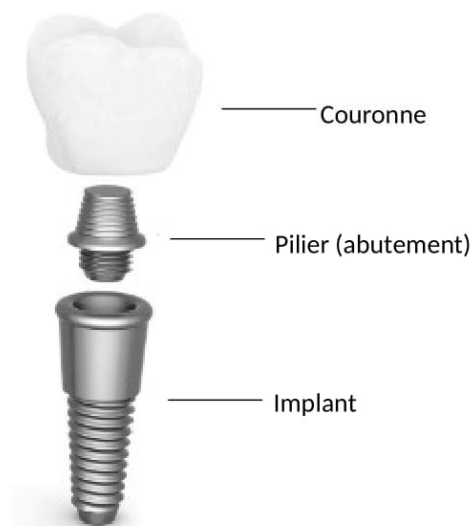
Depuis 40 ans, un grand nombre de techniques implantaires ont vu le jour, pour permettre actuellement des restaurations de plus en plus complexes dans des cas toujours plus difficiles. Grâce à ces années de travail et de progrès, les implants actuellement sur le marché, bien que très nombreux, respectent le cahier des charges in vitro. Toutefois, en pratique clinique, le choix du matériel utilisé et des modalités précises de mise en place est souvent aléatoire. La stabilité dans le temps et la durée de fonction d'un implant dentaire dépendent de nombreux facteurs individuels, et notamment des conditions osseuses locales et générales [100].

Afin de répondre à ces conditions osseuses variées, différents types d'implants dentaires ont été, et sont encore actuellement en cours de développement. Quelles que soient leur forme, leur taille, ou leur état de surface, tous sont en titane, et font l'objet de contrôles rigoureux.

## 2. Caractéristiques des implants dentaires

### 2.1 Définition

L'implant dentaire est défini comme un châssis en matériau biocompatible incorporé dans l'os maxillaire supérieur ou inférieur (mandibulaire), il sert de support à un dispositif prothétique fixe ou amovible. L'ensemble implant prothèse constitue le système implantaire (Figure III.1 et III.2) [101].



**Figure III.1:** Implant dentaire.

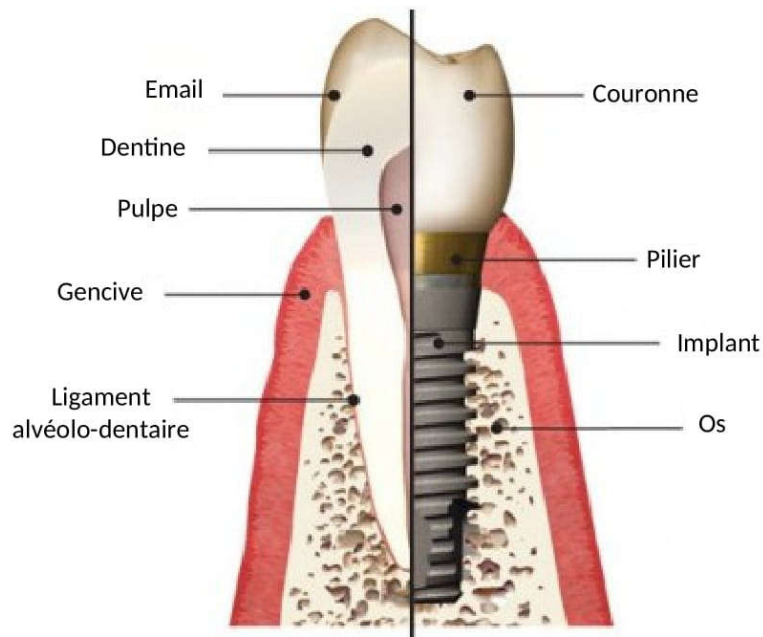


Figure III.2: Prothèse dentaire en coupe.

## 2.2 Matériaux

De nombreux matériaux ont été essayés en tant qu'implant, que ce soit en orthopédie osseuse ou en implantologie orale. Le titane reste le seul biomatériau qui a su prouver sa compatibilité fiable. En effet sa tolérance biologique a été démontrée dès 1951 par Leventhal, puis par Beder et Al. (1956, 1957, 1959), Sur le chien d'abord, puis sur l'homme [102].

Les cultures tissulaires effectuées montrent que les cellules sont parfaitement viables à son contact, et les expérimentations animales ne montrent que rarement des cellules géantes multi nucléés (macrophages) à proximité [103].

La plupart des implants sont en titane commercialement pur, avec une excellente résistance à la corrosion. Il est possible de recouvrir les implants de titane avec de l'hydroxy-apatite ou d'autres biomatériaux tel que les alliages de molybdène ou d'acier. Mais des études dont celles de Bloch et Kent (1995) ont montrées que ces associations donnent un recul clinique moins important avec une augmentation du taux d'échec au bout de cinq ans [104].

## 2.3 Morphologie

Il existe différentes formes d'implants : cylindriques vissés, cylindriques impactés et lames :

- Les lames : elles sont obsolètes, car il n'existe aucun instrument calibrer permettant de préparer commodément leur site osseux receveur (Figure III.3)

- Les cylindriques vissés : ils ont le recul clinique le plus important, leur fonctionnalité sur des décennies, sans complication est bien démontrée. En effet la présence de pas de vis augmente la surface de contact entre l'implant et l'os, elle augmente aussi la stabilité initiale, la résistance aux forces de cisaillements et la distribution des forces dans le tissu osseux (Figure III.4).
- Les cylindriques impactés : ils sont sans spires et présentent un recul Clinique moins important à cause d'une résorption circonférentielle souvent rapportée (Figure III.5) [104].

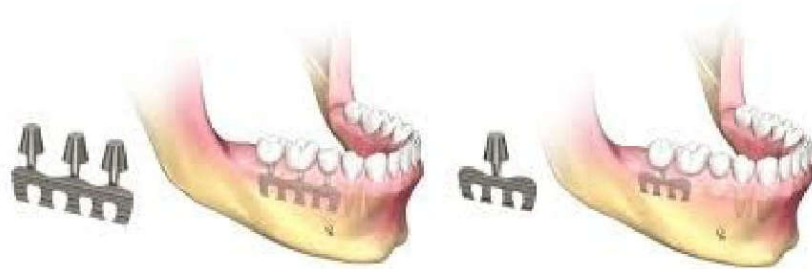


Figure III.3: Lames des implants.



Figure III.4: Exemples d'implants vis cylindriques ou cylindro-conique.



Figure III.5: Exemples d'implants cylindriques à impacter.

## 2.4 Dimensions

Les dimensions des implants sont standardisées et correspondent à des dents naturelles en taille et en morphologie corono-radulaire. Aujourd'hui selon le type de dents à restaurer, notre choix dimensionnel se fera sur le diamètre clinique, puis sur les longueurs disponibles auprès du fabricant [104].

Davarpanah et al suite à une analyse de plusieurs auteurs proposent que, le choix du diamètre d'un implant dépende de la qualité et de la quantité osseuse du site, du type de prothèse envisagée, de l'esthétique et des facteurs biomécaniques.

#### 2.4.1 Implant de petit diamètre $\varnothing \leq 4\text{mm}$

L'implant de petit diamètre est indiqué dans des situations cliniques précises [104, 105] :

- Espace osseux inter-radulaire réduit
- Crête alvéolaire mince
- Diamètre prothétique cervical limité
- Évènement unitaire incisivo-canin.

#### 2.4.2 Implant de gros diamètre $\varnothing \geq 5\text{ mm}$

Il a été développé pour répondre à des situations osseuses et prothétiques particulières [106] :

- Qualité osseuse insuffisante
- Hauteur de crête insuffisante
- Remplacement immédiat d'un implant non ostéointégré
- Remplacement immédiat d'un implant fracturé
- Implantation immédiate après extraction
- Évènement unitaire molaire.

### 2.5 Modèles d'implants cylindriques en vis

Comme expliqué dans la section précédente, les implants dentaires sont des dispositifs de précision disponibles en plusieurs modèles, pour répondre à des besoins spécifiques. Nous avons montré que le modèle le plus courant actuellement est le modèle d'implant cylindrique ou

cylindro-conique qui consiste en une vis de titane ancrée dans la mâchoire où il sert de point d'appui à une couronne sur mesure (Figure III.6).

Ces implants peuvent influencer sensiblement le taux de réussite de part leur composition, leurs caractéristiques de surface ou leur morphologie. C'est pour cette raison que toute implantation dentaire doit s'assurer en premier lieu de se fournir chez un fabricant muni de certifications internationales et qui réponde aux normes de fabrication, de traçabilité, d'étiquetage et de conditionnement [107].



**Figure III.6:** Différents systèmes d'implants cylindriques ou cylindro-coniques [107].

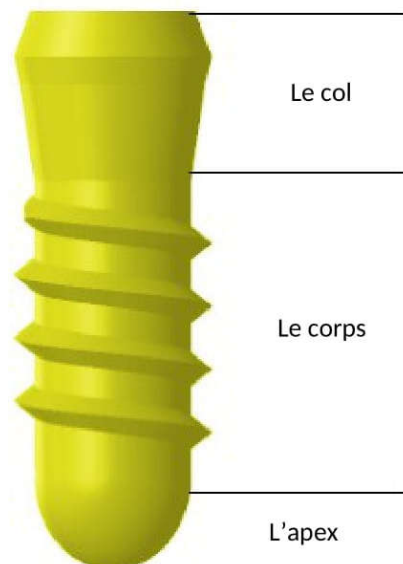
### 2.5.1 Mise en place de l'implant

Cette phase consiste à ouvrir la gencive et à insérer l'implant dans l'os. La gencive est ensuite refermée autour de l'implant laissant dépasser une vis. Une période d'attente permet l'osseointégration, elle varie de 2 à 4 mois. L'os vient coloniser l'implant pour y adhérer fortement. Une prothèse provisoire peut être mise en place pendant cette période. L'implant peut ne pas s'ostéointégrer, il devient mobile et douloureux, il faut impérativement l'enlever. On attendra plusieurs semaines de cicatrisation et on pourra alors reposer un autre implant.

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

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

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales : un col, un corps et un apex, comme le montre la figure ci-dessous (Figure III.7) [107].



**Figure III.7:** Structure d'un implant cylindrique en vis standard [107].

Mentionnons que ce modèle existe dans une grande gamme de morphologies, de diamètres et de tailles. Toutefois, nous nous attacherons plus particulièrement au col et au corps puis étudierons les dimensions. Les spires, le pas de vis et l'apex ne seront pas traités [108].

### 2.5.2 Classification selon le col d'implant

- Col droit : Ayant une forme simple de référence, c'est celui des premiers implants en vis.
- Col évasé : Son diamètre est supérieur à celui du corps de l'implant, il a été créé dans le but d'améliorer la stabilité primaire dans l'os peu dense lors d'une mise en charge immédiate ou après un protocole d'extraction-implantation immédiate [109].
- Col large de type XP: Permettant une augmentation de la base prothétique, ce modèle d'implants est notamment utilisé pour les dents larges (molaires).
- Col intégrant le platform-switching : Ce modèle présente la particularité que la base prothétique possède un diamètre inférieur à celui du col de l'implant.
- Col à micro-spires : Les implants de ce modèle semblent participer à la rétention de l'os en permettant une meilleure répartition des contraintes.

- Col trans-gingival : À la pose, se trouve en position juxta-gingivale. Ce modèle est surtout utilisé lors des protocoles en un temps chirurgical, comme nous le verrons [110].

### 2.5.3 Classification selon le corps d'implant

- Corps cylindrique : Ou vis standard, ce modèle d'implants permet une bonne marge de manoeuvre lors du forage ou du positionnement par exemple dévissage possible si trop enfoui, son immobilisation se fait par ses spires.
- Corps à gradins : Avec une succession de parties coniques de diamètres décroissants, ce modèle est indiqué dans les protocoles d'extraction-implantation immédiate.
- Corps conique : Son diamètre décroît vers l'apex, ce qui lui permet de s'inscrire plus facilement dans des emplacements réduits (crêtes concaves, racines convergentes, ...etc.).

Il permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, ce qui le rend très utilisé par les protocoles d'extraction implantation immédiate. Cependant, dans un os très dense, ce modèle peut générer des complications liées aux compressions. De plus, il ne permet pas une marge de manoeuvre notamment dans le sens coronal-apical [108].

## 3. Principe des implants dentaires

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

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

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

en sécurité car une prothèse dentaire de ce type leur confère en général une impression d'avoir des dents naturelles [110].

#### 4. Différent types d'implants

Il existe pratiquement des solutions implantaires à tout type d'édentation et à tout type de mâchoire. En forme et en volume, les mâchoires peuvent être différentes d'un patient à l'autre, néanmoins un volume osseux minimal est nécessaire pour réaliser une implantologie de qualité. Sinon un « comblement osseux » ou une « greffe osseuse » est parfois nécessaire afin d'obtenir un volume osseux suffisant pour que l'implantologie soit possible [111].

Voilà Comparaison entre quelques différents implants dentaires.

**Tableau III.1:** Comparaison entre quelques différents implants dentaires [111].

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

#### 4.1 Implant juxta-osseux

L'implant juxta-osseux est une grille métallique adaptée parfaitement aux formes et aux contours des maxillaires. Parfois qualifié de sous périoste, ce sont des implants obsolètes qui ne sont plus utilisés [104].

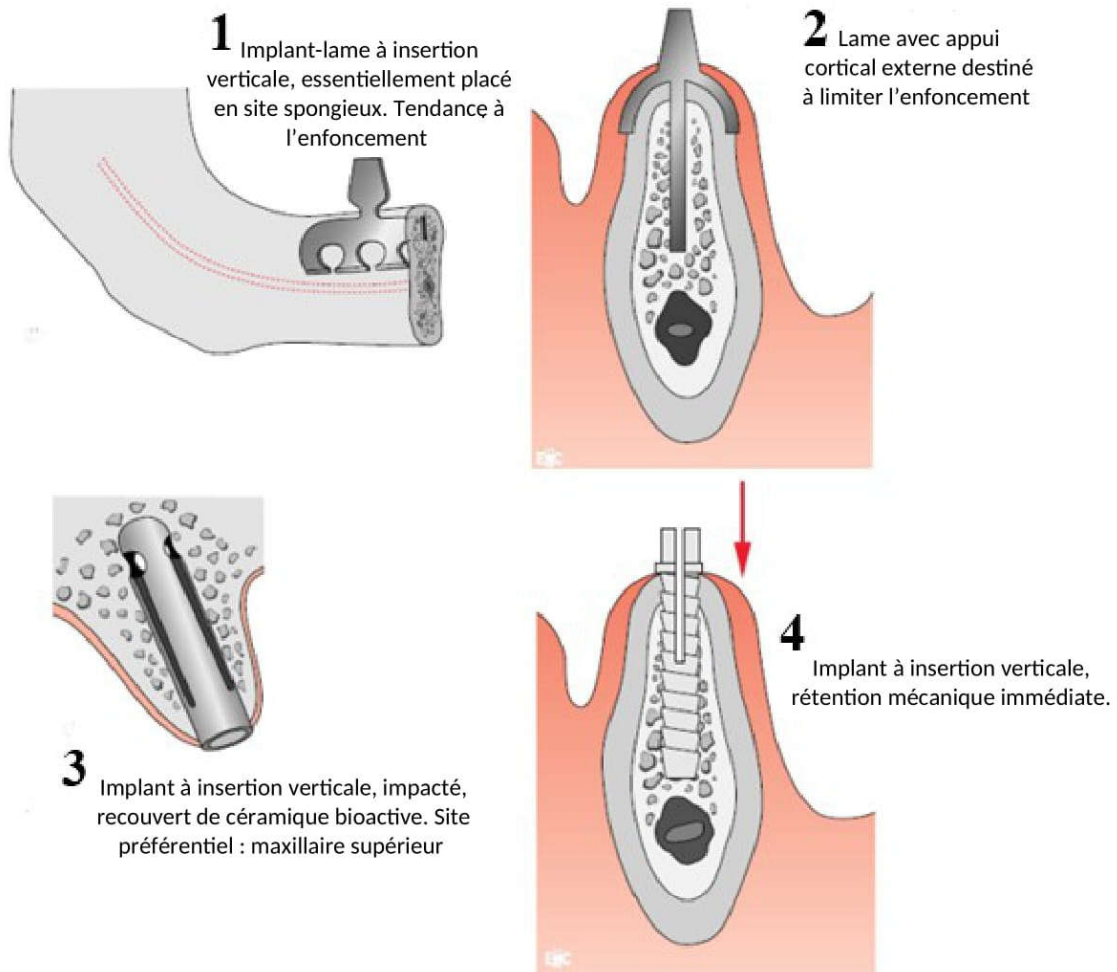
## 4.2 Implant endo-osseux

Les implants endo-osseux sont les plus utilisés aujourd'hui. Trois types d'implants endo-osseux peuvent être définis selon leur mode d'insertion.

### 4.2.1 Implant à insertion verticale

Les implants endo-osseux à insertion verticale sont divisés en trois types [112 - 114] :

- Les implants aiguilles : ils ne sont plus utilisés depuis 1985. On leur reproche leur fragilité et la mauvaise qualité d'agrégation de la structure prothétique [104].
- Les implants lames : ils ne sont plus utilisés à cause de leurs difficultés d'insertion (Figure III.8-1 et III.8-2)
- Les implants cylindriques et cylindro-coniques : ils sont en forme de racine et peuvent être vissés, emmanchés ou impactés. Les implants vis auront des taux de succès supérieurs et une meilleure stabilité primaire grâce aux spires. Ce sont les plus utilisés à l'heure actuelle (Fi III.8-3 et III.8-4).



**Figure III.8:** Différents implants à insertion verticale [114].

#### 4.2.2 Implant à insertion latérale ou Diskimplant

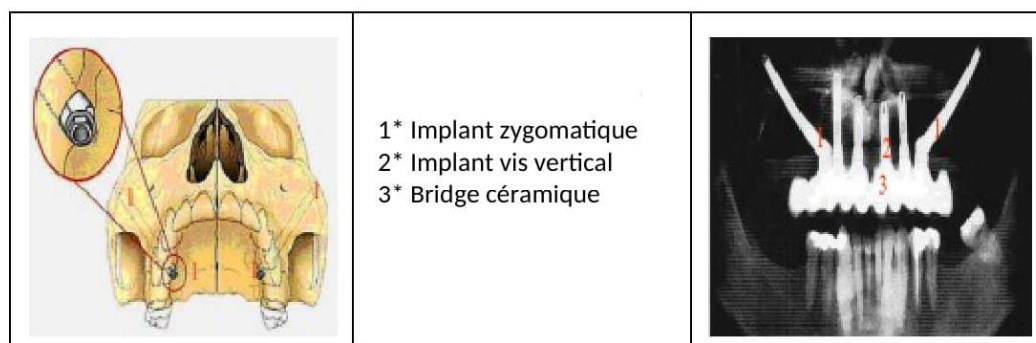
Les Diskimplants ont un profil qui s'oppose à leur désinsertion verticale, grâce à leur appui tricortical dans l'os, ils facilitent la mise en fonction prothétique précoce. L'indication majeure des Diskimplants sont les cas de résorptions osseuses importantes aux maxillaires (Figure III.9) [115].



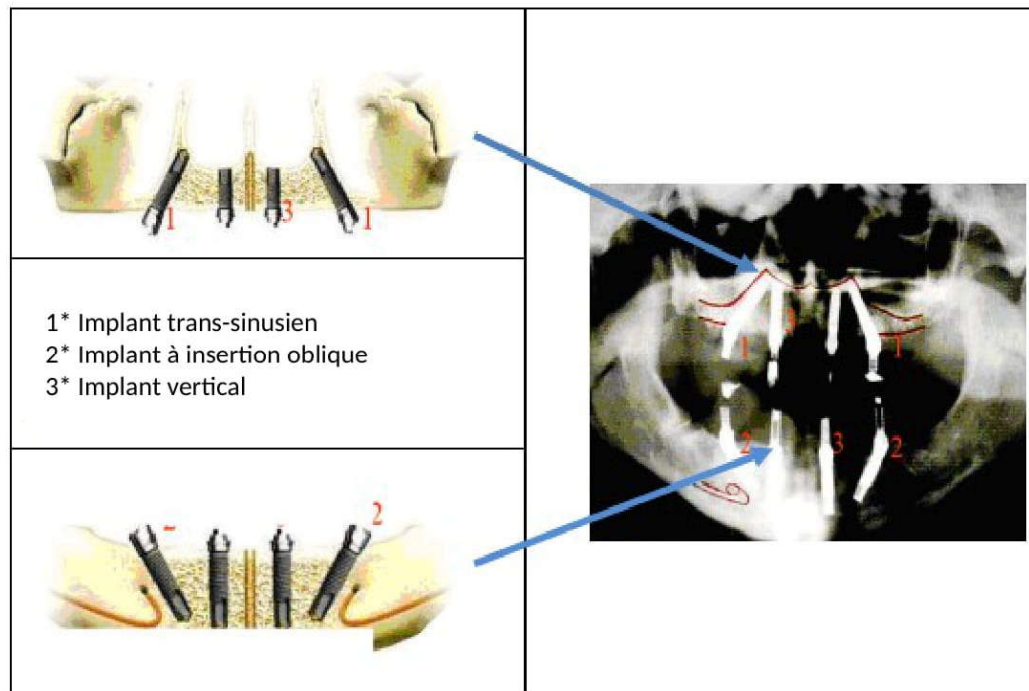
**Figure III.9:** Vue clinique et vue radiologique de Diskimplant [115].

#### 4.2.3 Implant à insertion dite oblique

Ce sont les implants vissés trans-sinusal ptérygoïdien et zygomatique. Ils ont une direction oblique mais l'insertion prothétique est axiale (Figure III.10 et III.11). Ils sont pour certains auteurs une alternative évitant la greffe osseuse et le comblement sinusal. [116, 117]



**Figure III.10:** Schéma et vue radiologique d'implants zygomatiques.



**Figure III.11:** Schémas et vue radiologique d'implants trans-sinusiens maxillaires et d'implants obliques à la mandibule.

### 5. Protocoles et temps thérapeutiques en chirurgie implantaire

Les protocoles de mise en place des implants ont beaucoup évolué depuis ceux de Brånemark et All. dans les années 70. Le but principal de ces protocoles est de réduire le temps thérapeutique global en implantologie orale tout en préservant un taux de succès important [118, 119].

Classiquement, deux protocoles étaient uniquement proposés :

- La technique " suédoise " en deux temps de Brånemark et Al. : encore appelée technique enfouie. Les implants sont placés dans l'os "en nourrice " pendant 3 à 6 mois, avant la mise en place d'une prothèse.
- La technique en un temps " suisse " de Schroöder : les implants sont mis en place dans l'os avec un col implantaire dépassant la gencive. La prothèse est réalisée après un temps de cicatrisation de 3 à 6 mois. Parallèlement à ces protocoles développés par les écoles suédoises et suisses.

Plusieurs études ont été menées pour promouvoir une diminution du temps global de traitement pour des mêmes résultats. A l'heure actuelle il en existe cinq édifiés selon le temps global de traitement, ces protocoles peuvent être résumé par un tableau (Tableau III.2) selon Martinez et Davarpanah [120].

**Tableau III.2:** Différents types de protocoles implantaires selon le temps global de traitement [120].

Protocole	Temps thérapeutique
<b>Deux temps chirurgical</b>	Mandibule 6 mois(*) Maxillaire 8 mois(*)
<b>Un temps chirurgical</b>	Mandibule 5 mois(*) Maxillaire 7 mois(*)
<b>Mise en charge précoce ou rapide</b>	Mandibule 3 mois(*) (**) Maxillaire 3 mois(*) (**)
<b>Mise en charge immédiate ou transitoire</b>	Prothèse provisoire : endentement total 2 à 5 jours, endentement partiel 2 à 4 heures Prothèse définitive : variable selon la période transitoire
<b>Mise en charge immédiate Définitive</b>	Mandibule 1 jour

**Remarque :** (\*) Temps moyen de la réalisation de la prothèse définitive d'un mois.  
(\*\*) Si bon ancrage primaire.

## 6. Résistance de l'implante dentaire

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm<sup>2</sup> qui peuvent s'exercer dans des directions différentes, un implant dentaire ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Des métaux tels que le plomb, le mercure ou l'or utilisés pour d'autres soins dentaire peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire [121].

## 7. Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants Dentaires

Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes, d'une insuffisance cardiaque, des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'implants constitue une bonne solution [122].

Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en

prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène) c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale [122].

Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible (Figure III.12).

Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non-fumeurs.

Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaire [122].

Avant



Après



Figure III.12: Remplacement des dents [122].

### 8. Remplacement d'une dent unitaire

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

dentaire. Avec la couronne sur implants, les dents voisines ne sont pas touchées et l'os sera préservé.

Avantages d'une couronne sur implant [123].

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

## 9. Avantages de l'implant dentaire et l'inconvénient

### 9.1 Avantages

#### 9.1.1 Préservation du capital osseux

La mastication stimulant l'os de la mâchoire, si une ou plusieurs dents viennent à manquer, l'os n'est plus régénéré et se résorbe progressivement. Dans cette situation, les premières étapes de la pose d'implants dentaires facilitent la réalisation préalable d'une greffe osseuse [123].

#### 9.1.2 Sécurité

Le taux de succès de l'intervention est supérieur à 95% après 15 ans. En cas d'échec, la pose d'un autre implant se fera quelques mois plus tard avec le même taux de succès [123].

#### 9.1.3 Confort et esthétique

Les implants dentaires doivent être indolores, sinon le dentiste doit être rapidement consulté. Ces implants dentaires occupent une place comparable à la dentition naturelle et présentent la même apparence [123].

#### 9.1.4 Fonctionnalité

Les difficultés masticatoires consécutives à la perte des dents entraînent une détérioration de la digestion, qui se traduit par une diminution de l'absorption de vitamines, de minéraux, de fibres

alimentaires et de protéines, et par une augmentation de gras et de cholestérol. L'implantologie dentaire peut apporter une solution à ce problème [124].

### 9.1.5 Sensation d'appartenance

L'implant transmet les forces de mastication à l'os comme une racine naturelle. Cette sensation d'appartenance est encore mieux ressentie chez les patients équipés auparavant de prothèse amovible [124].

### 9.1.6 Durée

Un implant dentaire a une durée certes longue mais limitée dépendant de nombreux facteurs.

## 9.2 Inconvénients

Un traitement par implants peut être plus long et plus coûteux que la pose de couronnes ou de bridges sur les dents naturelles, notamment lorsque des interventions.

Préparatoires, telles qu'une reconstruction osseuse, une greffe de muqueuse, etc. sont nécessaires. Le recours à un implant nécessite une intervention chirurgicale, ce qui va toujours de pair avec un certain risque de complications. De plus, si l'hygiène buccale est insuffisante, les implants sont nettement plus sensibles aux infections que les dents naturelles [124].

## Conclusion

La perte d'une ou de plusieurs dents peut avoir des conséquences graves sur la fonction masticatoire et le processus de la régénération osseuse, ce qui peut progressivement entraîner un

vieillesse prématurée du visage. On comprend donc mieux l'importance de remplacer une dent manquante par un implant dentaire, placé dans la mâchoire de façon à ce que l'os puisse se former autour. Une prothèse dentaire peut être alors attachée à l'implant. Cette démarche est devenue actuellement la solution la plus judicieuse pour remplacer des dents manquantes et rétablir ainsi la fonction et l'esthétique.

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

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

## Introduction

Un implant dentaire (également connu sous le nom d'implant ou de fixation endo-osseuse) est un dispositif médicale chirurgical qui s'interface avec l'os de la mâchoire pour soutenir une prothèse dentaire ou un bridge dentaire. Il est utilisé pour remettre en état fonctionnel et esthétique perte ou l'absence congénitale d'un ou plusieurs dents, permettant l'appui d'une prothèse de remplacement par un appui direct dans l'os cortical et spongieux grâce à un processus biologique connu sous le nom : ostéointégration. La fixation de l'implant est d'abord la mise en place de manière à ce qu'il soit susceptible de s'ostéointégrer. Un temps de cicatrisation variable est nécessaire pour l'ostéointégration avant que la prothèse dentaire (une couronne ou un bridge dentaire) ne soit fixée au pilier d'implant. Le matériau le plus fréquemment utilisé est le titane dans sa forme pure, car il permet une meilleure ostéo-intégration, en formant une liaison intime avec l'os [125, 126].

L'implantologie est la branche de la dentisterie consacrée aux implants dentaires. Une branche en plein développement, très bien maîtrisée par les chirurgiens-dentistes spécialisés. Elle traite la perte de dents sans avoir à impliquer aucune des dents perdus. Le taux de réussite de la chirurgie d'implantologie dentaire est de 97% et dépendent d'un bon refroidissement osseux lors de la chirurgie d'implantologie dentaire, de la stérilisation de la zone et de la maîtrise. Tenir en compte de la position de l'implant et l'axe d'enchevêtrement avec les dents correspondantes. L'utilisation d'implants dentaires comme support pour le remplacement des dents manquantes a une histoire longue et multiforme [127 - 128].

La perte de dents après un traumatisme pourrait être liée à des blessures dentaires en fonction de la violence, des accidents de la circulation, de la fracture d'une racine. De multiples études de biomécanique ont prouvé que les implants courts sont aussi efficaces que les implants plus longs. La conception tronconique de l'implant améliore encore sa stabilité primaire, en particulier dans le maxillaire postérieur où la qualité osseuse est généralement médiocre [129 - 130].

L'optimisation et l'évaluation de la stabilité primaire de l'implant tronconique OsseoSpeedTXTM1 est un paramètre fondamental qui participe au succès de l'ostéo-intégration. La prothèse dentaire finale peut être soit fixe ou amovible. La couronne ou le bridge sont fixés au pilier et ce dernier est attaché à l'implant dentaire. Lorsque la prothèse est amovible, un adaptateur correspondant est placé dans la prothèse afin que les deux pièces puissent être fixées ensemble. Les tests biomécaniques se sont également concentrés sur les tentatives de compréhension des facteurs biomécaniques, ce qui permet une plus grande interaction os-implant et implique une

meilleure répartition des contraintes au niveau du site osseux péri-implantaire. De plus, Ils se sont concentrés sur le comportement du visage humain en choc oblique au niveau de l'os frontal. L'échec de la couronne est un problème relativement courant et une analyse numérique de la prothèse dentaire est nécessaire [131 - 135].

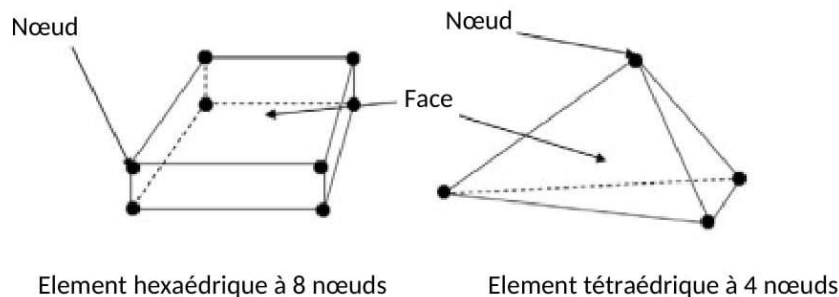
## 1. Modélisation et simulation

### 1.1 Modélisation par des éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) connaît, depuis 1970 environ, une extension fantastique, qui va de pair avec le développement et l'accroissement de puissance des ordinateurs. Elle est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis 1997.

En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images en 2D (Histomorphométrie) ou en 3D (par tomographie, micro tomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation *in vitro* de l'os, la modélisation par éléments finis permet d'analyser les comportements mécaniques de tissu osseux sous des charges induites par des implants.

Cette méthode permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses. Les grandeurs mécaniques (déplacements, déformations, contraintes, ...etc) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en tous points de la structure. L'échantillon d'étude devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous-ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés « nœuds ». Les éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches constituant les éléments, comme le montre la figure IV.1, formant ainsi le maillage de la structure initiale. Il existe plusieurs types d'éléments pour les systèmes de modélisation en 3D : l'élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds et l'élément tétraédrique à 4 nœuds par exemple [136].

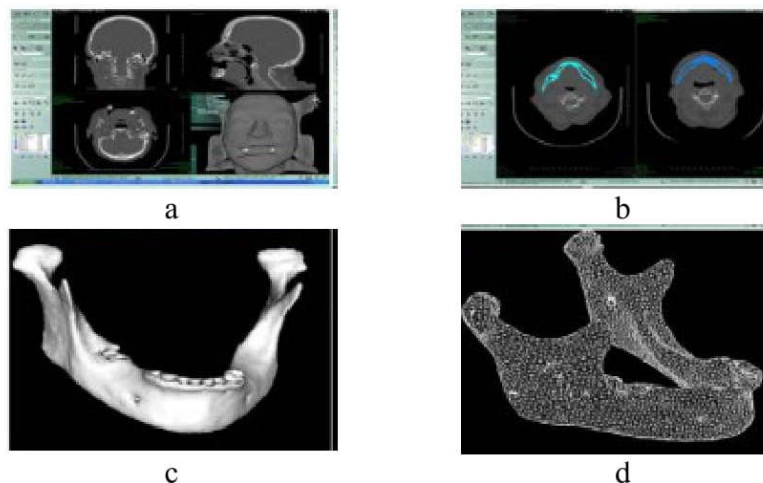


**Figure IV.1:** Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la modélisation numérique (MEF) [136].

La solution exacte d'un problème modèle et son approximation par éléments finis, et ce uniquement en fonction de quantités accessibles au calcul, c'est-à-dire la solution approchée. Les fonctions d'interpolations des espaces d'éléments finis sont purement locales. Plus le nombre de degrés de liberté de l'élément augmente et plus la solution numérique doit se rapprocher, même localement, de la solution cherchée si le modèle est approprié.

L'équilibre global de la structure dentaire soumise à un chargement donné en tenant compte des conditions aux limites qui lui sont imposées et en sommant les contributions des différents éléments. Le problème discret est équivalent à chercher la solution du système linéaire pour évaluer uniquement les valeurs nodales.

Dans le domaine médical, pour l'étude par éléments finis de biomatériaux, la géométrie de la structure de l'os est réalisée à partir d'images radiologiques (Scanner, IRM) à l'aide d'un logiciel de segmentation manuelle ou automatique en 3D, puis exportée vers le logiciel d'éléments finis où il sera effectué le maillage [137]. Le maillage peut être constitué d'une grande quantité d'éléments, ce qui améliore la précision de la simulation mais un maillage trop fin conduit à des temps de calculs extrêmement longs et nécessite des ressources informatiques, il faut donc trouver un compromis entre coût du calcul et précision des résultats (Fig.IV.2)



**Figure IV.2:** Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire [137].

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

Les principaux logiciels d'analyse par éléments finis de biomatériaux sont ABAQUS, ANSYS, COSMOS, MSC PATRAN, ...etc. Ce sont des logiciels éléments finis généralistes qui traitent

d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs auteurs pour la modélisation biomécanique.

## 1.2 Présentation du logiciel de calcul « ABAQUS »

La méthode des éléments finis est un moyen d'étude très utilisé actuellement consistant à calculer, après division d'un système en éléments, les variables inconnues pour transformer les équations aux dérivées partielles en équations algébriques. Ces équations peuvent modéliser, moyennant des hypothèses simplificatrices, les problèmes de la mécanique des solides.

ABAQUS, développé par Hibbit, Karlsson & Sorensen (HKS) depuis 30 ans est le début de la théorie des éléments finis, a été amélioré au fur et à mesure pour intégrer toutes les nouveautés de la théorie et des besoins de l'entreprise, jusqu'à ce qu'elle soit rachetée par Dassault industries en Octobre de l'année 2005. ABAQUS est avant tout un logiciel de simulation par éléments finis de problèmes très variés en mécanique. Il est connu et répandu, en particulier pour ses traitements performants de problèmes non linéaires. Le cœur du logiciel est donc ce qu'on pourrait appeler son

"moteur de calcul". A partir d'un fichier de données (caractérisé par le suffixe .inp), qui décrit l'ensemble du problème mécanique, le logiciel analyse les données, effectue les simulations demandées et fournit les résultats dans un fichier (.odb). Deux tâches restent à accomplir: a) générer le fichier de données, b) : exploiter les résultats contenus dans le fichier .odb (ou post traitement).

La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, etc...., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré traitement et le post traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. Abaqus propose le module Abaqus CAE, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation [138, 139].

## 2. Modèle géométrique

### 2.1 Os mandibulaire

Cette étude s'inscrit dans ce contexte et vise à analyser le comportement biomécanique de la prothèse dentaire sous l'effet d'un choc mécanique rapide et à évaluer la résistance aux chocs des organes vivants. Par conséquent, cette analyse permet de prédire le comportement des tissus entourant l'implant aux chocs mécaniques. Pour ce faire, l'os a été modélisé comme un noyau

spongieux entouré d'une couche corticale de 2 mm. La largeur et la hauteur du modèle d'os cortical étaient respectivement de 15,8 mm et 23,5 mm (Fig. IV.3)

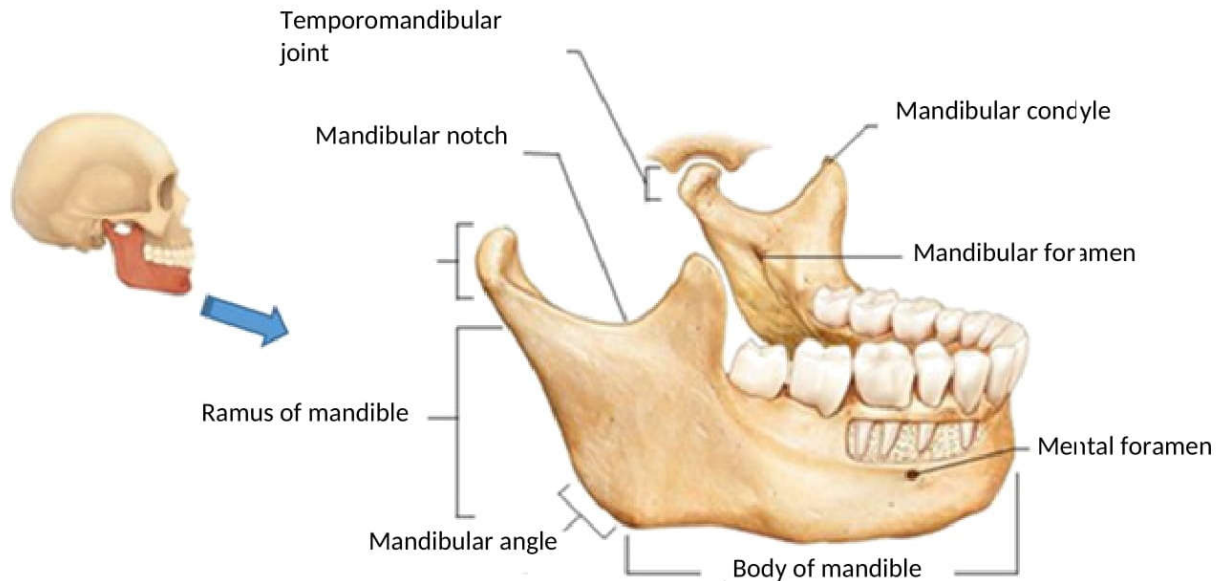
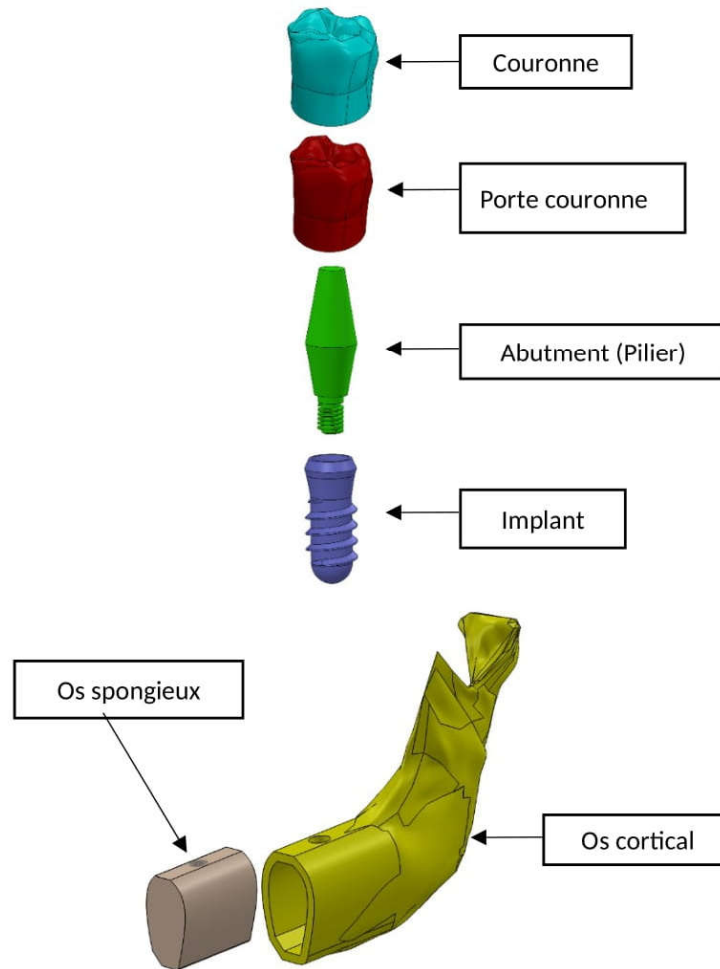


Figure IV.3: Os mandibulaire.

## 2.2 Implant dentaire

La géométrie de l'implant solide se présente sous forme de vis cylindrique de longueur 14 mm et de diamètre 4,1 mm. Le pilier de forme conique est ajusté à l'implant. Les dimensions du pilier sont : longueur  $l = 7,2$  mm, diamètre intérieur  $d_1 = 2,6$  mm et diamètre extérieur  $d_2 = 3,6$  mm. La couronne et la porte couronne ont été conçus en Rhinoceros 3D et SolidWorks 3D avec une inclinaison de  $5^\circ$  dans le sens bucco-lingual. Le modèle complet composé d'une couronne, d'une porte couronne, d'un pilier, d'un implant, d'un os cortical et spongieux (Fig. IV.4), a été assemblé à l'aide du logiciel Solidworks 2016, puis exporté vers le programme Abaqus 6.13 (Fig. IV.5).



**Figure IV.4:** Composantes de la prothèse dentaire.

### 2.3 Contact par MEF

L'interaction entre l'os et l'implant lors de la simulation du processus d'implantation est complexe et nécessite la définition des conditions de contact. Dans la présente étude, le contact est défini dans le logiciel Abaqus en utilisant surface-surface car on obtient une meilleure précision de calcul que celle du nœud-surface. De plus, les propriétés d'interaction de contact doivent également être définies pour la paire de contacts. Les interfaces os / implant étaient supposées ostéointégrées à 100% (Fig. IV.5). Pour réaliser des modèles numériques reproduisant les phénomènes réels avec un maximum de précision, il est très important d'avoir une bonne connaissance des conditions de l'expérience telles que l'anatomie, les conditions de chargement et les propriétés des matériaux. De plus, le mécanisme de remodelage osseux étant un phénomène évolutif lié à l'activité cellulaire [140].

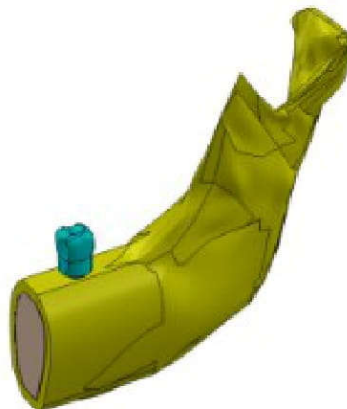


Figure IV.5: Modèle assemblé.

### 3. Propriétés des matériaux

Les propriétés des matériaux affectent de manière significative le succès et l'échec des implants et leurs effets sur les tissus entourant les implants. L'os de la mâchoire se compose de deux matériaux, un "os cortical" dur avec un module de young 10 fois plus grand que celui du matériau mou "os spongieux".

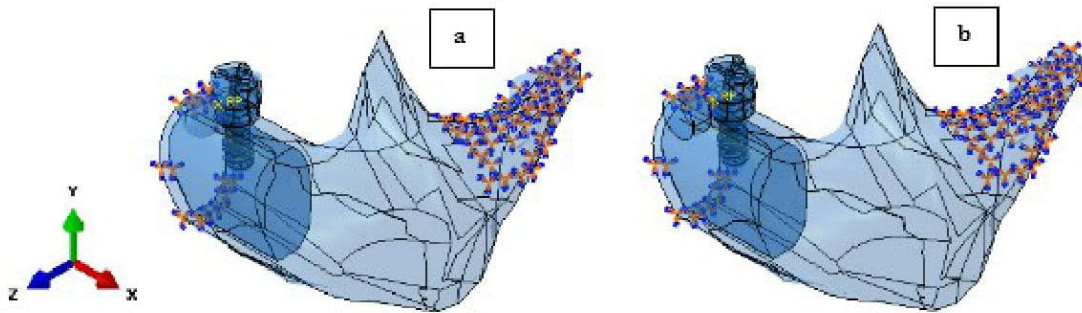
Le tableau IV.1 regroupe les caractéristiques mécaniques et physiques des différents matériaux utilisés dans la prothèse dentaire.

**Table IV.1:** Propriétés mécaniques des différentes pièces utilisées dans la prothèse dentaire [141 - 144].

Composant	Matériaux	Module de Young E [GPa]	Coefficient de Poisson $\nu$	Densité $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	Limite élastique Re [Mpa]
Couronne	Feldspathic porcelain	82.8	0.35	5680	500
Framework	Alliage Cobalt-chrome	218	0.33	1200	720
Abutment	Ti-6Al-4V	110	0.3	4510	800
Implant	Ti-6Al-4V	110	0.3	4510	800
Cortical	Os	14.7	0.3	1740	130
Spongieux	Os	1.37	0.3	800	5

### 4. Conditions aux limites

La figure IV.6 montre les conditions aux limites du système de prothèse dentaire analysé. Par conséquent, l'os cortical est supposé être noyé sans déplacement ni rotation selon les trois axes et l'impacteur a un seul déplacement selon l'axe z.

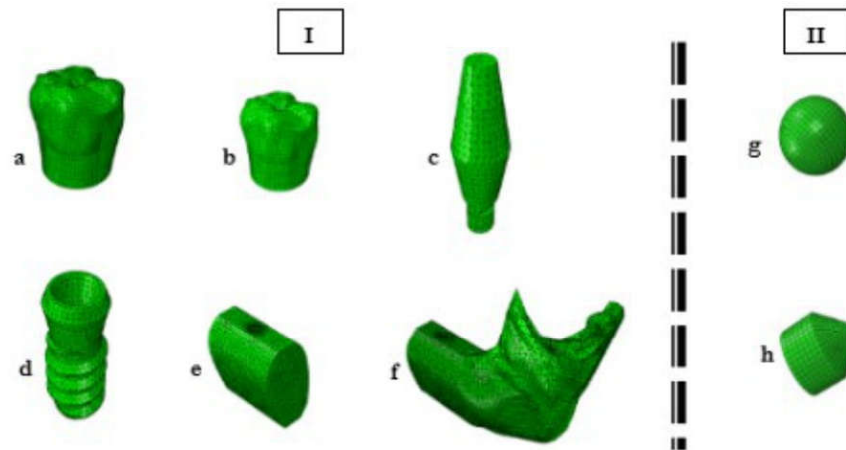


**Figure IV.6:** Conditions aux limites de la prothèse dentaire (a) Impacteur sphérique; (b) Impacteur conique.

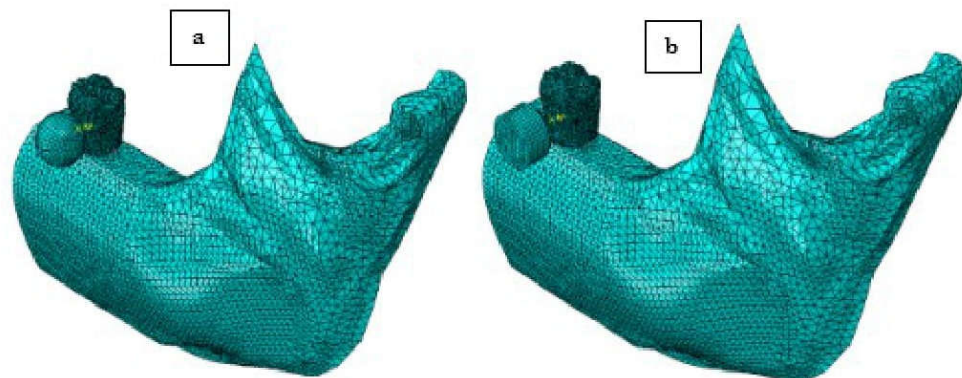
Dans cette partie du travail, il est nécessaire d'analyser l'effet de la vitesse et de la forme de l'impacteur sur le comportement mécanique de la prothèse dentaire exposée à des chocs mécaniques rapides (Fig. IV.6). Le but est d'analyser l'amplitude et la distribution des contraintes induites dans la cible. Pour ce faire, un impacteur ayant une vitesse et une forme géométrique spéciale, est éjecté avec une masse de 8g sur la prothèse dentaire.

## 5. Maillage par MEF

Le maillage des composants de la prothèse dentaire est simpliste et se compose d'éléments tétraèdres linéaires à quatre nœuds (Fig. IV.7 et Fig. IV.8). Étant donné que l'interface os / implant subit les plus grandes déformations sous charge, il est nécessaire de mailler cette frontière en petits éléments. Les méthodes numériques de calculs, en particulier celle des éléments finis est bien adaptée à ces problèmes. Parmi les avantages qu'elle présente on peut citer la possibilité d'analyser des géométries très complexes avec une variété de chargements et des conditions d'appuis complexes pour n'importe quelle loi de comportement. Cette méthode est basée sur une discrétisation d'un domaine continu en sous-domaines de formes géométriques simples que l'on appelle éléments finis interconnectés en des points appelés nœuds.



**Figure IV.7:** Maillage des différentes parties: (I) Composants de la prothèse dentaire; (II) Forme de l'impacteur.



**Figure IV.8:** Maillage de la prothèse dentaire: (a) Impacteur sphérique; (b) Impacteur conique.

Le nombre d'éléments et de nœuds utilisés dans cette étude est donné dans le tableau IV.2

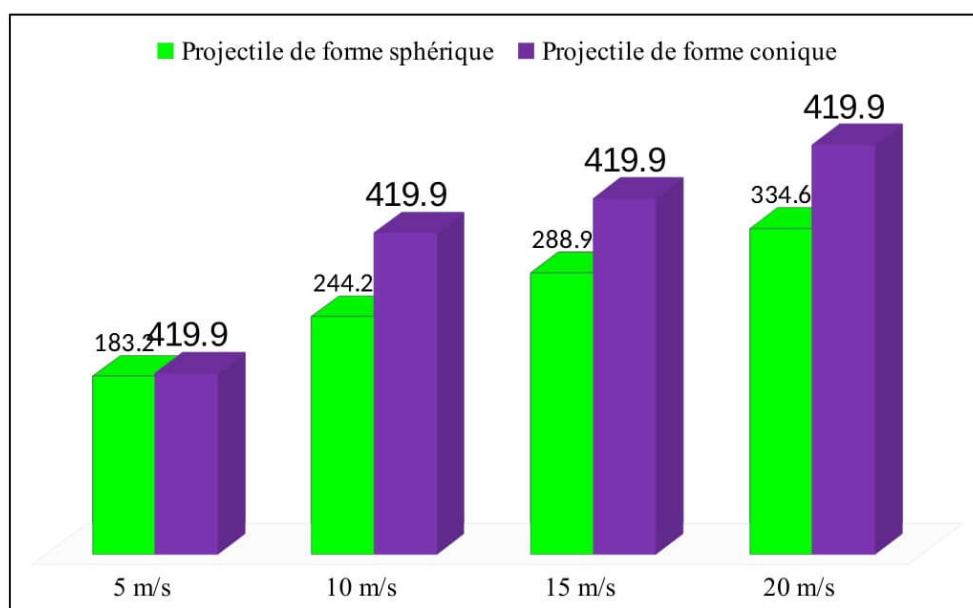
**Table IV.2:** Nombre d'éléments et des nœuds pour chaque élément de la structure.

Eléments	Nombre de nœuds	Nombre d'éléments
Couronne	97407	67388
Framework	56077	33572
Abutment	30941	20492
Implant	26934	16147
Os spongieux	62037	43304
OS cortical	98678	65546
Impacteur sphérique	742	749
Impacteur conique	857	862

## 6. Résultat

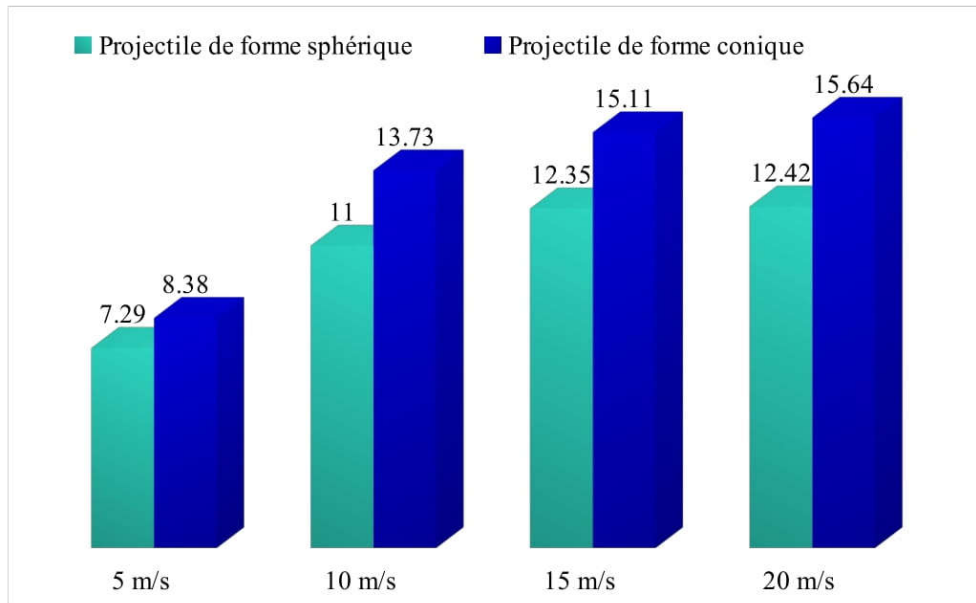
### 6.1 Effet de la forme géométrique de l'impacteur et de sa vitesse sur les contraintes maximales

Dans cette partie de travail une analyse de l'effet de la forme géométrique du projectile et de sa vitesse sur le comportement mécanique de la structure dentaire. Ce comportement est analysé en termes du niveau des contraintes induites dans l'implant et l'os (le maillon le plus faible dans cette structure) où le contact est intime. A cet effet, un projectile de masse constante de 8 g est éjecté à différentes vitesses sur la couronne (Fig. IV.9, IV.10 et IV.11)



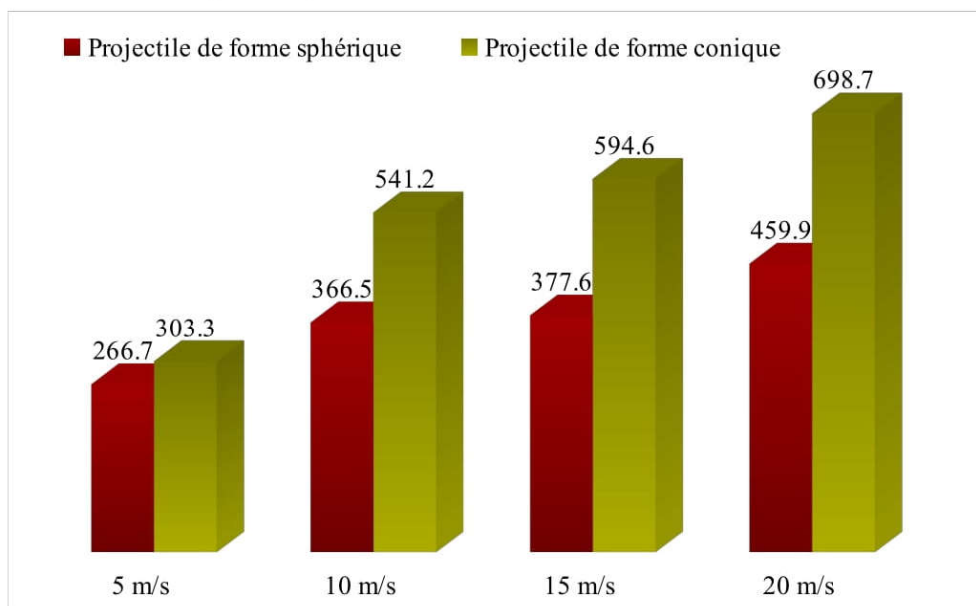
**Figure IV.9:** Contrainte maximale de von Mises dans l'os cortical en fonction de la vitesse de deux types d'impacteurs

La figure IV.9 représente l'intensité de la contrainte maximale de von Mises créée dans l'os cortical en fonction de la vitesse d'impact du projectile. Cette figure montre clairement que les contraintes sont maximales au niveau des régions des contacts cols implants-mandibule, cette concentration est dûe principalement à la réaction de la mandibule aux efforts appliqués sur les prothèses. Les résultats montrent que quel que soit la forme du projectile, le niveau de ces contraintes est d'autant plus élevé que la vitesse du projectile est importante. Un projectile de forme conique éjecté avec une grande vitesse engendre dans l'os cortical des contraintes intenses (Fig. IV.9). Ce risque est d'autant plus improbable que la vitesse du projectile est faible. Ce comportement permettra donc la prédiction de la vitesse du projectile pouvant endommager la structure dentaire.



**Figure IV.10:** Contrainte maximale de von Mises dans l'os spongieux en fonction de la vitesse de deux types d'impacteurs.

La figure IV.10 illustre l'intensité de la contrainte maximale équivalente de von Mises dans l'os spongieux en fonction de la vitesse d'impact du projectile pour deux types d'impacteurs. Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments confirment ceux déterminés précédemment pour l'os compact (Fig. IV.9). En effet, les contraintes sont plus significatives dans l'os trabéculaire lorsqu'il s'agit d'un projectile de forme géométrique conique. Cette figure montre qu'un projectile de forme géométrique sphérique induit dans l'os trabéculaire des contraintes de faible intensité. Un impacteur éjecté avec une grande vitesse engendre dans l'os spongieux des contraintes plus intenses (Fig. IV.10).



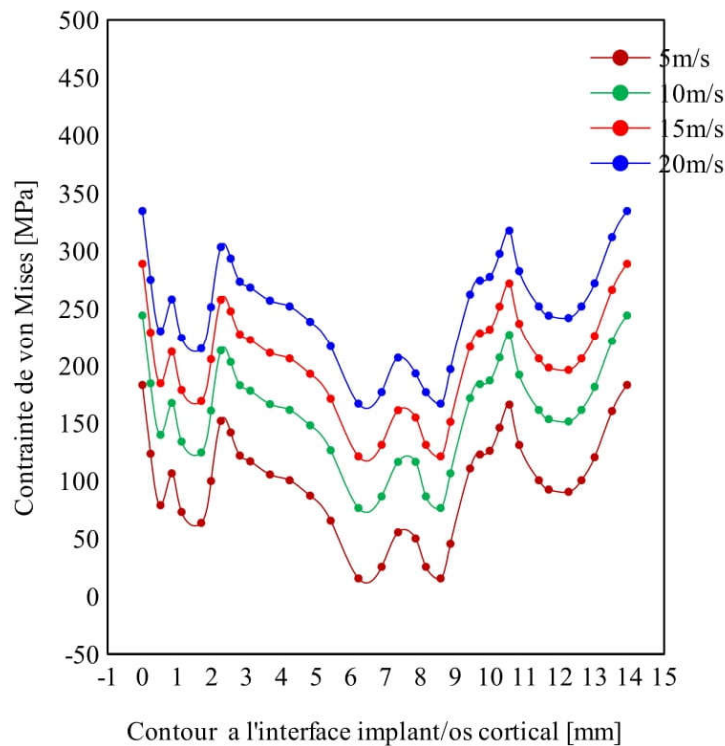
**Figure IV.11:** Contrainte maximale de von Mises dans l'implant en fonction de la vitesse des deux types d'impacteurs.

La figure IV.11 illustre le niveau de la contrainte maximale de von Mises résultant du choc de l'implant en fonction de la vitesse d'impact du projectile. Les contraintes les plus élevées sont enregistrées dans la partie proximale au niveau du contact intime implant/os cortical. Loin de cette zone, les contraintes équivalentes de von Mises sont d'une intensité plus faible. Le niveau des contraintes dans cette zone de l'os est d'autant plus élevé que la vitesse du projectile est importante. La partie supérieure et centrale de ce constituant est faiblement sollicitée. Le projectile de forme conique conduit à des contraintes plus élevées que celles engendrées par le projectile de forme sphérique.

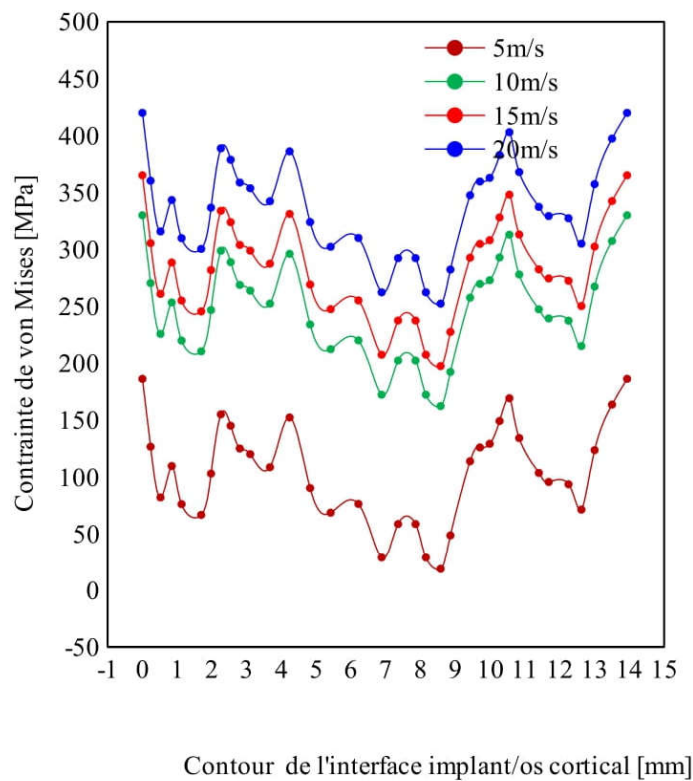
Les résultats obtenus dans cette première partie montrent que la vitesse et la forme du projectile sont deux paramètres physiques déterminants qui influent sur la prédiction du comportement de la structure dentaire soumise aux chocs mécaniques. Des vitesses à amplitude élevée peuvent engendrer des endommagements par rupture. Les projectiles de forme conique sont très dangereux et présentent un risque pour la stabilité de la structure dentaire.

### **6.2 Distribution de la contrainte interfaciale os-implant**

Pour le développement cette étude nous avons analysé le comportement de la contrainte équivalente de von Mises dans les deux constituants de la prothèse dentaire (os, implant) sous l'effet d'un projectile de masse constante de 8 g éjecté à différentes vitesses qui vient heurter la face latérale de la couronne. La distribution de la contrainte équivalente résultant de cette analyse est représentée sur les figures IV.12- IV.17.

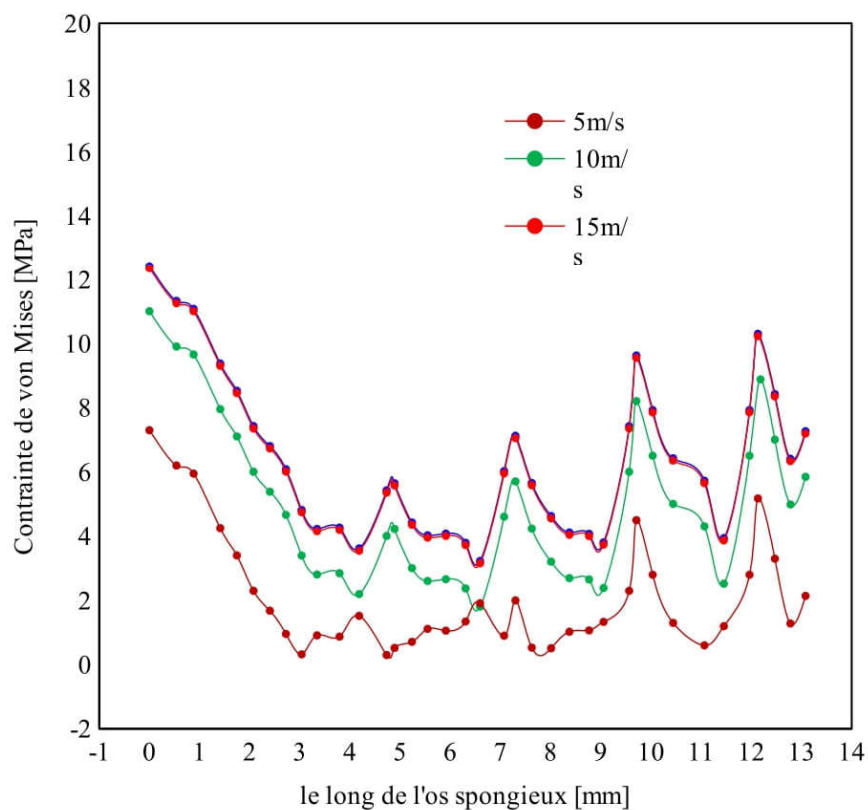


**Figure IV.12:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long du contour pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.

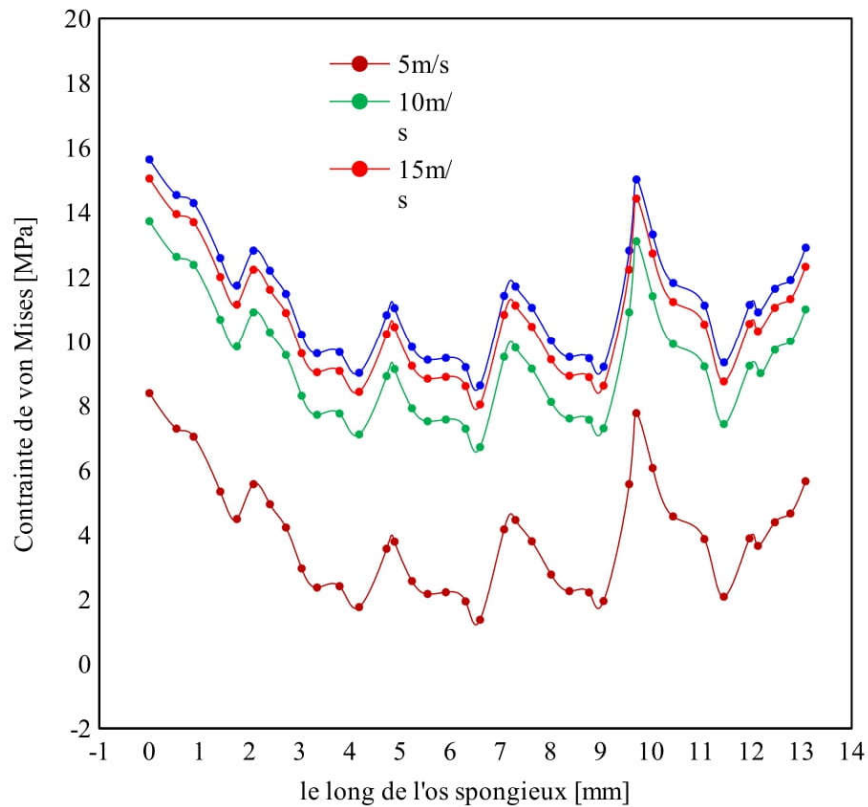


**Figure IV.13:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long du contour pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.

Les figures IV.12 et IV.13 représentent les courbes des contraintes suivant le contour de contact implant/os au niveau de la zone cervicale induites sous l'effet d'un choc mécanique par un impacteur conique à différentes vitesses. Ces deux figures montrent que quelle que soit la forme du projectile (sphérique ou conique), la contrainte de von Mises la plus importante est localisée sur la partie supérieure de cet organe, partie de fort contact avec l'implant lors de la collision entre les deux constituants de cette structure. Le niveau de ces contraintes dans la zone cervicale de l'os cortical est d'autant plus élevé que la vitesse de l'impacteur est importante. Les autres parties de ce constituant sont faiblement sollicitées (Fig. IV.12). Cette contrainte est d'autant plus fortement concentrée dans cette zone de ce tissu vivant lorsque la structure dentaire est soumise à un impact avec un projectile de forme conique. Cependant, le projectile de forme sphérique conduit à des contraintes de von Mises moins intense à celles résultant d'un impacteur de forme conique.



**Figure IV.14:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os spongieux le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.



**Figure IV.15:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os spongieux le long du contour interfacial os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.

Un comportement quasiment semblable à celui de l'os cortical est observé dans l'os spongieux avec un niveau de contrainte relativement faible. Dans ce cas, les contraintes équivalentes sont fortement concentrées sur les parties inférieures de ce composant.

Les deux figures IV.14 et IV.15 montrent que les contraintes les plus intenses sont situées sur la partie distale de cet élément, partie de contact avec l'os spongieux et ceci quel que soit la forme du projectile éjecté. Loin de cette zone, les contraintes ont tendance à disparaître. Cependant, les contraintes engendrées par un projectile de forme conique sont environ deux fois plus intenses que celles résultant par un projectile de forme sphérique. De telles contraintes peuvent ne pas être supportées par le patient et peuvent être la source de douleur. Elles peuvent être fatales pour le tissu osseux et conduisant à son endommagement par rupture.

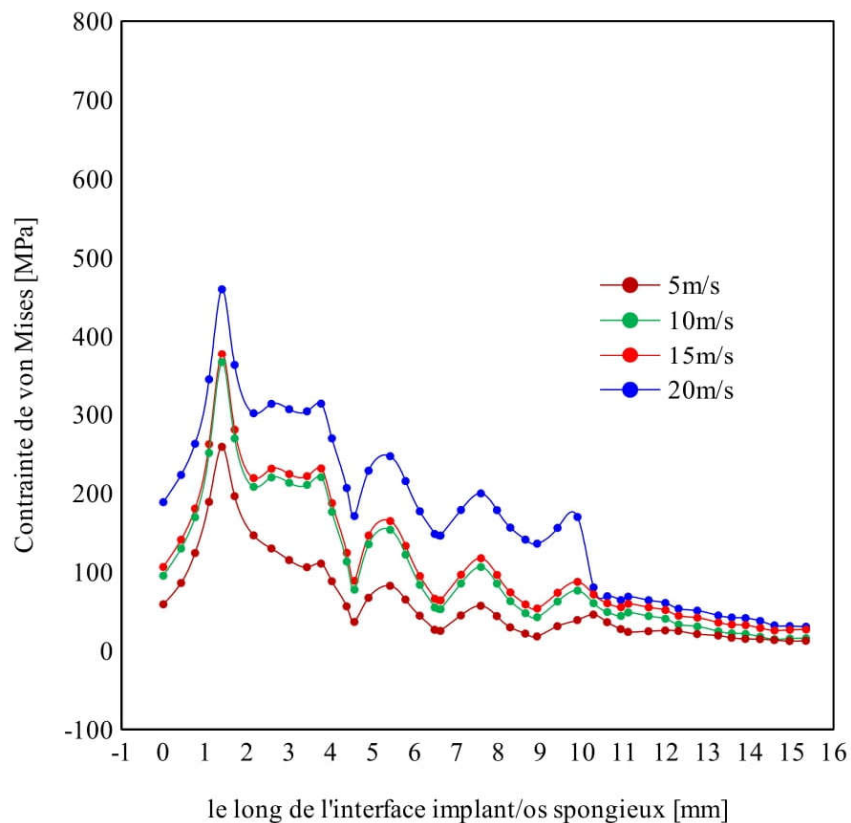


Figure IV.16: Variation de la contrainte équivalente dans l'implant le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme sphérique.

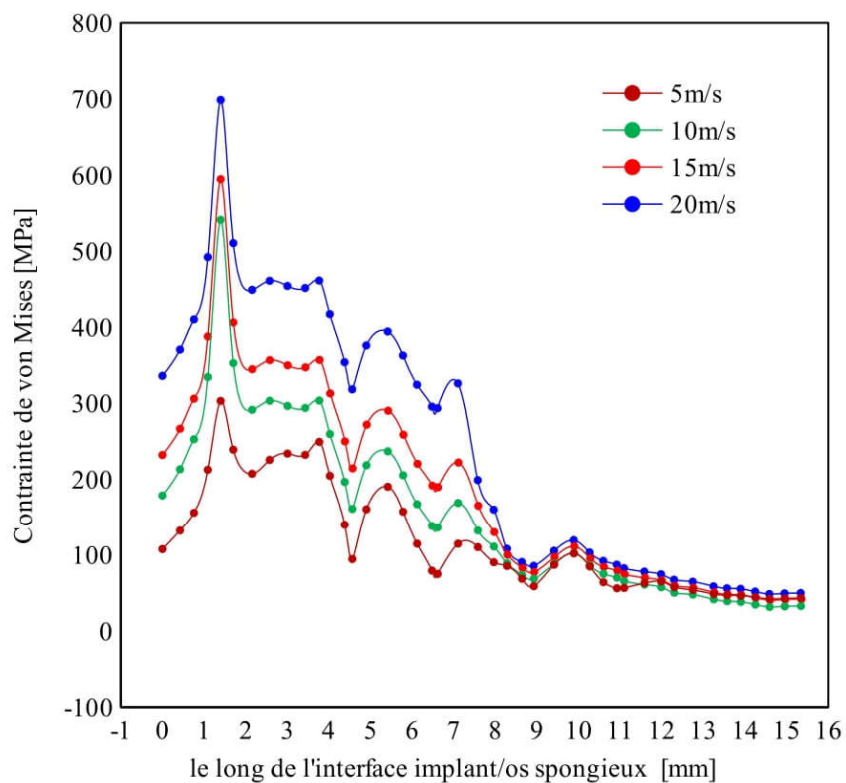


Figure IV.17: Variation de la contrainte équivalente dans l'implant le long de l'interface os/implant pour différentes vitesses d'un impacteur de forme conique.

Les figures IV.16 et IV.17 représentent la variation de la contrainte équivalente de von Mises le long de l'implant sous l'effet d'un choc mécanique de deux impacteurs (sphérique et conique) avec différentes vitesses. Les contraintes ont été déterminées du haut vers le bas de l'implant (Fig. IV.17). Ces figures montrent que les contraintes les plus intenses sont situées sur la partie supérieure de cet élément, partie de contact avec l'os cortical et ceci quel que soit la forme géométrique du projectile. Loin de cette partie de l'implant, les contraintes sont moins intenses et au-delà d'une certaine distance elles sont quasiment nulles pour les quatre vitesses. Cependant, les contraintes engendrées par un projectile de forme conique sont environ deux fois plus grande que celles résultant par un projectile de forme sphérique. Le niveau des contraintes dans l'implant augmente avec l'accroissement de la vitesse du projectile. Il a été noté que dans la partie médiane de l'implant, le projectile de forme conique (aigüe) engendre dans ce composant de la structure dentaire des contraintes équivalentes de von Mises légèrement plus élevées que celui du projectile de forme sphérique.

### Conclusion

Les résultats obtenus dans ce travail montrent que :

- Un projectile de forme conique induit dans l'os et l'implant des contraintes équivalentes de von Mises plus importantes que celles engendrées par un projectile de forme sphérique.
- Le niveau de ce contrainte est d'autant plus marqué que la vitesse de projectile est plus importante.
- La vitesse et la forme du projectile sont deux paramètres physiques essentiels et déterminants pour la prédiction du comportement de la structure dentaire aux chocs mécaniques.
- Les zones de contact entre l'os et l'implant est le siège de forte concentration de contrainte équivalente.
- L'os spongieux est le maillon le plus faible de la structure dentaire, est fortement sollicité dans sa partie inférieure, partie en contact avec l'implant. Sa partie centrale est la plus faiblement sollicitée.
- Un implant conçu en matériau résistant peut aisément supporter le niveau de ces contraintes contrairement à l'os qui est un matériau vivant possédant de faibles propriétés mécaniques de résistance.
- Les projectiles de forme géométrique conique sont très dangereux et présentent un risque pour la stabilité de la structure dentaire.



## Introduction

Les implants dentaires font partie des dispositifs médicaux. La plupart des implants dentaires utilisés aujourd'hui sont fabriqués en titane ou en alliage de titane avec une surface modifiée, et sont insérés dans l'os des maxillaires pour faire office de « racine artificielle » et qui émergent de la gencive et supporteront une dent ou un élément prothétique. Les auteurs d'une revue de littérature concluent que le titane est le seul matériau qui présente une biocompatibilité avec les tissus mous et les autres matériaux sont moins biocompatibles. Ils servent à soutenir et/ou stabiliser différents types de prothèses dentaires fixes ou amovibles destinées à remplacer des dents manquantes, allant de la prothèse unitaire au bridge complet. La liaison implant-prothèse demeure un facteur déterminant de la durée de vie des traitements prothétiques sur l'implant [145, 146].

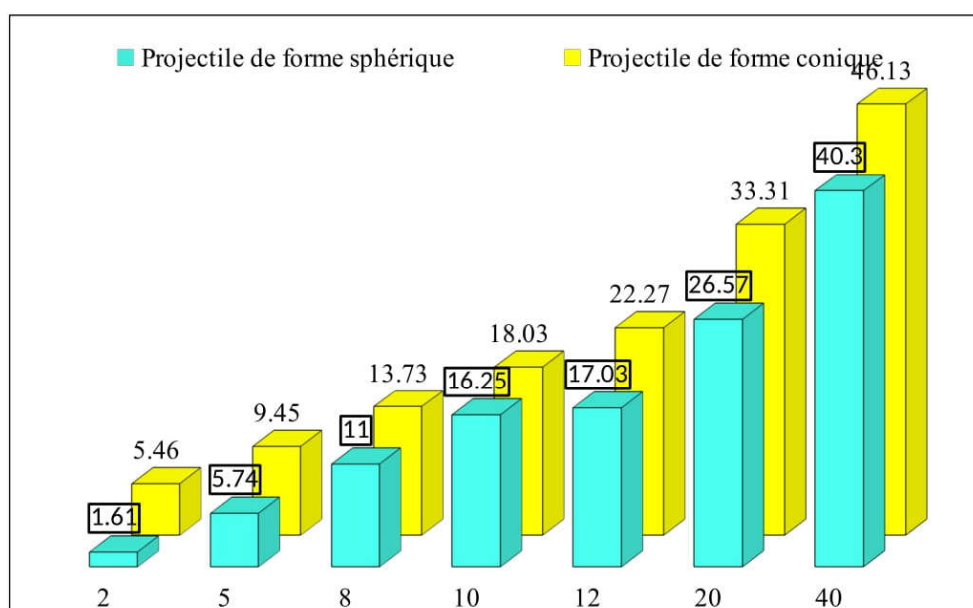
La perte de dents est très courante et peut survenir à la suite d'une maladie ; par conséquent, l'utilisation d'implants dentaires pour soutenir le remplacement des dents manquantes a une longue histoire à multiples facettes. La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les simulations : contraintes, en tout point de la structure [147 - 149].

La recherche scientifique a montré que les couronnes en composite et surtout en résine acrylique étaient plus capables d'absorber les chocs des forces occlusales que les couronnes en zircone, en céramique ou en alliage d'or et les agressions peuvent être considérées comme un contact physique violent et intentionnel avec une autre personne sans son consentement, on dit que l'agression physique se produit lorsqu'un individu ou un groupe provoque et attaque physiquement une personne avec ou sans l'utilisation d'une arme, comme le visage est une cible courante dans l'agression physique, les fournisseurs de soins dentaires jouent un rôle central dans l'identification, l'évaluation et la réponse aux blessures d'agression. Pour cela, il a été proposé d'autres méthodes numériques et expérimentales par les chercheurs au cours des dernières années pour étudier l'impact de la tête humaine et d'autres organes et plusieurs modèles numériques de la tête masculine ont été développés par les chercheurs [150 - 152].

## 1. Résultat

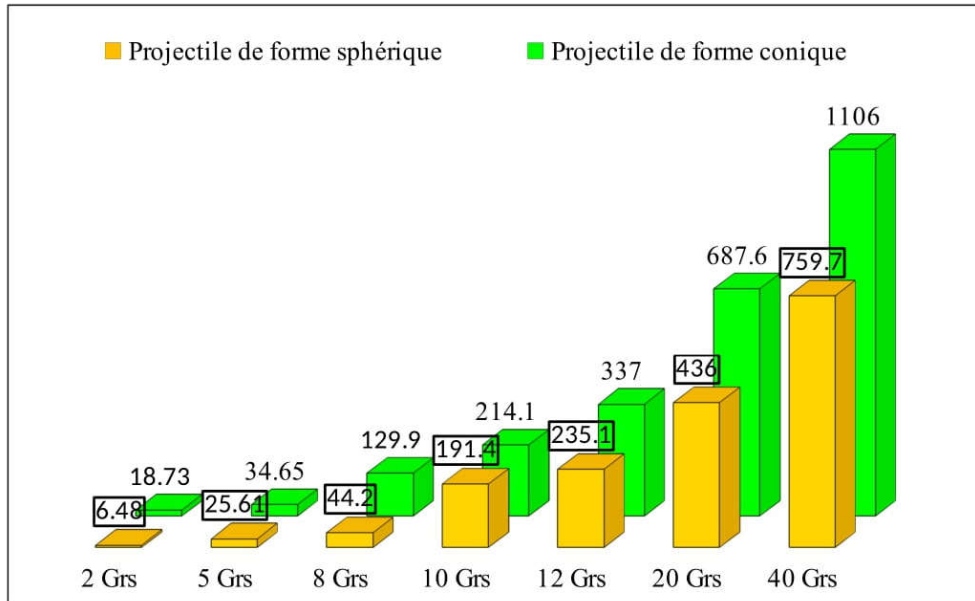
### 1.1 Effet de la masse et de la forme de projectile

Dans cette partie de travail, une étude de l'effet de la forme et de la masse du projectile sur le comportement de la structure dentaire soumise aux chocs mécaniques, a été réalisée. Ce comportement est analysé en termes de distribution et du niveau des contraintes dans les éléments de la structure dentaire. Pour ce faire, un projectile de masse variable est éjecté avec une vitesse de 10 m/s sur la couronne.



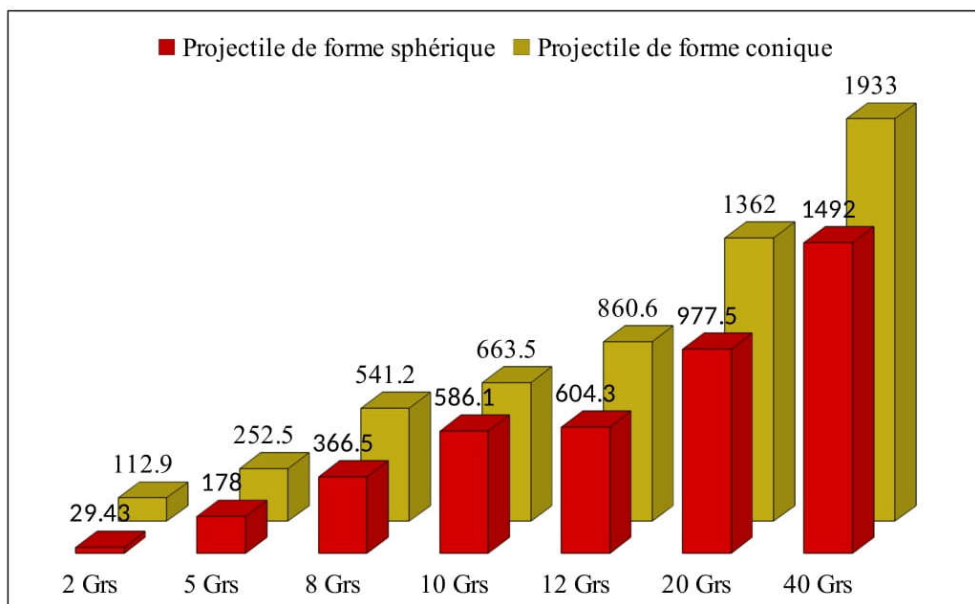
**Figure V.1:** Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l'os spongieux sous l'effet d'un impact de différentes masses et formes de projectiles.

Les résultats obtenus sont illustrés sur les figures V.1, V.2 et V.3. Ces dernières montrent clairement que le niveau et la répartition de cette contrainte sont étroitement liés à la forme géométrique et à la masse du projectile. En effet, le projectile à bout aigu engendre des contraintes locales de très forte intensité concentrées sur des zones plus étendues et ceci quel que soit le composant. La figure V.1 représente le niveau de la contrainte équivalente dans l'os spongieux (l'élément le plus fragile dans les éléments constituant la prothèse dentaire). Cette figure montre clairement que le niveau de ces contraintes est d'autant plus élevé que le bout de l'impacteur est de forme géométrique conique avec une énergie cinétique importante. Le projectile de forme sphérique induit des contraintes d'intensité plus faible que l'autre forme. Ces contraintes ne constituent aucun risque d'endommagement pour cet élément.



**Figure V.2:** Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l’os cortical sous l’effet d’un impact de différentes masses et formes de projectiles.

L’os cortical est fortement influencé par l’effet d’impact (Fig. V.2). Cette figure montre que lors du processus de la collision projectile-couronne, les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de l’os cortical, zones de contact intime avec l’implant. Ce comportement est observé quelle que soit la forme et la masse du projectile. La forme conique de projectile engendre des contraintes plus intenses que celle engendrée par un impacteur de forme sphérique. A partir de masse de l’impacteur de 10 grs, l’os cortical subit des contraintes de von Mises très élevées et peuvent être dangereuses pour la stabilité de la structure et conduisent à l’endommagement de l’os.

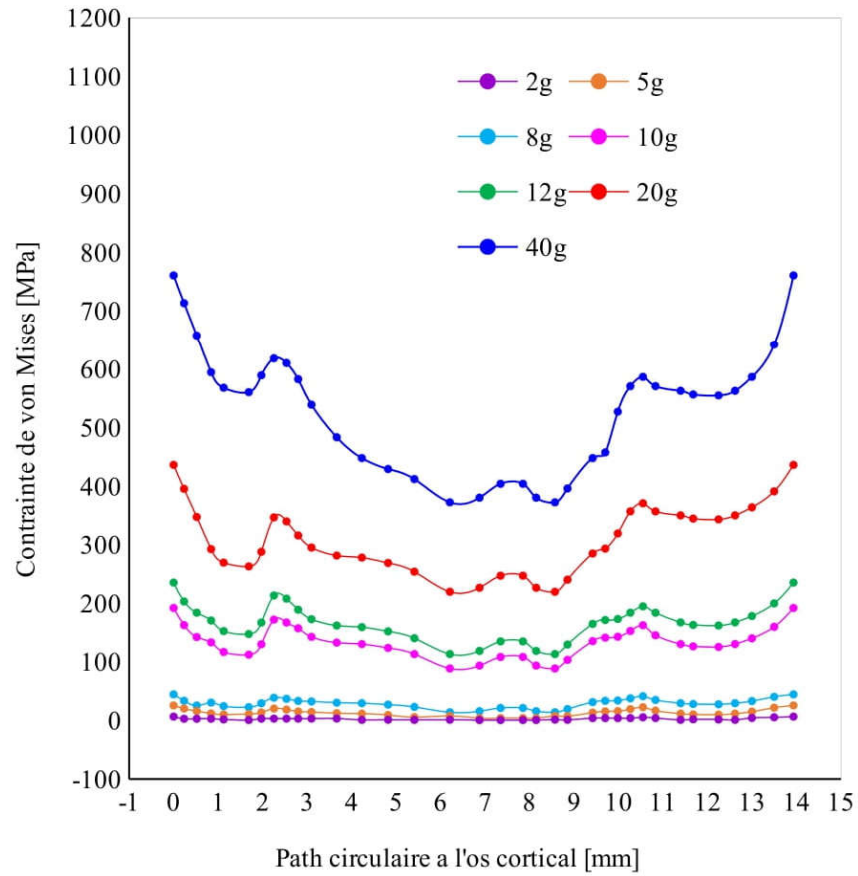


**Figure V.3:** Histogramme de la contrainte équivalente maximale de von Mises dans l'implant sous l'effet d'un impact de différentes masses et formes de projectiles.

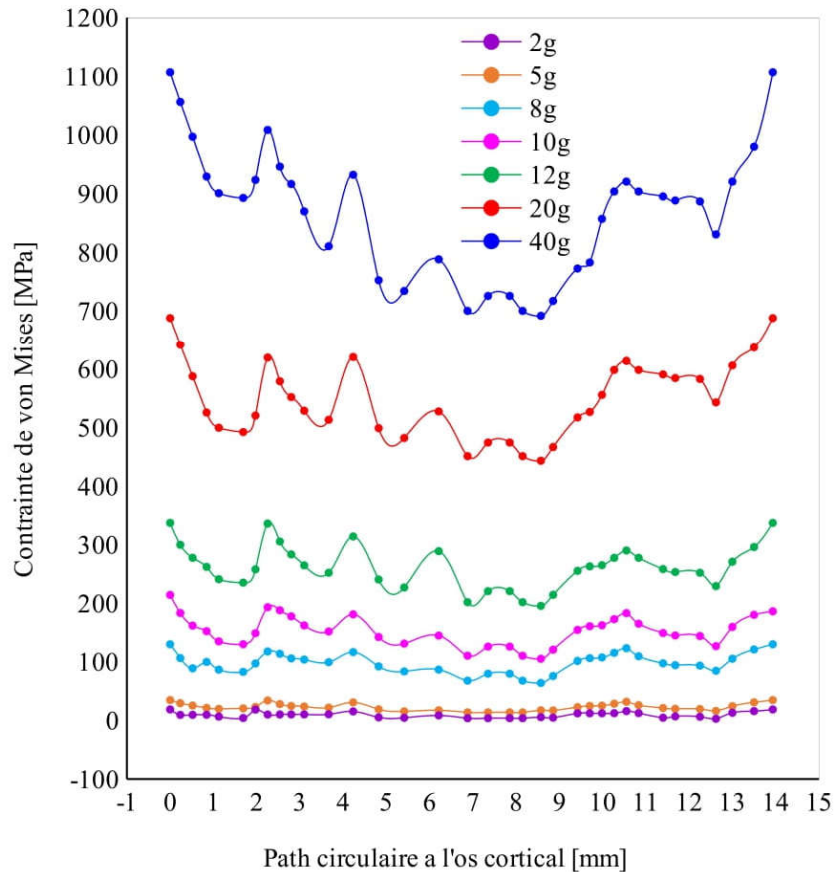
La figure V.3 représente la distribution et l'amplitude de la contrainte équivalente de von Mises dans l'implant sous l'effet d'un impact de masse variable et une vitesse constante. La partie supérieure de l'implant est le siège de forte concentration de contrainte en contact avec l'os. Dans les autres parties de ce composant de la structure, la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible. Le projectile à bout aigu (conique) engendre des contraintes de von Mises de très forte intensité que celles engendrées par un projectile de forme sphérique. Le niveau de contraintes est d'autant plus marqué que l'énergie cinétique du projectile est plus importante.

### 1.2 Distribution de la contrainte interfaciale os-implant

Pour une meilleure analyse du comportement biomécanique de l'os, l'élément le plus fragile dans cette structure et de l'implant, l'élément en contact direct avec l'os. On a étudié l'intensité et la distribution de cette contrainte au niveau de la zone de contact implant/os cortical et plus précisément dans l'os cortical le long d'une circonférence (hélicoïde). La figure V.4 et V.5 représente la variation de la contrainte équivalente de von Mises le long de l'hélicoïde dans l'os soumis à un choc mécanique à l'aide de deux types d'impacteur de forme géométrique différente le premier est sphérique et le second est conique, de masse variable et une vitesse constante.



**Figure V.4:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long d'un path circulaire pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.



**Figure V.5:** Variation de la contrainte équivalente dans l'os cortical le long d'un path circulaire pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.

On remarque que la forme des courbes de la contrainte équivalente est similaire pour différentes masses de l'impacteur (Fig. V.4 et V.5). On observe que la contrainte équivalente atteint une valeur maximale en un point du cercle situé sur la zone proximale puis diminue jusqu'à une valeur minimale. Une amélioration du transfert de contrainte de l'implant à l'os est signalée. Il est à noter que le transfert des contraintes est effectué de l'implant à l'os. L'amplitude de la contrainte varie proportionnellement à la masse de l'impacteur. L'impacteur conique conduit à une contrainte équivalente de von Mises supérieure à celle de l'impacteur sphérique. Ceci est dû à une concentration de contrainte au point de contact impacteur-couronne.

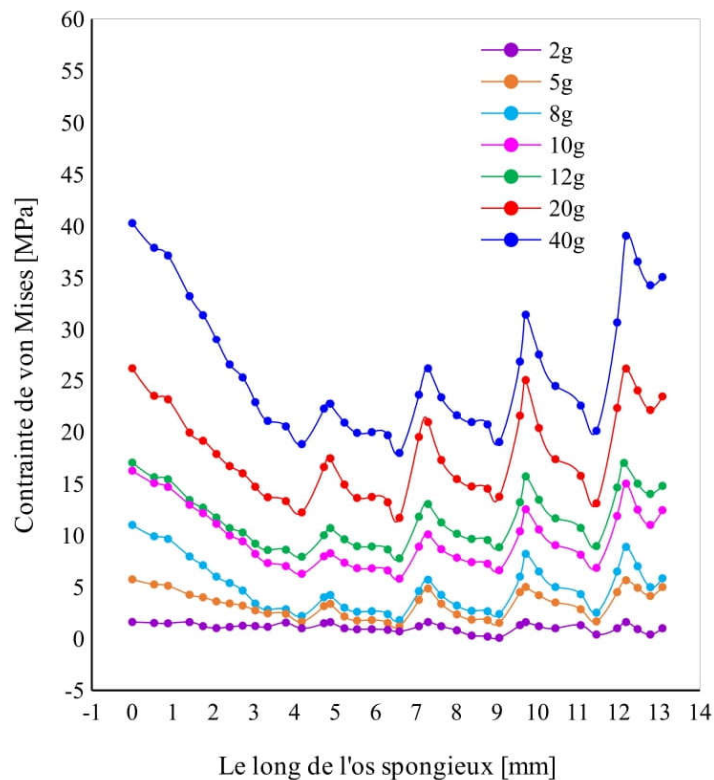


Figure V.6: Variation de la contraintes équivalente le long de l'os spongieux pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.

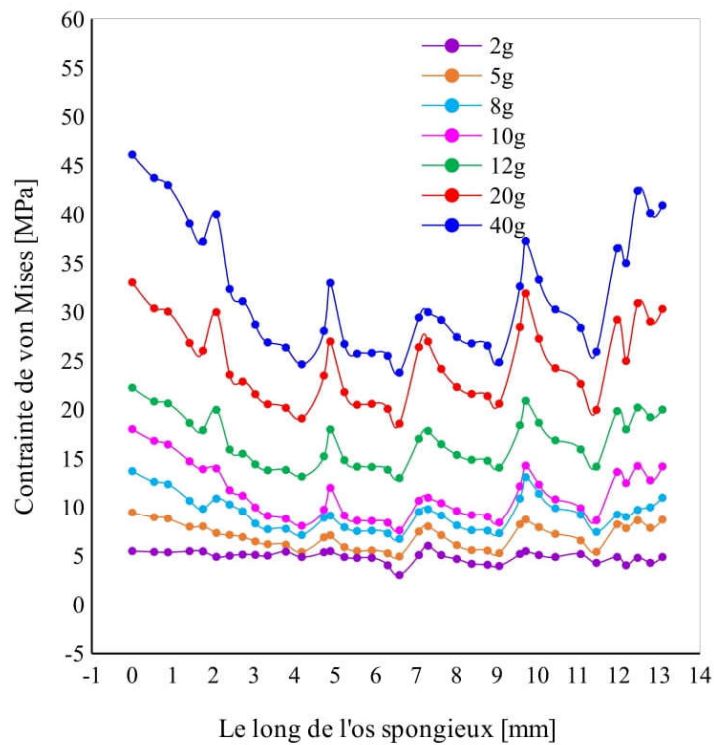
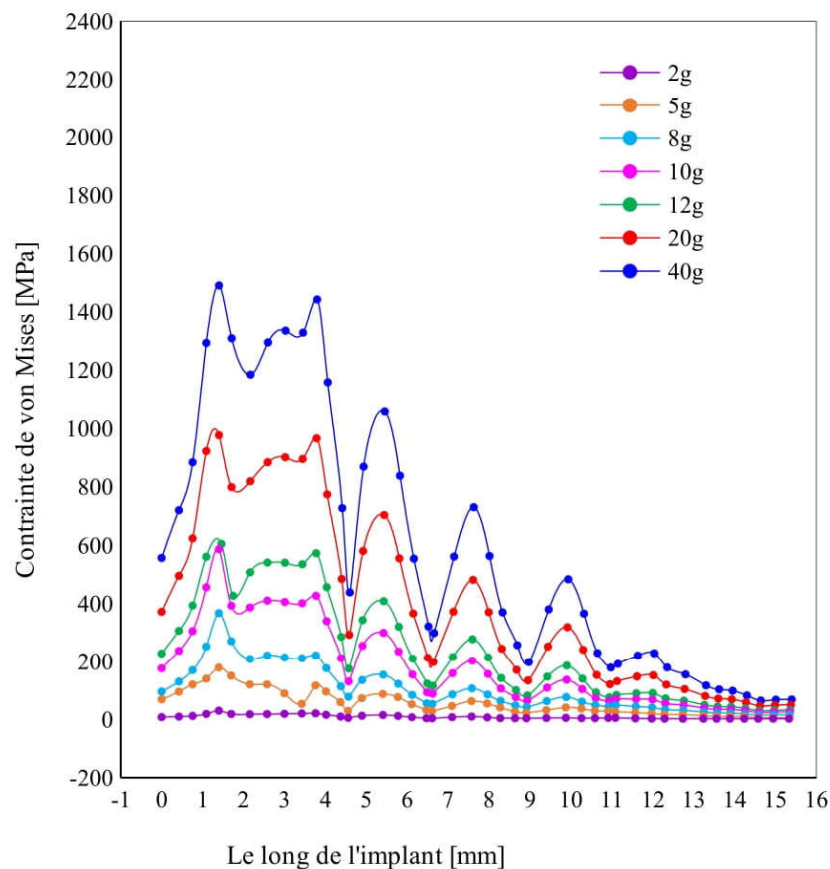
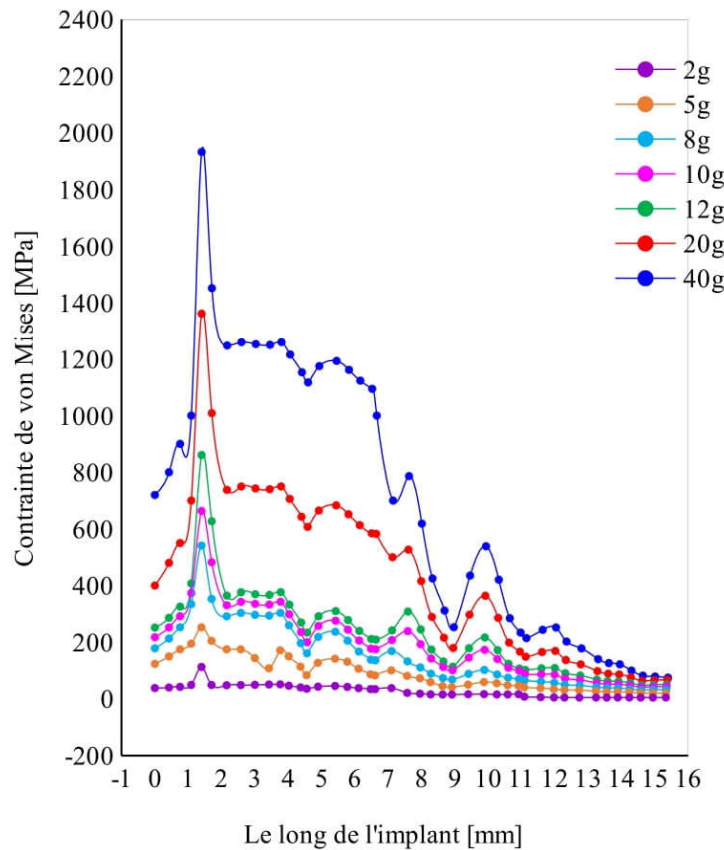


Figure V.7: Variation de la contraintes équivalente le long de l'os spongieux pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.

La figure V.6 et V.7 illustre la variation de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os spongieux à l'intérieure des filets et à l'interface os/implant. On constate que la courbe de la contrainte équivalente présente des oscillations, les contraintes maximales et minimales de von Mises correspondent respectivement aux contraintes localisées à l'extérieure et l'intérieure de filet. L'intensité de la contrainte équivalente augmente avec l'augmentation de la masse de l'impacteur. On remarque que quelles que soient la masse et la forme de l'impacteur, les contraintes de von Mises les plus faibles sont localisées dans la zone médiane de l'os spongieux. La contrainte de von Mises est déterminée numériquement dans l'os spongieux à proximité immédiate du filetage de l'implant à l'interface. Quelles que soient la masse et la forme de l'impacteur, on observe que la contrainte équivalente atteint des valeurs maximales au niveau de la zone proximale et distale et des valeurs minimales dans la zone médiane, cette contrainte augmente avec l'augmentation de la masse de l'impacteur. L'impacteur conique conduit à une contrainte équivalente supérieure à celle de l'impacteur sphérique.



**Figure V.8:** Variation de la contrainte équivalente le long de l'implant pour différentes masses d'un impacteur de forme sphérique.



**Figure V.9:** Variation de la contrainte équivalente le long de l'implant pour différentes masses d'un impacteur de forme conique.

Pour les implants, il existe deux aspects majeurs : 1) le filetage, 2) la conception (cylindrique, conique) [153-156]. Les filetages sont incorporés dans les implants afin d'améliorer la stabilité initiale, d'agrandir la surface de l'implant et de répartir les charges tout en minimisant la quantité de contrainte sur l'interface os/implant [157, 158]. L'implant permet le transfert de charge de la couronne à l'os mandibulaire. La présence du filetage autour de l'implant augmente la surface de contact entre l'implant et l'os spongieux, ce qui améliore encore la stabilité de l'implant au sein de l'os. Les contraintes équivalentes sont déterminées numériquement par la méthode des éléments finis en allant de la partie supérieure vers la partie inférieure de l'implant et plus précisément au voisinage de l'interface os/implant. La partie proximale de l'implant est fortement sollicitée en engendrant des contraintes équivalentes de haute intensité. C'est la partie proximale de cet élément qui est le siège de forte concentration de contrainte dans les autres parties de cette composante de la structure, la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible. L'impacteur conique entraîne une contrainte équivalente plus importante que celle de l'impacteur sphérique (Fig. V.8 et V.9). Cette contrainte varie proportionnellement à la masse de l'impacteur pour les deux types d'impacteur.

## Conclusion

Dans les limites de cette étude par la méthode des éléments finis, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

- L'impacteur conique (aigu) entraîne une contrainte équivalente plus importante que celle de l'impacteur sphérique ;
- Les contraintes enregistrées dans l'organe vivant sont d'une intensité très élevée et peuvent conduire à un risque d'endommagement par effet d'entaille (filets dans l'os) ;
- La contrainte équivalente augmente avec l'augmentation de la masse de l'impacteur. Les contraintes ont été transférées de l'implant vers l'os cortical et spongieux ;
- La durabilité d'une telle prothèse est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les composants de la structure et tout particulièrement dans l'os qui l'élément le moins résistant.
- Pour une masse importante de l'impacteur, les contraintes peuvent être critiques car les propriétés mécaniques de l'implant et de l'os cortical et spongieux ne pourraient pas supporter les amplitudes de contraintes enregistrées dans cette analyse.

## Introduction

La stabilisation initiale d'un implant dentaire est considérée comme un facteur crucial influençant le succès de l'implantation et le développement de l'ostéointégration entre l'implant et l'os. Malgré le taux de réussite élevé des implants dentaires, les effets des stimulations mécaniques et les différences structurelles entre les dents naturelles et les implants peuvent entraîner certaines complications [159, 160].

La principale fonction des implants est de soutenir de manière stable la prothèse après l'ostéointégration avec l'os de la mâchoire. Deux types de fixation interfaciale sont nécessaires pour une stabilisation réussie de la structure implant-os. Les surfaces rugueuses présentent une zone de contact plus large et un lien mécanique plus ferme. Plusieurs techniques ont été utilisées pour produire différents taux de rugosité sur les implants usinés. La première est la fixation mécanique par les filets de l'implant. C'est le principal facteur contribuant à la stabilité initiale de l'implant lui-même [161 - 163].

De nombreux facteurs influencent l'ostéointégration, notamment la conception de l'implant, le traitement de surface, la qualité de l'os, la technique chirurgicale et les soins postopératoires. Parmi ceux-ci, le design du filetage d'un implant est l'un des facteurs dominants. Plusieurs études ont fait état de la relation entre la conception géométrique de l'implant et la distribution des forces dans des conditions statiques. Cependant, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour évaluer la distribution des forces ou la génération de contraintes dans l'os environnant dans une condition d'insertion rotative dynamique [164 - 168].

L'objectif de cette étude est d'évaluer l'influence du type de filetage de l'implant sur le comportement mécanique, en utilisant la méthode des éléments finis 3D. L'intensité et la distribution de la contrainte de von Mises dans les différents composants de la prothèse dentaire sont déterminées pour plusieurs types de filet d'implant en utilisant deux impacteurs de forme géométrique différente.

## 1. Matériaux et méthodes

### 1.1 Os mandibulaire

L'os a été modélisé comme un noyau spongieux entouré d'une couche corticale de 2 mm. La largeur et la hauteur du modèle d'os cortical étaient respectivement de 15,8 mm et 23,5 mm. (Fig.VI.1).

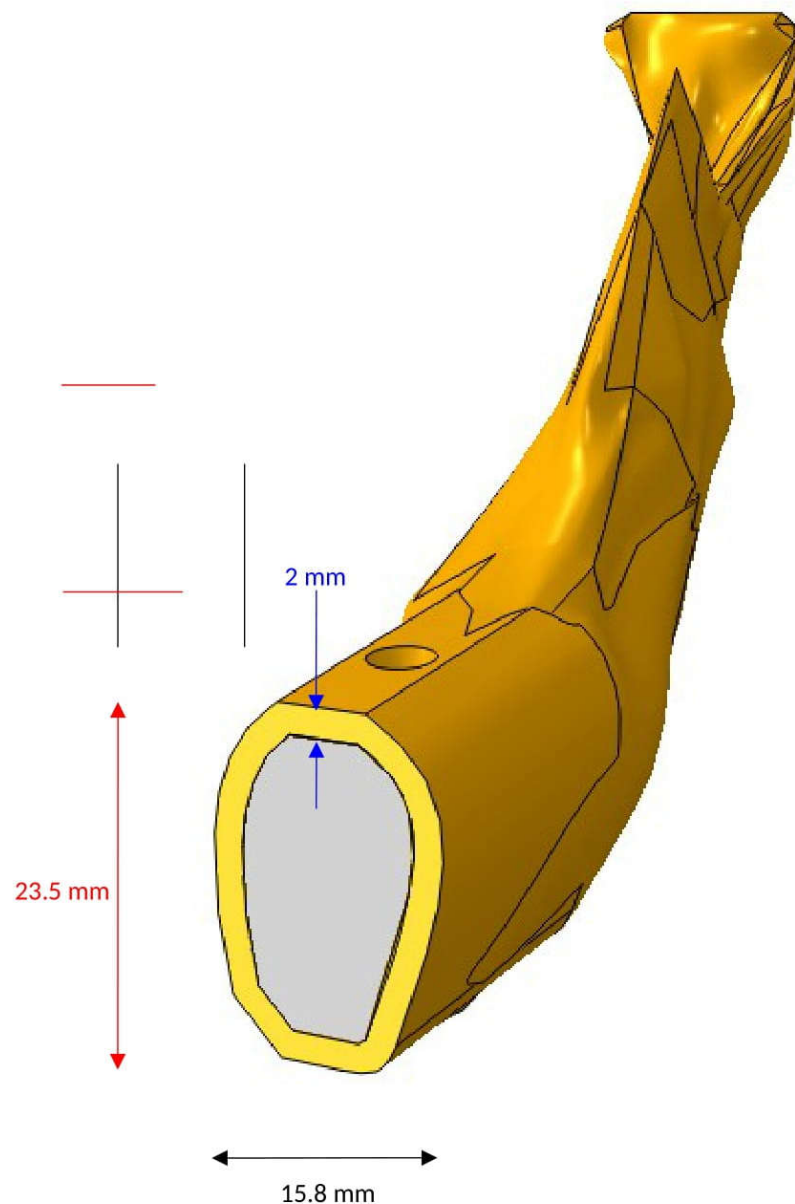


Figure VI.1: Dimensions de l'os mandibulaire.

## 1.2 Implant dentaire

La géométrie de l'implant solide se présente sous forme de vis cylindrique de longueur 14 mm et de diamètre 4,1 mm. Le pilier de forme conique est ajusté à l'implant. Les dimensions du pilier sont : longueur  $l = 7,2$  mm, diamètre intérieur  $d1 = 2,6$  mm et diamètre extérieur  $d2 = 3,6$  mm. Le modèle utilisé dans cette étude est composé d'un pilier, implant, os cortical et spongieux (Fig. IV.2), a été assemblé à l'aide du logiciel Solidworks 2016, puis exporté vers le programme Abaqus 6.13.

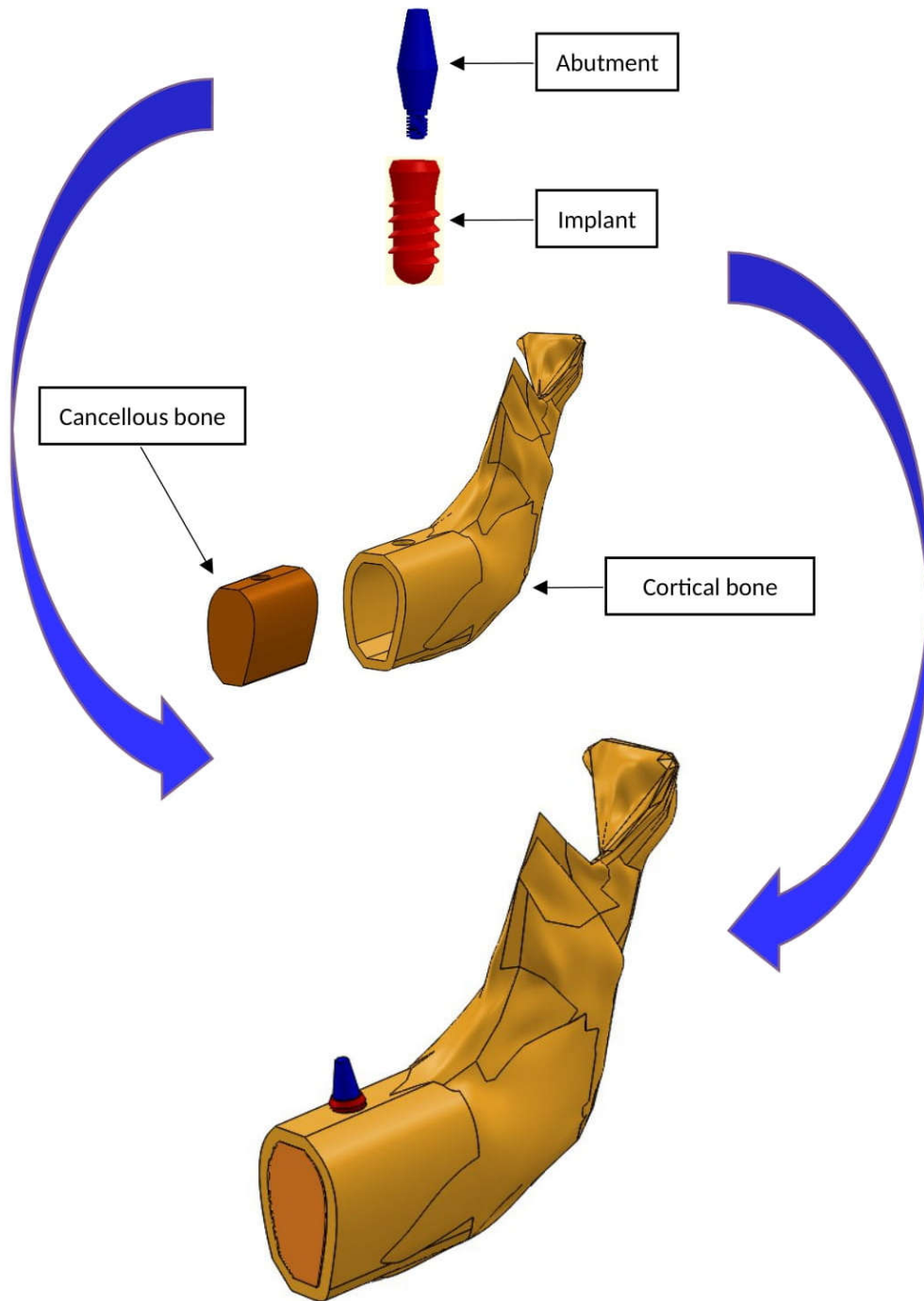


Figure VI.2: Composants de la prothèse dentaire.

### 1.3 Modèle géométrique de l'implant

Le modèle tridimensionnel et la conception géométrique d'un implant dentaire avec quatre formes différentes du filetage sont construits à l'aide du logiciel Solid works 2016, comme le montrent les figures VI.3 et VI.4. Les caractéristiques dimensionnelles de l'implant sont énumérées dans le tableau VI.1 : (P) pas de filetage, (S) Diamètre inférieur de l'implant, (T) Profondeur du filetage, (DM) Diamètre maximal de l'implant, (DL) Diamètre maximal du col de l'implant, (DS) Diamètre minimal du col de l'implant et ( $\alpha$ ) inclinaison du filetage.

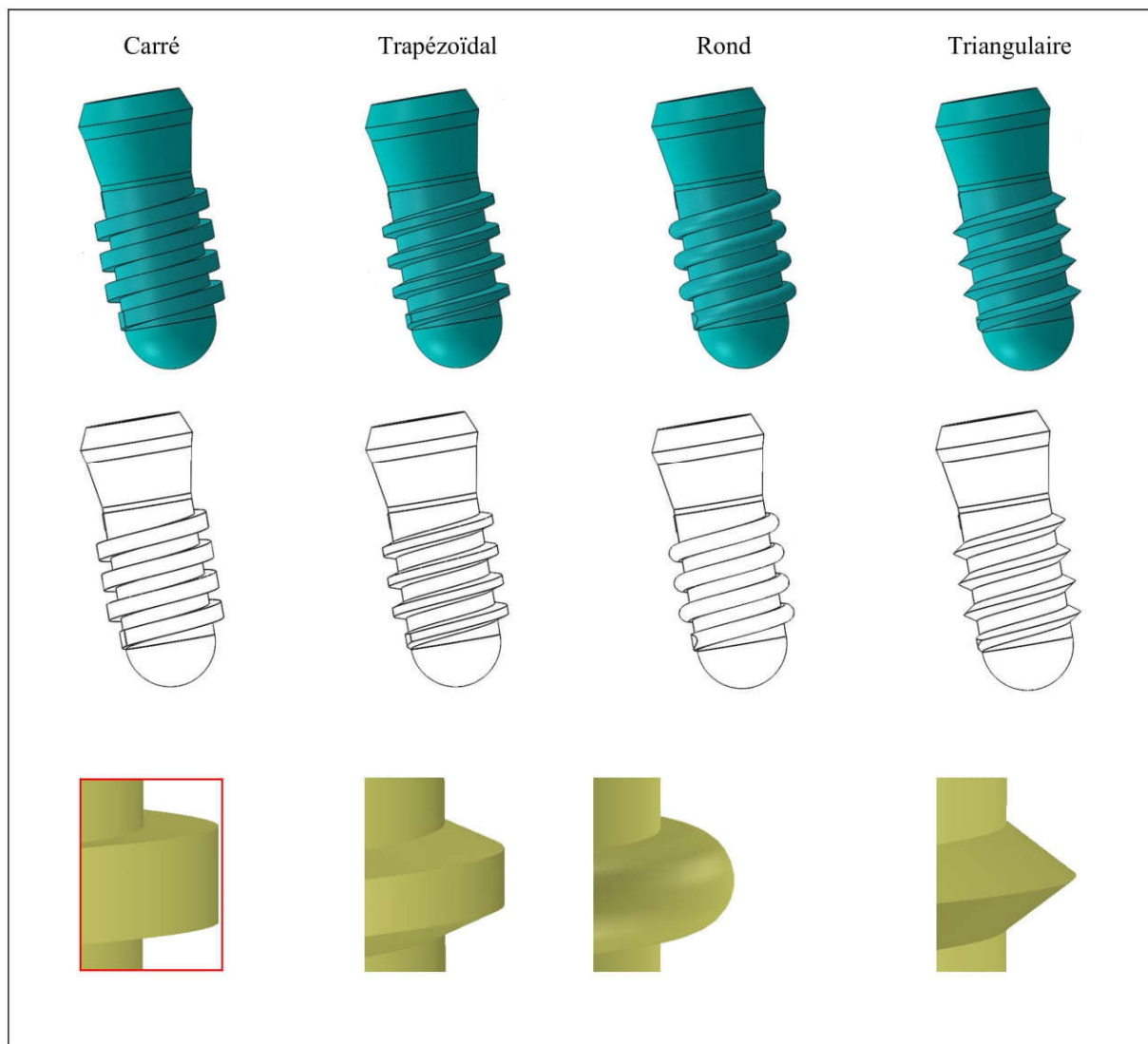


Figure VI.3: Modèle de l'implant avec quatre formes différentes du filetage.

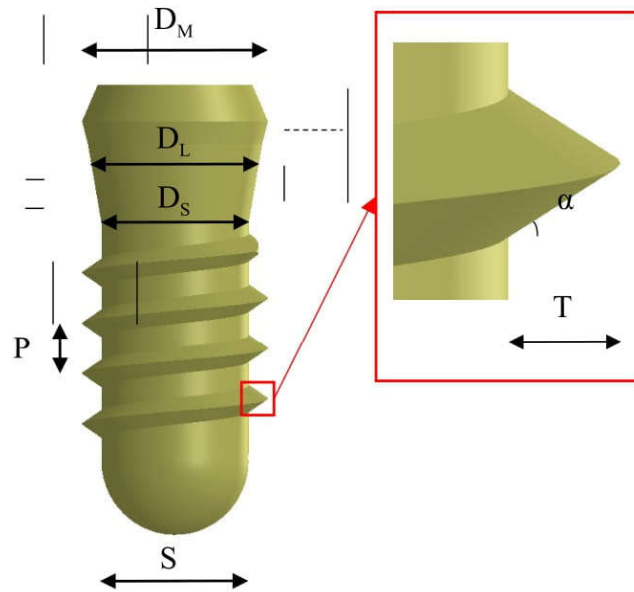


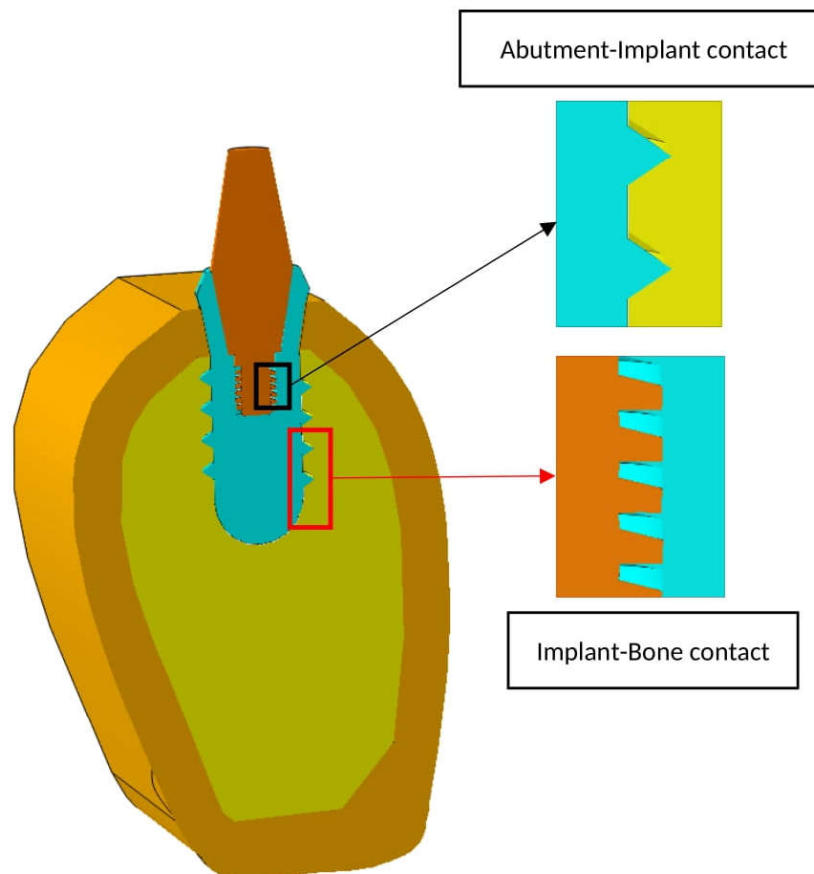
Figure VI.4: Modèle tridimensionnel de l'implant.

Table VI.1: Dimensions géométriques détaillées de l'implant.

Pas P [mm]	1.2
Diamètre inférieur S [mm]	3.8
Profondeur du filetage T [mm]	0.48
Diamètre maximal de l'implant $D_M$ [mm]	4.80
Diamètre maximal du col $D_L$ [mm]	4.1
Diamètre minimal du col $D_S$ [mm]	3.8
Inclinaison du filetage ( $\alpha$ )	45°

### 1.4 Contact

Parmi les facteurs qui influent sur le succès des implants sont la qualité, le volume osseux et le contact os/implant qui est une mesure de l'ostéointégration de l'implant, c'est le remodelage de l'os entre l'interface os/implant. La forme de l'implant est aussi un facteur essentiel à l'ostéointégration car elle permet d'optimiser la stabilité primaire et la répartition des contraintes dans le tissu osseux. Une augmentation de la surface de contact os/implant (Fig. VI. 5) améliore la résistance de l'implant aux forces de torsion et de cisaillement, en plus de la forme générale de l'implant, le col, les filets (nombre, orientation, espacement), la longueur et le diamètre de l'implant contribuent à optimiser les résultats cliniques. Dans cette étude, le contact entre l'os et l'implant est défini comme surface à surface à l'aide de logiciel Abaqus car il fournit des résultats plus précis. Pour réaliser des modèles numériques reproduisant les phénomènes réels avec un maximum de précision, il est très important d'avoir une bonne connaissance des conditions de l'expérience telles que l'anatomie, les conditions de chargement et les propriétés des matériaux.



**Figure VI.5:** Interaction entre os-implant-pilier (abutement).

## 2. Propriété mécanique

Les matériaux utilisés dans cette étude y compris l'os ont été considérés comme isotropes et élastiques linéaires. Dans le tableau VI. 2 sont regroupées les caractéristiques mécaniques et physiques des différentes pièces utilisées dans la prothèse dentaire.

**Table VI.2:** Propriétés mécaniques de différents composants utilisés dans cette étude[169 - 171].

Composant	Matériaux	Module de Young E [GPa]	Coefficient de Poisson $\nu$	Densité $\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]
Abutement	Ti-6Al-4V	110	0.3	4510
Implant	Ti-6Al-4V	110	0.3	4510
Cortical	Os	14.7	0.3	800
Spongieux		1.37	0.3	1740

## 3. Conditions aux limites

La figure VI. 5 montre les conditions aux limites du système de prothèse dentaire analysé. Ainsi, l'os cortical est supposé être encastré sans aucun déplacement ni rotation selon les trois axes et l'impacteur a un seul déplacement selon l'axe z. Des conditions aux limites ont été appliquées pour restreindre toutes les formes de mouvements de translation dans notre modèle. L'interface entre le pilier et l'implant, ainsi qu'entre l'implant et l'os sont traitées comme une interface parfaitement collée. Un couple de serrage (pilier-implant) et implant-os de 3500 N.mm et un coefficient de friction de 0,28 ont été retenus. Chargement des implants, en 3D, dans cette partie du travail, il est nécessaire d'analyser l'influence de la forme du filetage de l'implant sur le comportement mécanique de la prothèse dentaire exposée à des chocs mécaniques rapides. Pour ce faire, deux impacteurs de même masse ont été choisis l'un de forme sphérique et l'autre de forme conique, ils sont éjectés à une vitesse de 10 m/s sur l'os après un accident du patient selon les directions illustrées sur la figure VI. 6.

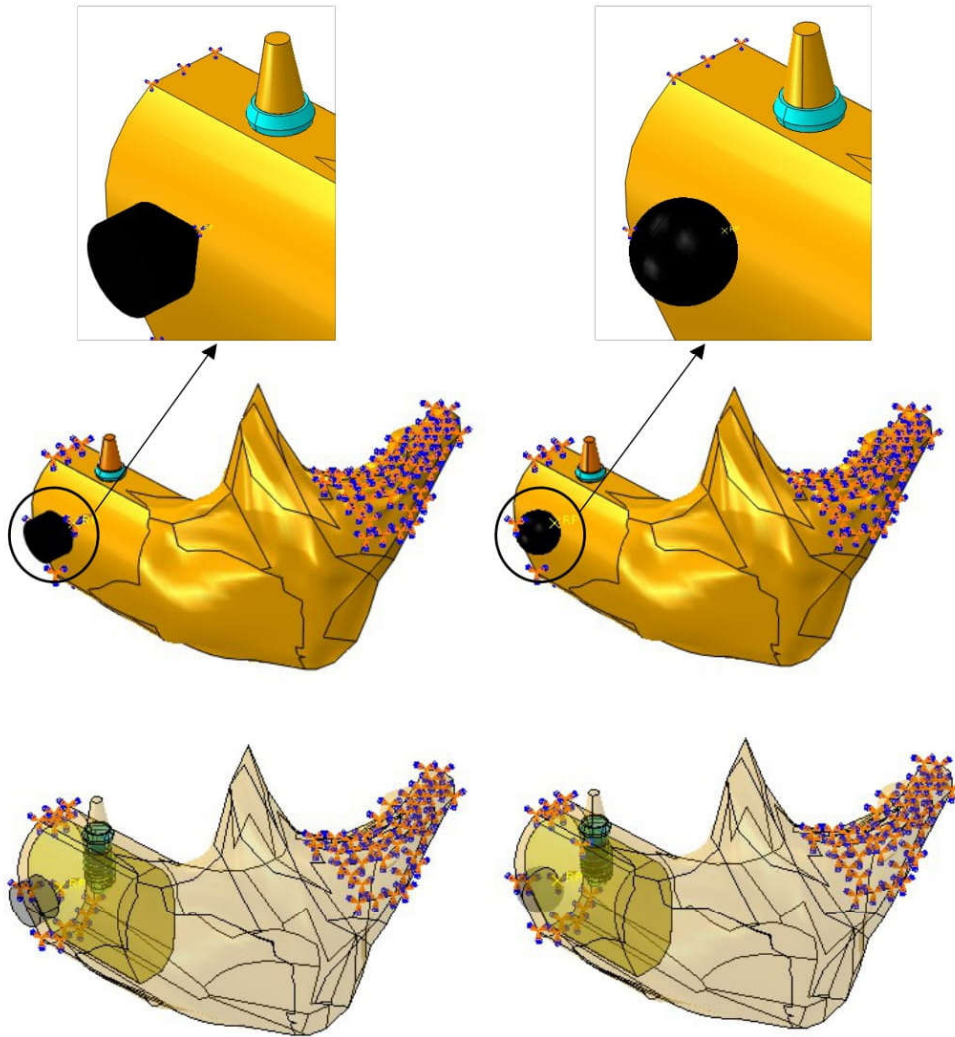
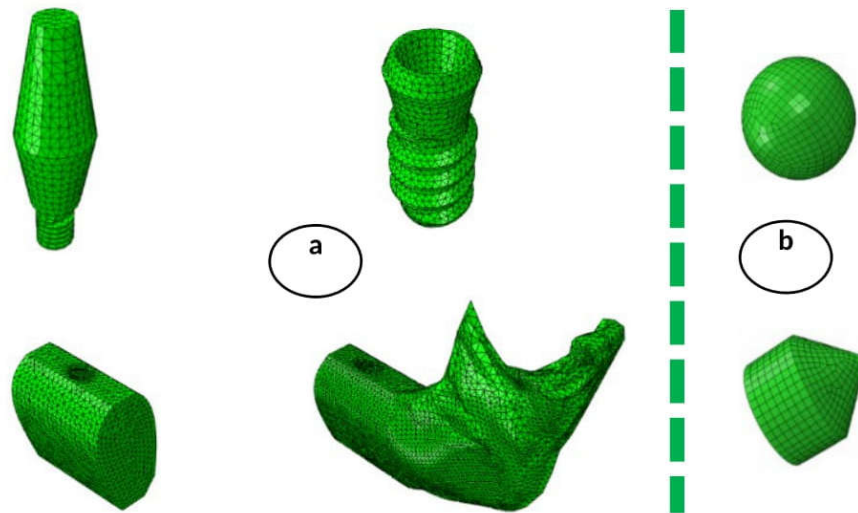


Figure VI.6: Conditions aux limites de la structure dentaire étudiée.

#### 4. Maillage

Les différents composants ont été maillés en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4. De plus, la précision des résultats de FEA dépend également de la finesse du maillage. Par conséquent ; de petits éléments de taille similaire ont été utilisés pour mailler uniformément les zones d'intérêt pour l'analyse des contraintes.



**Figure VI.7:** Maillage de différents constituants :  
(a) Composants de la structure dentaire ; (b) Formes de l'impacteur.

Le nombre d'éléments et de nœuds utilisés dans cette étude est illustré dans le tableau VI. 3.

**Table VI.3:** Nombre d'éléments et de nœuds pour chaque constituant.

Composant	Nombre de nœuds	Nombre d'éléments
Pilier	30941	20492
Implant	26934	16147
Os spongieux	62037	43304
Os cortical	98678	65546
Impacteur sphérique	742	749
Impacteur conique	857	862

## 5. Résultat

### 5.1 Distribution de la contrainte équivalente pour projectile de forme sphérique

La distribution de la contrainte équivalente dans les composantes (pilier, implant, os) de la prothèse dentaire sous l'effet d'un impact du projectile de forme sphérique est illustrée sur la figure VI. 8 et VI.9. Dans cette partie de travail une analyse de l'effet de la forme de différents filetages de l'implant (carré, trapézoïdale, sphérique et triangulaire) sur le comportement de la structure dentaire a été examinée. Ce comportement est analysé en termes de distribution et du niveau des contraintes équivalentes induites dans les constituants de la prothèse dentaire. A cet effet, un projectile de masse constante de 3.5 g est éjecté avec une vitesse de 10 m/s sur l'os.

Cette figure montre clairement que quelle que soit la forme de filet de l'implant, la distribution des contraintes dans le pilier est quasiment semblable. La contrainte équivalente est fortement concentrée sur les parties vives du pilier et plus particulièrement dans la zone de fixation pilier-implant. Les autres zones sont faiblement sollicitées, la tête du pilier est soumise à une contrainte équivalente de très faible intensité.

Une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente le long de l'implant dont l'intensité est plus élevée que celle engendrée dans le pilier. La partie médiane de l'implant est le siège de forte concentration de contrainte. La contrainte est intensément localisée dans la région de contact implant-os. Dans les autres parties de ce composant de la structure, la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible (figure VI. 8 et VI.9).

Ce type d'impact met la zone médiane de l'os sous forte contrainte. Les contraintes enregistrées dans l'os cortical sont d'une intensité très élevée et peuvent conduire à un risque d'endommagement par effet d'entaille (filets dans l'os). Dans l'os spongieux et le long de l'aire de contact de cet organe vivant avec l'implant, le niveau de contraintes le plus élevé est observé sur le milieu de cet organe dans sa zone médiane. Le niveau des contraintes induites dans l'os est relativement élevé et peut constituer un risque de rupture de cet élément. La contrainte de rupture de l'os est largement dépassée au niveau de cet endroit, ce qui conduit à l'instabilité de la structure sous l'effet d'un tel chargement dangereux.

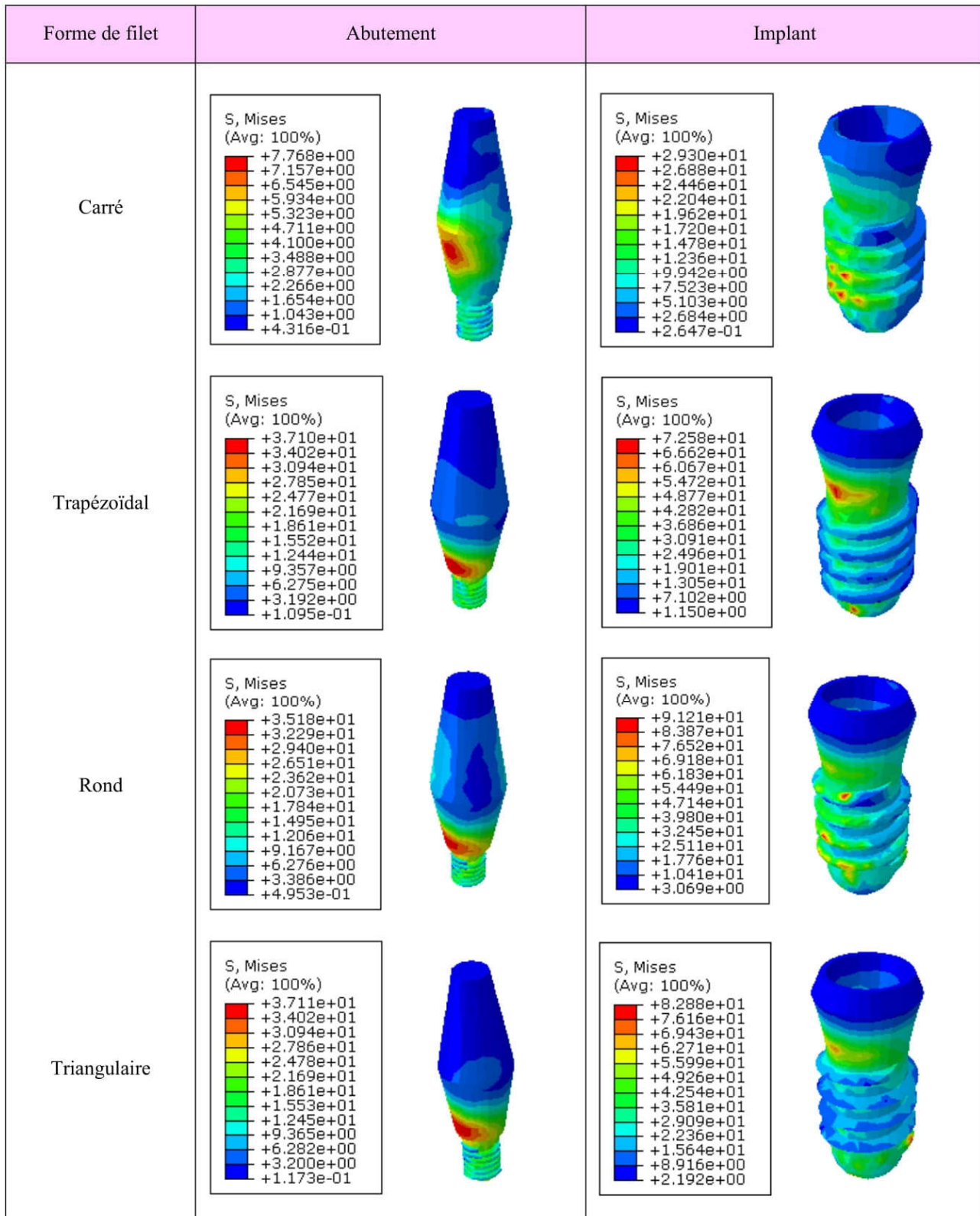


Figure VI.8: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'abutement et l'implant pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme sphérique.

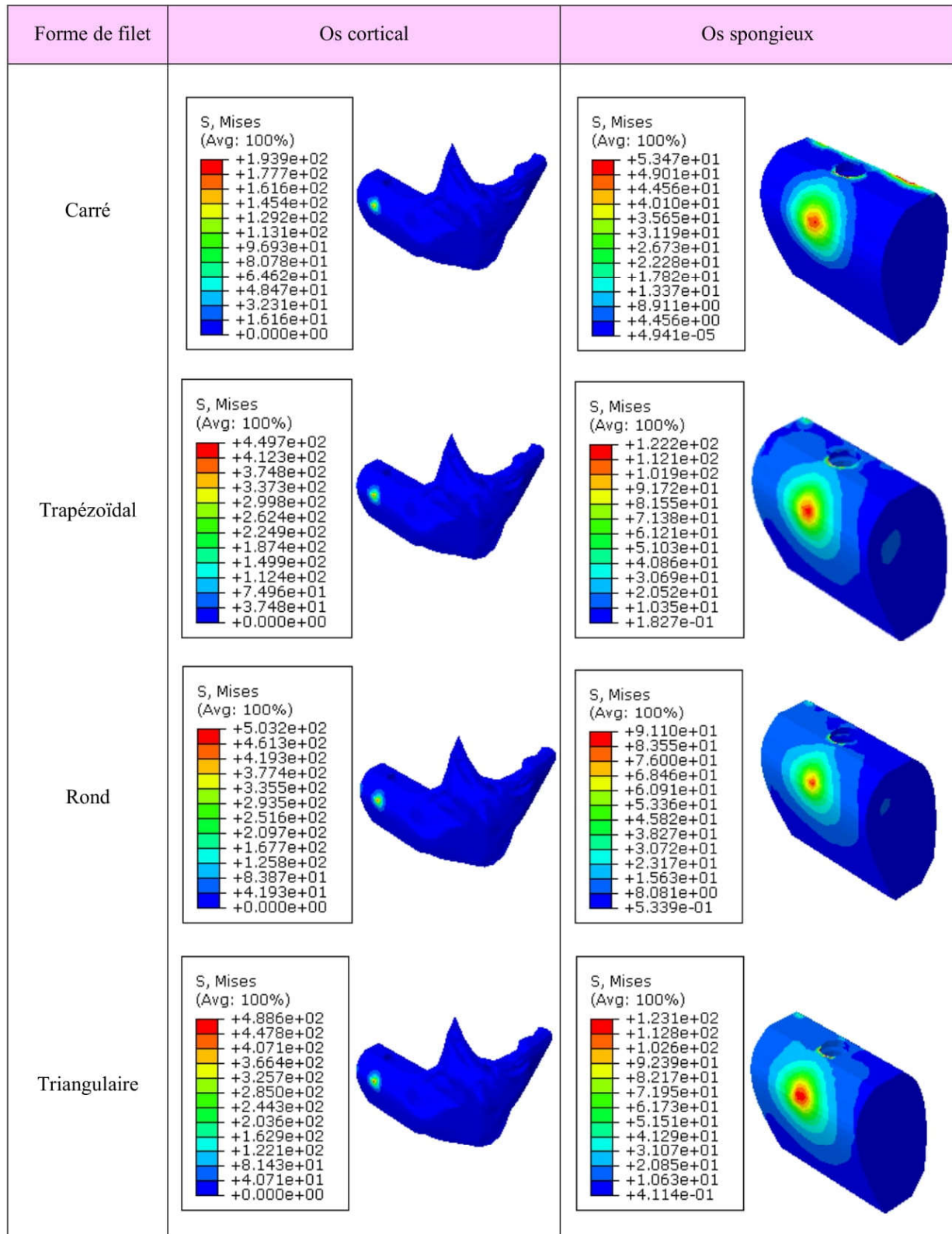
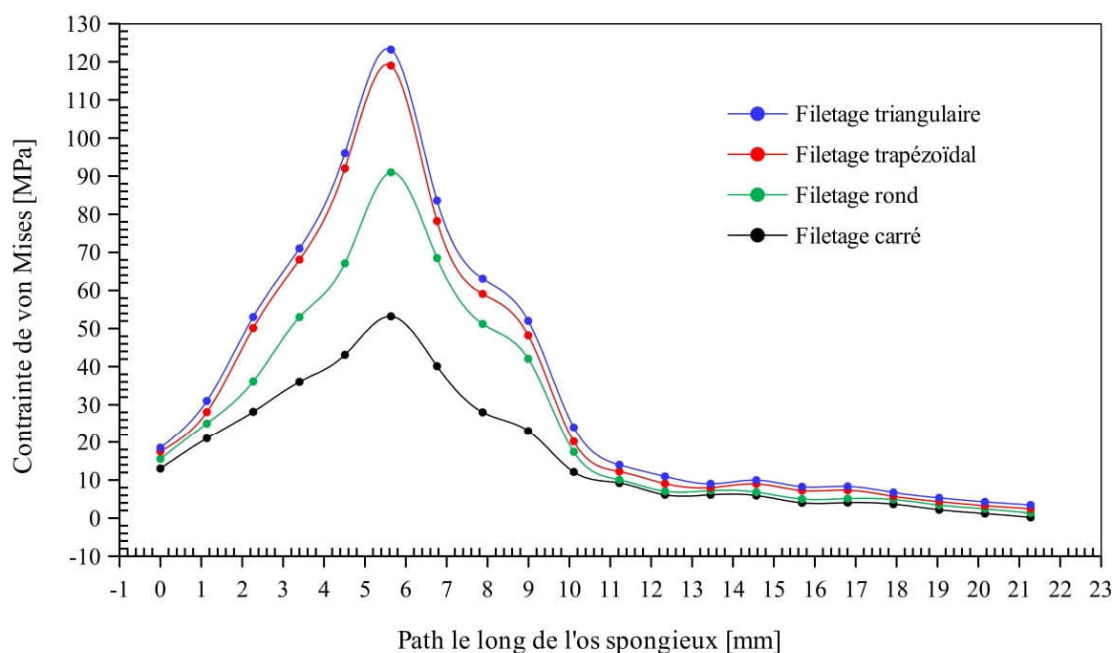


Figure VI.9: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical et l'os spongieux pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme sphérique.

La figure VI.10 représente la variation de la contrainte équivalente de von Mises maximale le long de l'os spongieux induite par un impact de forme sphérique en fonction de quatre formes de filet de l'implant. Cette figure montre que cet élément de la structure dentaire est fortement sollicité dans sa partie médiane, partie de fort contact avec l'impacteur. Le niveau des contraintes dans cette zone de l'os est d'autant plus élevé que le filet de l'implant est de forme triangulaire et trapézoïdale. De telles contraintes peuvent ne pas être supportées par le patient et peuvent être source de douleur. Les autres formes de filet de l'implant sont peu intenses. Les parties supérieures et inférieures de ce constituant sont faiblement sollicitées.



**Figure VI.10:** Variation de la contrainte équivalente de von Mises maximale le long de l'os en fonction de quatre formes de filet de l'implant, frappé à l'aide d'un impacteur de forme sphérique.

### 5.2 Distribution de la contrainte équivalente pour projectile de forme conique

Pour le développement de cette étude nous avons analysé l'amplitude de la contrainte de von Mises dans les constituants de la prothèse dentaire sous l'effet d'un choc mécanique avec un impacteur de forme conique, celui-ci est éjecté sur la face latérale de l'os (l'élément le plus fragile dans cette structure) pour les quatre formes de filet de l'implant.

Sur la figure VI. 11 et 12 est représentée la répartition et l'intensité de la contrainte équivalente de von Mises dans les éléments de la structure dentaire. Cette figure montre que quelle que soit la forme de filet de l'implant, les contraintes de von Mises les significatives sont localisées sur les parties en contact élément/élément. Dans le pilier la distribution de la contrainte équivalente est quasiment semblable pour les quatre formes de filet de l'implant. Le niveau de contraintes le plus élevé est observé sur la partie médiane de ce constituant. C'est la partie de fixation du pilier avec l'implant. Le bout du pilier est soumis à une contrainte de très bas niveau. La contrainte la plus forte est située sur la partie médiane de l'implant. Dans les autres parties de l'implant le niveau de contraintes enregistré est quasiment le même et la répartition de la contrainte équivalente le long de l'implant est très hétérogène. Un filet de l'implant de forme aigue induit dans l'os des contraintes beaucoup plus importantes que celles engendrées par des autres formes. Les autres formes de filet conduisent à un léger accroissement de la contrainte équivalente dans les éléments de la prothèse dentaire. Les parties en contact avec le composant sont le siège des contraintes les plus élevées. La durabilité d'une telle prothèse est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les éléments de la structure et tout particulièrement dans l'os élément le moins résistant. D'autre part, les fortes contraintes peuvent être la source de douleur pour le patient.

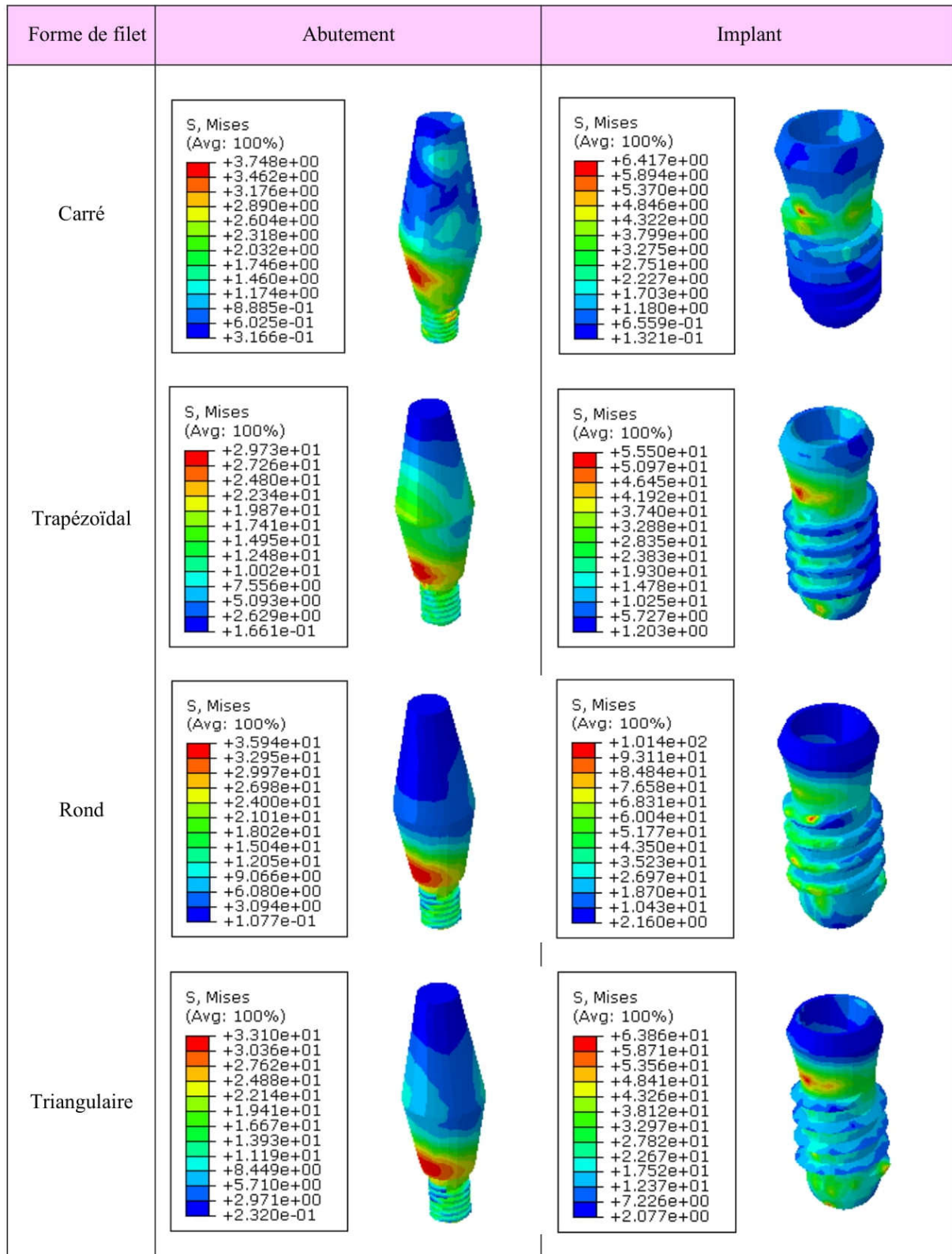


Figure VI.11: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'abutement et l'implant pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme conique.

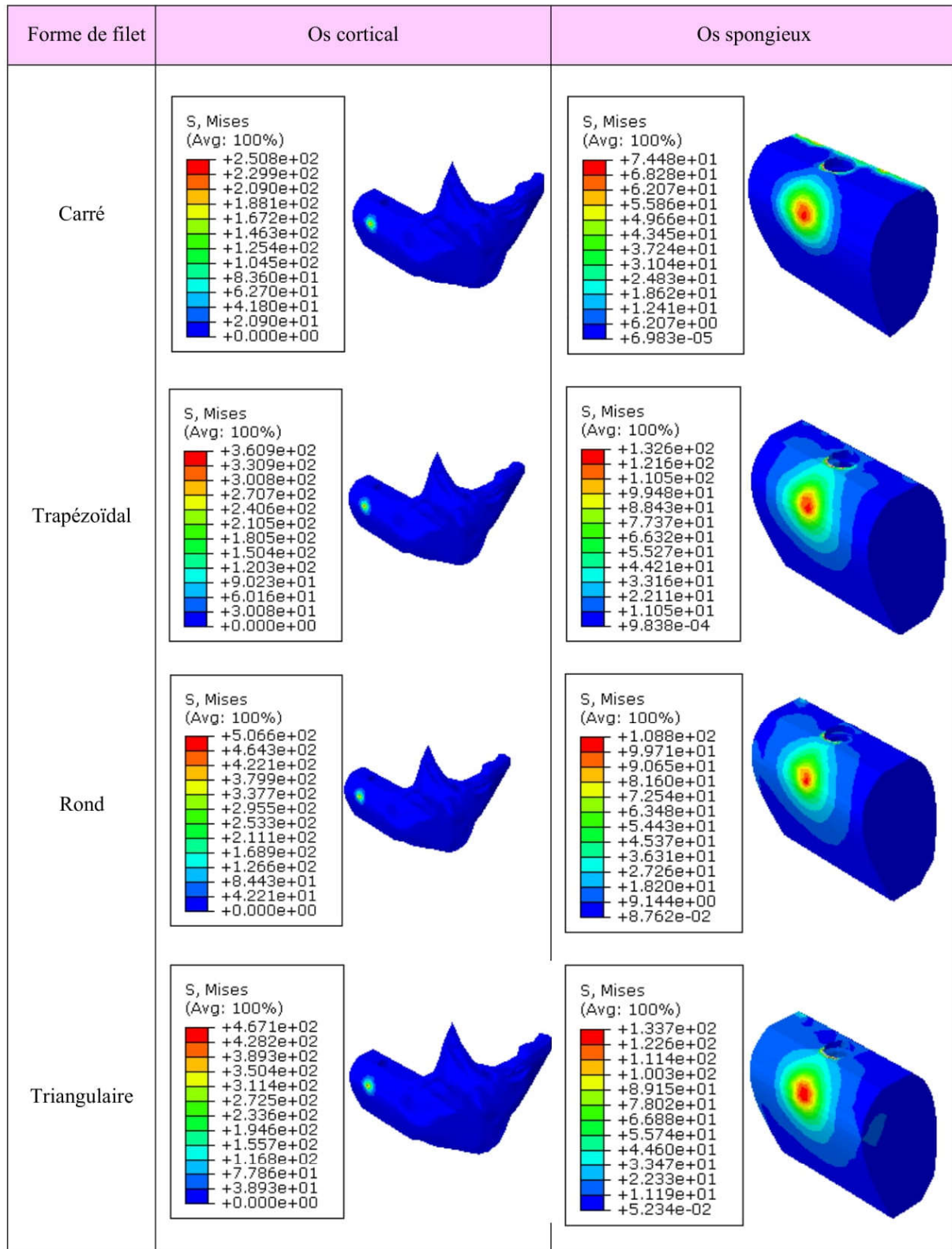
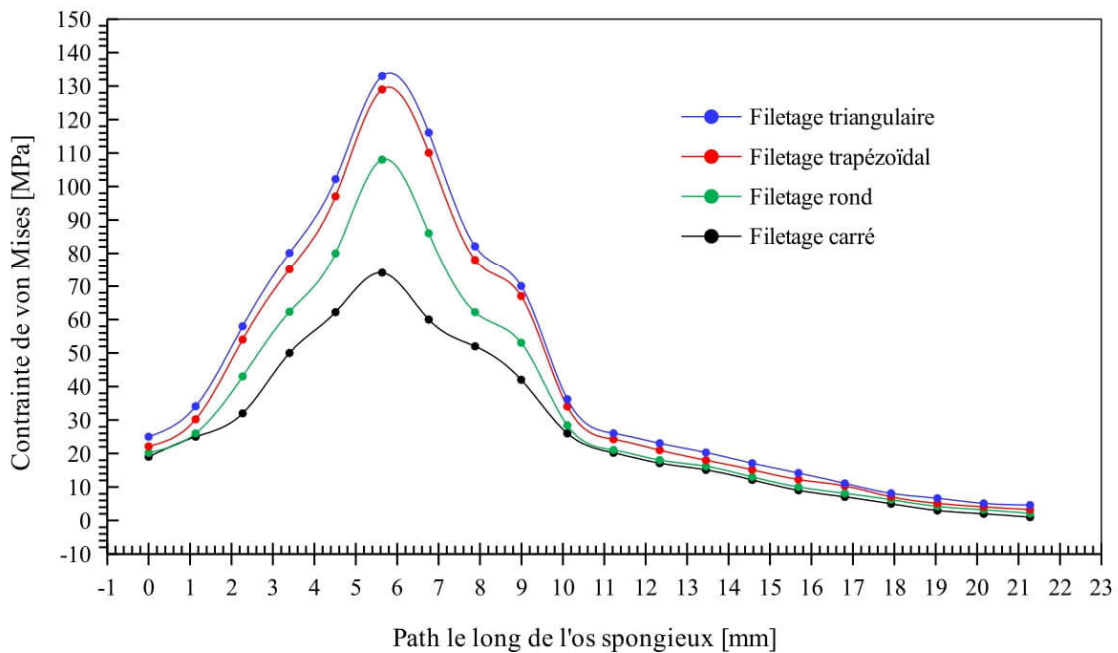


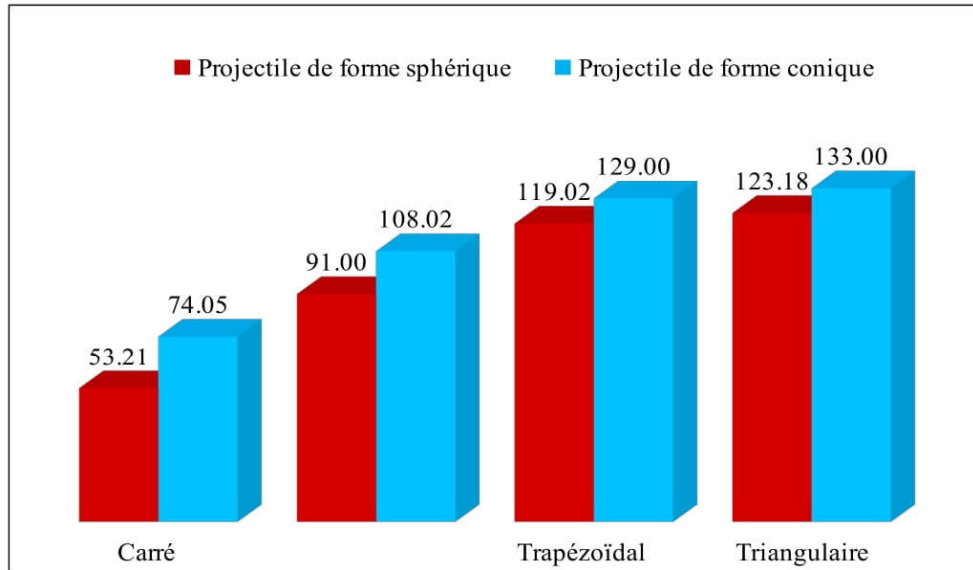
Figure VI.12: Distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans l'os cortical et l'os spongieux pour les quatre formes de filet de l'implant et sous l'effet d'un impacteur de forme conique.

La figure VI. 13 illustre l'amplitude de la contrainte équivalente de von Mises maximale résultant du choc mécanique appliqué à l'os pour différentes formes de filet de l'implant. Les contraintes les plus élevées sont enregistrées dans la partie proximale au niveau du contact intime de l'implant avec l'os. Loin de cette zone, les contraintes équivalentes de von Mises sont d'une intensité plus faible. Le niveau des contraintes dans cette zone de l'os est d'autant plus élevé que le filet de l'implant est de forme triangulaire (aigüe). En effet, les filets réalisés pour la fixation de l'implant sont le siège de concentration de contrainte par effet d'entaille pouvant être fatale pour l'os. D'autre part, une contrainte de niveau très élevé peut être source de douleur pour le patient. Un tel choc mécanique est dangereux pour la stabilité de la structure. Loin de la partie supérieure, ce constituant est faiblement sollicité. La forme conique de l'impacteur induit dans l'os des contraintes d'intensités plus élevées que celles d'une forme sphérique de l'impacteur.



**Figure VI.13:** Variation de la contrainte équivalente de von Mises maximale le long de l'os en fonction de quatre formes de filet de l'implant, frappé à l'aide d'un impacteur de forme conique.

Pour une meilleure étude du comportement mécanique de cette prothèse dentaire, une comparaison de l'amplitude maximale de la contrainte équivalente de von Mises engendrées dans l'os spongieux, est illustrée sur la figure VI. 14. La structure dentaire est sollicitée à une impulsion à l'aide de deux impacteurs l'un sphérique et l'autre conique pour les quatre formes de filet de l'implant.



**Figure VI.14:** Comparaison de la contrainte équivalente maximale dans l'os spongieux sous l'effet d'une charge impulsive à l'aide de deux impacteurs (sphérique et conique) et pour quatre formes de filet de l'implant.

Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis montrent que l'intensité de la contrainte de von Mises induite dans le tissu vivant qui a subi un impact, dépend de deux facteurs la forme de l'impacteur et celle du filetage de l'implant. Il est à noter que le filet de l'implant de forme triangulaire engendre des contraintes dans l'os d'un niveau beaucoup plus élevé que les autres types de filet. En outre, lors de la collision du projectile de forme conique avec l'os, le tissu vivant reçoit des contraintes de von Mises beaucoup plus marquées. De tel impact sollicite très fortement l'os et peuvent être à l'origine de douleur chez le patient.

## Conclusion

Les résultats obtenus dans ce travail montrent que :

- Un filet de l'implant de forme triangulaire induit dans l'os des contraintes équivalentes de von Mises plus importantes que celles engendrées par les autres formes de filet.
- la forme de filet de l'implant joue un rôle très important pour la stabilité de la structure dentaire suite à des chocs mécaniques.
- Les projectiles de forme conique (aigüe) sont très dangereux et peuvent être fatale pour le patient.
- Les zones de contact entre l'os et l'implant est le siège de forte concentration de contrainte.
- L'os spongieux est le maillon le plus faible de la structure dentaire, il est fortement sollicité dans sa partie médiane, partie en contact avec l'implant. Sa partie distale est la plus faiblement sollicitée.

## Conclusion générale

---

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

Cette étude nous a permis de tirer les conclusions suivantes :

- Un projectile de forme conique induit dans l'os et l'implant des contraintes équivalentes de von Mises plus importantes que celles engendrées par un projectile de forme sphérique.
- Le niveau de ce contrainte est d'autant plus marqué que la vitesse de projectile est plus importante.
- La vitesse et la forme du projectile sont deux paramètres physiques essentiels et déterminants pour la prédiction du comportement de la structure dentaire aux chocs mécaniques.
- Les zones de contact entre l'os et l'implant est le siège de forte concentration de contrainte équivalente.
- L'os spongieux est le maillon le plus faible de la structure dentaire, est fortement sollicité dans sa partie inférieure, partie en contact avec l'implant. Sa partie centrale est la plus faiblement sollicitée.
- Un implant conçu en matériau résistant peut aisément supporter le niveau de ces contraintes contrairement à l'os qui est un matériau vivant possédant de faibles propriétés mécaniques de résistance.
- Les projectiles de forme géométrique conique sont très dangereux et présentent un risque pour la stabilité de la structure dentaire.
- L'impacteur conique (aigüe) entraîne une contrainte équivalente plus importante que celle de l'impacteur sphérique ;
- Les contraintes enregistrées dans l'organe vivant sont d'une intensité très élevée et peuvent conduire à un risque d'endommagement par effet d'entaille (filets dans l'os) ;

- La contrainte équivalente augmente avec l'augmentation de la masse de l'impacteur. Les contraintes ont été transférées de l'implant vers l'os cortical et spongieux ;
- La durabilité d'une telle prothèse est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les composants de la structure et tout particulièrement dans l'os qui l'élément le moins résistant.
- Pour une masse importante de l'impacteur, les contraintes peuvent être critiques car les propriétés mécaniques de l'implant et de l'os cortical et spongieux ne pourraient pas supporter les amplitudes de contraintes enregistrées dans cette analyse.
- Un filet de l'implant de forme triangulaire induit dans l'os des contraintes équivalentes de von Mises plus importantes que celles engendrées par les autres formes de filet.
- la forme de filet de l'implant joue un rôle très important pour la stabilité de la structure dentaire suite à des chocs mécaniques.
- Les projectiles de forme conique (aigüe) sont très dangereux et peuvent être fatale pour le patient.
- Les zones de contact entre l'os et l'implant est le siège de forte concentration de contrainte.
- L'os spongieux est le maillon le plus faible de la structure dentaire, il est fortement sollicité dans sa partie médiane, partie en contact avec l'implant. Sa partie distale est la plus faiblement sollicitée.

## Références bibliographiques

---

- [1] Développement de bioverres poreux pour application à l'orthopédie et à l'ingénierie tissulaire. Thèse présentée par CHELAHI CHIKR Yamina, 2018.
- [2] 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, Magister présentée par ALLAOUA Fadela 2015.
- [3] <http://www.Cite-sciences.Fr/Biomatériaux>. URL.
- [4] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. Effects of multi grooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A, 227- 34 (2004).
- [5] Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J.Prosthet.Dent.*49, 832-837 (1983).
- [6] Mac Queen D, Sundgreen J. *Advances in biomaterials*. Chicago: Quintessence Pub edit. (1983).
- [7] EUREKA E 13033- Bio nano composite - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nano composite ceramics new implant material for bone substitute (2007-2008).
- [8] <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL
- [9] Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. Characterization of surface oxide films on titanium and adhesion of osteoblast. *Biomaterials*.24, 63-70 (2003).
- [10] Cours en biomatériaux avancés, Mastère Biotechnologie Industrielle, 2009. Institut National des Sciences Appliquées et de Technologie, Université de Carthage.
- [11] Rappels atomistiques, structure des métaux, des alliages et des céramiques, 2010. Support de cours
- [12] J. Mathieu, 1969. Résistance à la corrosion des aciers inoxydables. January 1969 *La Pratique des Industries Mécaniques* 52(1-2):42-44. DOI: 10.1051/mattech/196952010042.
- [13] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells in vitro: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- [14] Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD) - Pr. G. GREGOIRE, Dr. B. GROSGOGEAT-BALAYRE, Pr. P. MILLET, Dr. P. ROCHER. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap15/>.
- [15] Caractérisation et biocompatibilité des matériaux utilisés pour les plaques fémorales en vue de proposition d'un nouveau modèle expérimental et numérique. Thèse présentée par BOUKHOBZA Abdelyamine, 2018.
- [16] Réduction du chrome (VI) par la souche *Streptomyces thermocarboxydus* NH50 isolée à partir d'un sol pollué. Thèse présentée par Valérie DESJARDIN, 2002.
- [17] Fonctionnalisation de biopolymères extraits de macroalgues pour encapsuler des principes actifs hydrophobes. Thèse présentée par Latufa Youssouf, 2017.
- [18] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne&J.Lemons *Annals of NY academy of Science*, (1988) p 54.
- [19] Derhami K, Zheng J, Li L, Wolfaardt JF, and Scott PG. Proteomic analysis of human skin fibroblasts grown on titanium: novel approach to study molecular biocompatibility. *J Biomed Mater Res*.56, 234-44 (2001).
- [20] Wennerberg A. Rugosité de surface des implants dentaires: mesure, évaluation, résultats expérimentaux. *Implant*.7, 281-89 (2001).
- [21] Simon M. Etude de la résistance à la corrosion et de la biocompatibilité cellulaire de différents états de surface d'implants en titane Diplôme d'études approfondies d'ingénierie médicale et biologique. Lyon. (2004).
- [22] P. Laheurte, Thèse de doctorat. Contribution à l'étude du comportement pseudo-élastique d'un alliage de titane beta metastable, applications aux arcs orthodontiques. Université de Metz, 2003.
- [23] M. Oiknine and J. Benizri, Origine des fractures et de l'usure des limes Ni-Ti en endodontie. *Revue d'odonto-stomatologie*, 2007. 36: p. 109-123
- [24] Laurent E, Bellhari K. Les biocéramiques en endodontie. *Clinic*. 2015; (11):593-603
- [25] Ghoneim AG, Lutfy RA, Sabet NE, Fayyad DM. Resistance to fracture of roots obturated with novel canal-filling systems. *J Endod*. 2011; 37(11):1590-2
- [26] Développement de bioverres poreux pour application à l'orthopédie et à l'ingénierie tissulaire. Thèse présentée par Leila Lefebvre, 2007.
- [27] W. H. Nijhuis, D. M. Eastwood, J. Allgrove, I. Hvid, H. H. Weinans, R. A. Bank, R. J. Sakkars. Current concepts in osteogenesis imperfecta: bone structure, biomechanics and medical management, *Journal of Children s Orthopaedics* 13(1):1-11 (2019).
- [28] Xue Li, Lope G. Tabil, Satyanarayan Panigrahi, 2007; Chemical Treatments of Natural Fiber for Use in Natural Fiber-Reinforced Composites: A Review; *J Polym Environ* 15, 25-33
- [29] N. Jarroux (Editor), les polymères biodégradables, [AM 3579], plastiques et composites 10-2007.

- [30] Contribution à l'étude de la structure et de la texture du pla. effet de la dégradation hydrothermale, thèse présentée par LIONEL SAMBHA'A, 2011.
- [31] Nukman, N.A. Abu Osman, R.A. Ilyas, 2020. Composites in Biomedical Applications. Book, Edition 1. DOI: 10.1201/9780429327766.
- [32] Modélisation de la transformation de biomatériaux par un modèle de percolation, Thèse présentée par Hubert Mély, 2012.
- [33] La Fédération Nationale des Horlogers, Bijoutiers, Joailliers, Orfèvres, Détaillants et Artisans de France.
- [34] Apport des nouveaux biomatériaux en dentisterie régénérative, Thèse présentée par Jean-Baptiste Lambert, 2018.
- [35] International Plant Names Index. Published on the Internet <http://www.ipni.org>, The Royal Botanic Gardens, Kew, Harvard University Herbaria & Libraries and Australian National Botanic Gardens., consulté le 13 juillet 2020.
- [36] <https://www.lyon-entreprises.com/actualites/article/agave>. Publié le 10 janvier 2010 à 23 h 00 min - Mis à jour le 12 septembre 2018.
- [37] Jayaraman M, Meyer U, Buhner M, Joos U, and Wiesmann HP. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro. *Biomaterials*.25, 625-31 (2004).
- [38] Wang YW, Yang F, Wu Q, Cheng YC, Yu PH, Chen J, and Chen GQ. Effect of composition of poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate) on growth of fibroblast and osteoblast. *Biomaterials*.26, 755-61 (2005).
- [39] Fini M, Motta A, Torricelli P, Giavaresi G, Nicoli Aldini N, Tschon M, Giardino R, and Migliaresi C. The healing of confined critical size cancellous defects in the presence of silk fibroin hydrogel. *Biomaterials*.26, 35-36 (2005).
- [40] Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. Characterization of titanium surfaces with calcium and phosphate and osteoblast adhesion. *Biomaterials*.25, 21-28 (2004).
- [41] Baquey Charles. les Biomatériaux : des matériaux doublement exigeants. URL: <http://www.inserm.fr/>.
- [42] Laurent Sedel, Evaluation pré-clinique des biomatériaux orthopédiques. 1994. *Revue de Métallurgie* 91(9):1213-1213. DOI: 10.1051/metal/199491091213.
- [43] Les substituts osseux, 2010. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, cours présenté par J. COLAT-PARROS, F. JORDANA.
- [44] Fung YC. *Biomechanics*, 2nd Ed. Lieu: Springer, 1996, p.571.
- [45] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015.
- [46] Allard P. *La Biomécanique*, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, p 127. (N°3456).
- [47] Wikipédia-Encyclopédie libre [en ligne]. Disponible sur : < <http://fr.wikipedia.org/wiki/Accueil>> (consulté le 01.02.2006).
- [48] Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002.
- [49] Slagter (A), Van Der Bilt (A), Bosman(F). Combination of two artificial test foods by dentate and edentulous subjects. *J. Oral Rehab.* 81-87 (1992).
- [50] Park JB. *Biomaterials: An introduction*, Plenum, NY 1979.
- [51] Piekarski, dans SC Cowin, *Mechanical properties of Bone*, AMD 1981.
- [52] Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : measurement by an ultrasonic technique. *J Biomech* 1987, 20:979-986.
- [53] Vose GP, Kubala AL. Bone strength - its relationship to X-ray-determined ash content. *Human Biol* 1959; 31:261-70.
- [54] Carter DR, Spengler DR. Mechanical properties and composition of cortical bone. *Clin Orthop Rel Res* 1978; 135:192-217.
- [55] Pietruszczak S, Inglis D, Pande GN. A fabric-dependent fracture criterion for bone. *J Biomech* 1999; 32(10):1071-9.
- [56] Wolff J. *Das gesetz der transformation der knochen*. 1892; Berlin: Hirschwald;488.
- [57] Cowin SC, Sadegh AM, Luo GM. An evolutionary Wolff's law for trabecular architecture. *Journal of Biomechanical Engineering* 1992; 114:129-36.
- [58] Cowin, S. *Bone Mechanics Handbook*. Boca Raton: FL: CRC Press; 2001.
- [59] Atlas d'anatomie SOBOTTA, tome 1, Tête, cou, membre supérieur, 20<sup>e</sup> édition – Editions Médicales Internationales; 1994.
- [60] Principes d'anatomie et de physiologie 2<sup>e</sup> édition - TORTORA & GRABOWSKI Edition DeBoeck Université; 1994.
- [61] Kamina & Renard. Tête osseuse, articulation temporo-mandibulaire, Edition Maloine, 2<sup>e</sup> édition, 1996.
- [62] Mulligan TF. Traduit et synthétisé par F.FLAGEUL. Du bon usage de la mécanique en orthodontie. *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1982; 16 (3):299-305; *Rev. Orthop. Dento Faciale*. 1982; 16 (4):483-496; *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1983; 17 (1):67-79; *Rev. Orthop. Dento Faciale*.1983; 17 (2):299-305.
- [63] Andreasen GF., Zwanziger DA clinical evaluation of the differential force concept as applied to the edgewise bracket. *Am. J. Orthod.* 1980;78:25-40.
- [64] Barat Y, Gandiol S. Déplacement dentaire provoqué. *Orthod. Fr.* 1996; 67:Tome1 chapitre.3.

- [65] Dr A.ABDALLAH, Cours polycopie destiné aux étudiants de la 2ème année chirurgie dentaire « Muscles : masticateurs et abaisseurs de la mandibule » 2008-2009.
- [66] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.* 1980; 77:396-409.
- [67] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.* 1980; 77:396-409.
- [68] Michel J. F. Contention en parodontologie, Question d'internat en parodontologie. Univ-renne.1, 124 (2004).
- [69] Maurice D. Mobilité dentaire et contention, These : chir. Dent., Strasbourg. 4, (1981).
- [70] Weinberg L. A. Therapeutic biomechanics concepts and clinical procedures to reduce implant loading. Part I. *J Oral Implant.* 6, 293-301. (2001).
- [71] Wolff J. *Das Gesetz der Transformation des Knochens.* Berlin: Hirschwald, (1892).
- [72] Rohlmann A, Mössner U, Bergmann G, Kölbl R. Finite element- analysis an experimental investigation of stresses in a femur. *J Biomed Eng.* 4, 241-246 (1982).
- [73] Sedel L. Propriétés mécaniques de l'os. *Rev Chir Orthop.* 60, 643-656 (1974).
- [74] Rauber A. *Elasticität und Festigkeit der Knochen.* Leipzig: W. Engelmann, (1876).
- [75] Bonfield W, Li CH. Anisotropy of nonelastic flow in bone. *J Appl Phys.*38, 2450-2455 (1967).
- [76] Bonfield W, O'Connor P. Anelastic deformation and the friction stress of bone . *J Mater Sci.*13, 202-207 (1978).
- [77] Currey JD, Butler G. The mechanical properties of bone tissue in children. *J Bone Joint Surg [Am].* 57, 810-814 (1975).
- [78] Marique P. *Étude sur le fémur.* Bruxelles: Stoop, (1945).
- [79] Evans GF. *Stress and strain in bones.* Springfield: CC Thomas, (1957).
- [80] Comtet JJ, Rozier T, Vassal R, Arène JM, Fischer L. Recherches expérimentales sur la résistance de la diaphyse des os longs chez l'homme. *Rev Chir Orthop.* 53, 3-21(1967).
- [81] Burstein AH, Reilly DT, Frankel VH. Failure characteristics of bone and bone tissue. *KenediRMed. Perspectives in biomedical engineering* London: The Mac Millan press, 131-134 (1973).
- [82] Ascenzi A, Bonucci F. The tensile properties of single osteons. *Anat Rec.*158, 375-386 (1967).
- [83] Follet, H., Peyrin, F., Vidal-Salle, E., Bonnassie, A., Rumelhart, C., and Meunier, P. J. Intrinsic mechanical properties of trabecular calcaneus determined by finite element models using 3D synchrotron microtomography. *J Biomech.* 40, 74-83(2007).
- [84] Konirsch G. *Étude du comportement biomécanique du tissu osseux compact des os longs chez l'homme.* [thèse médecine] Montpellier (1964).
- [85] P. Meyrueis, A. Cazenave, R. Zimmermann. *Biomécanique de l'os. Application au traitement des fractures,* Encyclopédie Médico-Chirurgicale, vol. A, 14-31(2004).
- [86] Tylman SD. *Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.).* Paris :édition Prélat, p.1975 – 917.
- [87] Slagter A, Van Der Bilt A, Bosman F. Commination of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. *J. Oral Rehab.,* 1992, 81-87.
- [88] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent.*1995;73:169-183.
- [89] Pawlak EA., Hoag Ph. M. *Manuel de parodontologie clinique.* Paris : édition Masson,1987; p.80-86, 112-129.
- [90] Isidor F. (1997) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin. Oral Implant Res* 7:143-152.
- [91] Wolf J. *The laws of bone remodelling* Maquet P. Furlong R. translators. Berlin: Springer Verlag 1986.
- [92] Stanford CM.& Richard AB. (1999) Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *J prosthet Dent* 1999; 81:553-61.
- [93] Brunski JB. Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 153-201.
- [94] Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. Bite forces and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979; 6:41-48.
- [95] Ney T, Schulte W. Implantatbelastung durch Knochendeformation im interforaminalen Bereich des Unterkiefers bei funktioneller Beanspruchung. *Z. Zahnärztl. Implant* 1988;4:109
- [96] Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97.
- [97] Misch CE. Implant design considerations for the posterior regions of the mouth ,*Implant Dentistry* 1999; 8:376-85.
- [98] Marxkors R. Die Einstückgussprothese. *Dental Labor,* n.49, p.707-715, p.1037-1050, p.1663-1670, p.1849-1856; n.50, p.193-202, Feb. 2001/2002
- [99] GAUTHIER R. Histoire de l'implantologie [en ligne]. Disponible sur : <http://pages.persoorange.fr/robert.gauthier/histoire.htm> (consulté le 16.09.2009).

- [100] Branemark P.L., Breine. U, Adell. R, Hansson B.O, Ohlsson. A, Intra osseous anchorage of dental prostheses. Experimental study. *Scand J plastReconstructSurg.* 81–100(1969).
- [101] Diouf A. Implantation immédiate après extraction dentaire : à propos de quatre cas cliniques colligés au Sénégal. Thèse chir. dent 2eme cycle.09, (2004).
- [102] BEDER O. E. AND EADE G. An investigation of tissue tolerance to titanium metal implants in dogs. *Surgery* 1956;39: 470-473.
- [103] Gould T. R., Brunette. D. M. And Westbury L. The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J. Periodontal Res.* 16, 611-616 (1981).
- [104] Davarpanah M. Kebir M. Martinez H. Tecucianu J-F. Manuel d'implantologie clinique. Paris : Editions CdP(2000).
- [105] Davarpanah M., Martinez H., Tecucianu J. F., Celletti R. and Lazzara, R. Small diameter implants: indications and contraindications. *J.Esthet. Dent.* 12, 186-194 (2000).
- [106] Davarpanah M., Martinez H., Kebir M., Etienne D. And Tecucianu J. F. Wide-diameter implants: new concepts. *Int.J.Periodontics.Restorative.Dent.* 21, 149-159 (2001).
- [107] Chaiy Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, Vol. 32, p.189-192, 2008.
- [108] Mattout P, Mattout C. Les thérapeutiques parodontales et implantaires. Ed Quintessence International, 2003.
- [109] Davarpanah M, Jakubowicz-Kohen B, Caraman M, Kebir-Quelin M. Les implants en odontologie. Collection memento, Editions CdP 2004.
- [110] Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique. Ed Quintessence International, 2003.
- [111] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015.
- [112] Adell R., Eriksson B., Lekholm U., Branemark P. I. and Jemt T. Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int.J.OralMaxillofac.Implants.* 5, 347-359 (1990).
- [113] Adell R., Lekholm U., Rockler B., and Branemark P. I. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int. J. Oral Sur* 2g. 10, 387-416 (1981).
- [114] Friberg B., Grondahl K., Lekholm U. and Branemark P. I. Long-term follow-up of severely atrophic edentulous mandibles reconstructed with short Branemark implants. *Clin. Implant. Dent. Relat Res.* 2, 184-189 (2000).
- [115] Scortecchi C., Misch C., Olin G., *Implantologie basale : une approche thérapeutique fondée sur la preuve Implantodontie*, 35-47 (2003).
- [116] Branemark P. I., Grondahl K., Ohmell L.O., Nilsson P., Petruson B., Svensson B., Engstrand P. and Nannmark U. Zygoma fixture in the management of advanced atrophy of the maxilla: technique and long-term results. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand Surg.* 38, 70-85 (2004).
- [117] Tardieu P., Vrielinck L., *Implantologie assistée par ordinateur. Cas clinique : mise en charge immédiate d'un bridge maxillaire à appuis zygomatiques et ptérygoïdiens. Implantodontie.* 46, 41-48 (2002).
- [118] Branemark P.I., Zarb G.A., Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence books, (1985).
- [119] Martinez H., Davarpanah M. *Choix raisonné de la chronologie thérapeutique en implantologie. Implantodontie*, Elsevier, 11-22 (2003).
- [120] Bonfield W, Li CH. Anisotropy of nonelastic flow in bone. *J Appl Phys.* 38, 2450-2455(1967).
- [121] Focus sur les implants dentaires, Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaamse tandartsen vzw, [en ligne], <[http://www.dentiste.be/documents/8271\\_implantaten](http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten)>, Consulté le 03/03/2010.
- [122] Erwann Delvat, Contribution au Développement de Nouveaux Alliages Biocompatibles à base de Titane, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, (2006).
- [123] Petrik V., et al. Godfrey Hounsfield and the dawn of computed tomography. *Neurosurgery*, 4. 780-787 (2006).
- [124] Scortecchi C. Misch C. Olin G. *Implantologie basale : une approche thérapeutique fondée sur la preuve Implantodontie*, 35-47 (2003).
- [125] Lee, J. Y.; Kim, H. Y.; Shin, S. W.; Bryant, S. R 2012 Number of implants for mandibular implant overdentures: A systematic review *The Journal of Advanced Prosthodontics* 4 204–9
- [126] Greenstein G, Cavallaro J, Romanos G, Tarnow D 2008 Clinical recommendations for avoiding and managing surgical complications associated with implant dentistry: a review *The Journal of Periodontology* 8 1317–29
- [127] Carlos N E Factors 2011 affecting the success of dental implants *Book Implant Dentistry -A Rapidly Evolving Practice* 320–364
- [128] Rohit S, Ligi E J, Dipika M, Silvia R, Priyanka M, Harshad V 2018 How to begin with dental implants *International Journal For Research In Health Sciences And Nursing* 4 11–46
- [129] Laura G, John P S, Teja G, Joo L 2014 Current trends in dental implants *Journal Korean Assoc Oral Maxillofac Surg* 40 50–60

- [130] Sullivan R M 2001 Implant dentistry and the concept of osseointegration: a historical perspective *Journal of the California Dental Association* 29 737–745.
- [131] Eraslan O, Inan O 2010 The effect of thread design on stress distribution in a solid screw implant: A 3D finite element analysis *Clin Oral Investig* 14 411–416
- [132] Huang HL, Chang CH, Hsu JT, Fallgatter AM, Ko CC 2007 Comparison of implant body designs and threaded designs of dental implants: A 3-dimensional finite element analysis *Int J Oral Maxillofac Implants* 22 551–562
- [133] Bermond F, Kallieris D, Mattern R, Ramet M, Bouquet R, Caire Y, Voiglio E 1999 CHuman face response at an angle to the fore-aft vertical plane impact *IRCOBI Conference, Sitges, Spain*
- [134] Karine B G, Philippe B, Thomas R, Francois B 2015 In vivo experiments for the biomechanical analysis of emergency situations *Conference: Scientific Day of the French College of Traffic Medicine, At Ensam, Paris, France*
- [135] Shraddha S M, Amol P M 2014 A review: evaluation of design parameters of dental implant abutment *International Journal of Emerging Science and Engineering* 2 64–67
- [136] Merdji Ali 2015 Comportement mécanique des implants dentaires, THESE Présentée Pour l'obtention du grade de : Docteur de l'Université Djillali liabes, Discipline: Mécanique, Spécialité : Génie mécanique 1–186
- [137] Delaval C, Maerten L, Subsol G, Micallef JP, Goudot P, Yachoub J, Maerten F, Chemouny S. A 3D computer-assisted method for strategy and assessment of therapy of the weakened mandible. 12th Computed Maxillofacial Imaging Congress, Japon 2006.
- [138] J.T.ODEN, «Finite elements of non linear continua», McGraw Hill Company, (1972).
- [139] O.C.Zienwicz, R.L.Taylor, «La méthode des éléments finis formulation de base et problèmes linéaires», Édit. AFNOR, (1991)
- [140] Marwan DAAS 2008 Contribution à l'étude du comportement biomécanique de l'environnement d'un implant dentaire, THESE Présentée Pour l'obtention du grade de : Docteur de l'Université Paul Verlaine – Metz, Discipline: Mécanique, Spécialité : Biomécanique 1–170
- [141] Cyrus A, Hamid R E, Javad H, Jaber G S 2018 Effect of using different metal and ceramic materials as restorations on stress distribution around dental implants: a comparative finite element study *Materials Research Express* 5 1–12
- [142] Djebbar N, Serier B, Benbarek S, Boutabout B 2019 The Effect of the Projectile Shape on the Stress Biomechanical Behavior of Dental Implant: Three-dimensional Analysis *Periodica Polytechnica, Mechanical Engineering* 4 249–256.
- [143] Chao W, Gang F, Feng D 2015 Difference of natural teeth and implant-supported restoration: A comparison of bone remodeling simulations *Journal of dental sciences* 10 1–11
- [144] Hussein H A, Peter N, Richard J C, Victor H M, Osama M M 2011 Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement,” *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139 59–71.
- [145] Davarpanah M, Martinez H. Manuel d'implantologie clinique Paris :CdP, 1999
- [146] MISSIKA P., BERT M. et BUSSAC G. Chirurgie implantaire, collection « Guide clinique » Paris : CdP, 1998
- [147] Carlos N E. (2011) “Factors affecting the success of dental implants,” *Book Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice*, 320–364. DOI:10.5772/18746.
- [148] Young E J, Macias C R, Stephens L. (2013), “Common Dental Injury Management in Athletes,” *Sports Health A Multidisciplinary Approach*, 7(3), 250–255. DOI:10.1177/1941738113486077.
- [149] CHELAHI CHIKR Y 2018 Analyse tridimensionnelle du comportement mécanique des implants dentaires,” THESE Présentée Pour l'obtention du grade de : Docteuse de universite djillali liabes de sidi bel-abbes, Discipline: Mécanique, Spécialité : SCIENCE DES MATERIAUX 1-118.
- [150] Arab, A. Z. E.-A., Merdji, A., Benaissa, A., Roy, S., Bachir Bouiadjra, B.-A., Layadi, K., Mukdadi, O. M. (2020). Finite-Element Analysis of a Lateral Femoro-Tibial Impact on the Total Knee Arthroplasty. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 105446. doi:10.1016/j.cmpb.2020.105446.
- [151] Pranav K, Namita K. (2012), “A retrospective analysis of maxillofacial injuries in patients reporting to a tertiary care hospital in East Delhi,” *International Journal of Critical Illness and Injury Science*, 2(1), 6–10. DOI:10.4103/2229-5151.94872.
- [152] Cai Z, Lan F, Chen J Q, Shi L. (2012), “Construction and validation of the assessment model for human head injury in vehicle traffic accident,” *Qiche Gongcheng/Automotive Engineering*, 34(9), 782–786.
- [153] Stanford C.M. (2008), “Surface modifications of dental implants,” *Australian Dental Journal*, 53(1), s26–s33. DOI:10.1111/j.1834-7819.2008.00038.x
- [154] Steigenga J T, Al-Shammari K F, Nociti F H, Misch C E, Wang H L. (2003), “Dental implant design and its relationship to long-term implant success,” *Implant Dentistry*, 12(4), 306–317. DOI:10.1097/01.ID.0000091140.76130.A1.
- [155] Hyeonjong Lee, Minhye Jo, Gunwoo Noh (2020). Biomechanical effects of dental implant diameter, connection type, and bone density on microgap formation and fatigue failure: A finite element analysis. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 105863. doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105863.

- [156] Pirmoradian, M., Naeni, H. A., Firouzbakht, M., Toghraie, D., khabaz, M. K., & Darabi, R. (2019). Finite element analysis and experimental evaluation on stress distribution and sensitivity of dental implants to assess optimum length and thread pitch. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 105258. doi:10.1016/j.cmpb.2019.105258
- [157] Shradha S M, Amol P M. (2014), "A review: evaluation of design parameters of dental implant abutment," *International Journal of Emerging Science and Engineering*, 2(4), 64–67
- [158] Lan T H, Du J K, Pan C Y, Lee H E, Chung W H. (2011), "Biomechanical analysis of alveolar bone stress around implants with different thread designs and pitches in the mandibular molar area," *Clinical Oral Investigations*, 16(2), 363–369. DOI:10.1007/s00784-011-0517-z
- [159] Noharet R, Cannas B, Gillot L. Piliers implantaires : anticipé le choix. *L'Information Dentaire*, 19 mars 2010, n° 20
- [160] DAVARPANAH M. et MARTINEZ H. Manuel d'implantologie clinique Paris :CdP, 1999
- [161] MISSIKA P., BERT M. et BUSSAC G. Chirurgie implantaire, collection « Guide clinique » Paris : CdP, 1998
- [162] BRANEMARK, PI. ENGSTRAND OHRNELL, L.O., Branemark Novum, un nouveau concept de traitement pour la res tauration de l'édentement, mandibulaire ; Résultats préliminaires d'une étude prospective de suivi clinique .*Rev. implant*, 2000, 6(1): 5-22
- [163] BRANEMARK P.I., ADELL Osteointegrated implant in the treatment of the edentulous jaw.Experience from a 10 years period *Scand. J. Plast recontr. Surg.*, 1997, 16:1-132
- [164] G. Yang, F. He, X. Yang, X. Wang, S. Zhao, Bone responses to titanium implants surface-roughened by sandblasted and double etched treatments in a rabbit model, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* (2008) 1-9.
- [165] S. Vandeweghe, J. Cosyn, E. Thevissen, J. Teerlinck, H. De-Bruyn, The influence of implant design on bone remodeling around surface-modified Southern Implants, *Clinical Implant Dentistry and Related Research.* (2012) 655-662.
- [166] H. Abuhussein, G. Pagni, A. Rebaudi, H. Wang, The effect of thread pattern upon implant osseointegration, *Clinical Oral Implants Research.* (2010) 129-136.
- [167] M. Herekar, N. Patil, S. Mulani, M. Sethi, O. Padhye, The influence of thread geometry on biomechanical load transfer to bone: A finite element analysis comparing two implant thread designs, *Dental Research Journal.* (2014) 489-494.
- [168] M. Oswal, U. Amasi, M. Oswal, A. Bhagat, Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis, *Journal of Indian Prosthodontic Society.* (2016) 359-365.
- [169] N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir-Bouiadjra, S. Benbarek, A. Draï, Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant, *Materials and Design.* (2010) 2097–2101
- [170] N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir-Bouiadjra, Finite element analysis in static and dynamic behaviors of dental prosthesis, *Structural Engineering and Mechanics.* (2015) 65-78
- [171] N. Djebbar, B. Serier, B. Bachir-Bouiadjra, Stress Distribution of the Variable Dynamic Loading in the Dental Implant: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering.* (2017) 44-52.