

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mustapha Stambouli

Mascara



جامعة مصطفى أسطمبولي

معسكر

Faculté des : Faculté des Sciences et Technologie

Département de : Génie Mécanique.

Laboratoire des : sciences et techniques de L'eau LSTE

THÈSE EN VUE DE L'OBTENTION DU DIPLÔME DE DOCTEUR EN SCIENCES

Spécialité : Génie Mécanique

Option : Science des Matériaux

Présentée par : AMEL BOUKHLIF

Intitulée

Etude du comportement biomécanique des bridges dentaires

Soutenu Le //2019 devant le jury composé de :

<i>Président</i>	<i>A.Aid</i>	<i>Pr</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur</i>	<i>B.A.Bachir Bouiadjra</i>	<i>Pr</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Examineur</i>	<i>A.Ghazi</i>	<i>MCA</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur</i>	<i>S.Benbarek</i>	<i>Pr</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Encadreur</i>	<i>A. Merdji</i>	<i>Pr</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>CO-Encadreur</i>	<i>E.B.OuldChikh</i>	<i>Pr</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Invité</i>	<i>K. Layadi</i>	<i>Pr</i>	<i>Université d'Oran 1</i>

Année Universitaire : 2019-2020

Remerciements

Mes remerciements vont tout d'abord à notre Dieu pour la santé et le courage qu'il m'a donné pour terminer ce travail.

Je tiens désormais à remercier plus chaleureusement toutes les personnes qui ont contribué à l'encadrement de la thèse de **Mr Merdji Ali et Mr Ould Chikh El Behri**. J'exprime mes remerciements spéciaux et grand respect à Monsieur **Abdelghani Baltach**, il a vraiment tenu à m'aider tout au long de ce travail avec les meilleurs de leur expérience. Je remercie très sincèrement l'ensemble du personnel de laboratoire **L.S.T.E** l'Université de Mascara pour l'éventail des connaissances qu'ils savent partager et l'ambiance qu'ils ont su créer.

Mes remerciements vont également aux membres du jury, d'avoir accepté de juger ce travail.

Je voudrai également remercier mes amis et tout mes collègues qui m'ont toujours soutenu et encouragé durant ces années.

J'en arrive à ceux grâce à qui je trouve le courage et la motivation d'aller de l'avant. Ceux grâce à qui toute difficulté s'avère surmontable : mes très chères **parents** et toute ma famille (mon frère et mes sœurs). Les mots sont assez faibles pour vous décrire ma reconnaissance et ma gratitude. **MERCI**.

En fin je remercie toute personne ayant contribué de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicaces

Que ce travail témoigne de mes respects :

A mes parents :

Grâce à leurs tendres encouragements et leurs grands sacrifices, ils ont pu créer le climat affectueux et propice à la poursuite de mes études.

Aucune dédicace ne pourrait exprimer mon respect, ma considération et mes profonds sentiments envers eux.

Je prie le bon Dieu de les bénir, de veiller sur eux, en espérant qu'ils seront toujours fiers de moi.

A mon adorable fils Abdellah.

A mon marie Abdelghani.

A mon frère Abdel Malek et à mes sœurs et A tout ma famille.

A tous mes professeurs :

Leur générosité et leur soutien m'oblige de leurs témoigner mon profond respect et ma loyale considération.

A tous mes amis et mes collègues :

Ils vont trouver ici le témoignage d'une fidélité et d'une amitié infinie.

Boukhelif Amel

« Résumé »

Le nombre d'implants dentaires à l'appui est un critère important pour le résultat chirurgical de la fixation d'un pont dentaire, qui a un impact considérable sur les caractéristiques de transfert de charge biomécanique. Une contrainte excessive à l'interface os-implant par la charge masticatoire peut entraîner une défaillance de l'implant. Le but de cette étude est d'évaluer l'impact du nombre d'implants supportant le bridge dentaire sur le stress dans les tissus voisins des implants. Les résultats de l'étude fournissent des informations utiles sur les techniques chirurgicales appropriées pour la fixation d'un pont dentaire. Dans cette étude, des implants dentaires cylindriques lisses ostéo-intégrés de même diamètre et de même longueur ont été analysés numériquement à l'aide de modèles tridimensionnels os-implants. L'effet du nombre d'implants de support sur la stabilité biomécanique du pont dentaire a été examiné à l'aide de deux, trois et quatre implants de support. Tous les matériaux ont été supposés être linéairement élastiques et isotropes. La charge masticatoire a été appliquée dans la direction corono-apicale sur la partie externe du pont dentaire. Des analyses par éléments finis (EF) ont été effectuées pour résoudre le stress de Von Mises. Les contraintes maximales de Von Mises étaient localisées dans la ligne cervicale d'os cortical autour des implants dentaires. Les valeurs maximales de contrainte de Von Mises diminuaient avec l'augmentation du nombre d'implants supportant le pont dentaire. Les résultats de cette étude démontrent l'importance d'utiliser le nombre correct d'implants de soutien pour la fixation du pont dentaire.

Mots clés : Bridge dentaire, Etude d'analyse par éléments finis, Implants de soutien, os, Charge de masticatoire, Analyse des contraintes.

« Abstract »

The number of supporting dental implants is an important criterion for the surgical outcome of dental bridge fixation, which has considerable impact on biomechanical load transfer characteristics. Excessive stress at the bone–implant interface by masticatory loading may result in implant failure. The aim of this study was to evaluate the impact of the number of implants supporting the dental bridge on stress in neighboring tissues around the implants. Results of the study will provide useful information on appropriate surgical techniques for dental bridge fixation. In this study, osseointegrated smooth cylindrical dental implants of same diameter and length were numerically analyzed, using three-dimensional bone–implant models. The effect of the number of supporting implants on biomechanical stability of dental bridge was examined, using two, three and four supporting implants. All materials were assumed to be linearly elastic and isotropic. Masticatory load was applied in coron-apical direction on the external part of dental bridge. Finite Element (FE) analyses were run to solve for Von Mises stress. Maximum Von Mises stresses were located in the cervical line of cortical bone around dental implants. Peak Von Mises stress values decreased with an increase in the number of implants that support the dental bridge. Results of this study demonstrate the importance of using the correct number of supporting implants to for dental bridge fixation.

Keywords: dental bridge, FE analysis study, supporting implants, bone, masticatory load, stress analysis.

"ملخص"

يعد عدد عمليات زراعة الأسنان الداعمة معيارًا مهمًا للنتائج الجراحية لتثبيت جسر الأسنان ، والذي له تأثير كبير على خصائص نقل الحمل الكيميائي الحيوي و الإجهاد المفرط في واجهة زرع العظام عن طريق قوى المضغ والذي قد يؤدي إلى فشل الزرع. كان الهدف من هذه الدراسة هو تقييم تأثير عدد دعائم جسر الأسنان المزروعة على إجهاد الأنسجة المجاورة لمنطقة الزرع. ستوفر نتائج الدراسة معلومات مفيدة عن التقنيات الجراحية المناسبة لتثبيت جسر الأسنان. حيث، تم تحليل عددي زراعة الأسنان السلس أسطواناني من نفس القطر والطول، وذلك باستخدام نماذج ثلاثية الأبعاد زرع العظام. تم فحص تأثير عدد عمليات الزرع الداعمة على الثبات الميكانيكي الحيوي لجسر الأسنان ، وذلك باستخدام اثنين وثلاثة وأربعة عمليات زرع داعمة. تم افتراض أن جميع المواد مرنة خطيًا ومتباينة الخواص. تم تطبيق الحمل المضغ في اتجاه التاج - القمي على الجزء الخارجي من جسر الأسنان. تم تشغيل تحليل العناصر المحدودة (FE) لحل مشكلة الإجهاد. Von Mises تقع أقصى الضغوطات فون فون في خط العظام القشرية حول زراعة الأسنان Von Mises. انخفضت قيم الإجهاد مع زيادة عدد عمليات الزرع التي تدعم جسر الأسنان. توضح نتائج هذه الدراسة أهمية استخدام العدد الصحيح من عمليات زرع الأسنان لتثبيت جسر الأسنان.

كلمات المفاتيح : جسر الأسنان، الدراسة التحليلية عن طريقة العناصر المحددة، زرع الدعائم، العظام، حمولة المضغ، تحليل الإجهاد.

Tables des matières

Tables des matières

<i>Introduction générale</i>	01
------------------------------------	----

CHAPITRE I : *Implantologie dentaire*

I.1 Introduction	01
I.2. Historique et l'origine de l'implantologie	02
I.3. Le tissu osseux	04
I.3.1 Définition	04
I.3.2 Les cellules osseuses	04
I.3.3 Composition chimique	05
I.3.4 Fonctions des tissus osseux	05
I.3.5 Types et classifications de l'os	06
I.3.5.1 Types d'os selon la forme	06
I.3.5.2 Types d'os selon leur composition	06
I.3.6 Structure de l'os cortical ou compact	07
I.3.7 Structure de l'os spongieux ou trabéculaire	08
I.3.8 Classification des tissus osseux	09
I.3.8.1 Classification histologique	09
I.3.8.2 Classification anatomique	09
I.3.9 Lois de remodelage osseux	09
I.4 Anatomie de la dent	12
I.4.1 Définition	12
I.4.2 Le nom et la fonction des dents	13
I.5 Implant dentaire	14
I.5.1 Définition	14
I.5.2 Formes de l'implant	16
I.5.3 Différents types d'implants dentaires	18
I.5.3.1 Implants juxta-osseux	19
I.5.3.2 Implants trans-osseux	19
I.5.3.3 Implants endo-osseux	20
I.5.3.3.1 Les implants dentaires à insertion verticale	20
a)Emmanchés et impactés.....	21
b) Vissés.....	21
c)En forme de lame	21
d) En forme aiguille.....	22
I.5.3.3.2 Les implants dentaires à insertion latérale (T3D)	22
I.5.4 Etat de surface	23
I.5.5 Pilier	24
I.5.6 Élément prothétique	25
I.5.7 Méthodes d'assemblage	26
I.5.7.1 Vissage	26
I.5.7.2 Scellement	26
I.5.7.3 Collage	27

I.6 Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire.....	27
I.6.1 Mise en place d'un implant dentaire en deux temps	28
I.6.1.1 Premier temps opératoire.....	28
I.6.1.2 Deuxième temps opératoire.....	29
I.6.2 Mise en place d'un implant dentaire en un temps.....	30
I.6.3 Mise en charge immédiate	31
I.6.4 Indications des deux protocoles.....	32
I.7 Les bridges dentaires... ..	33
I.7.1 Les types de bridge	33
I.7.1.1 Les bridges traditionnels	33
I.7.1.2 Les bridges sur implants.....	34
I.7.1.3 La prothèse implanto-porté	35
a) Le bridge implanto-porté	35
b) Le bridge implanto-porté avec fausse gencive.....	35
I.7.2 Mode d'assemblage des prothèses implanto-portées	36
I.7.2.1 Les prothèses implanto-portées vissées	36
I.7.2.2 Les prothèses implanto-portées scellées.....	37
I.8 Conclusion.....	38

CHAPITRE II : *Biomatériaux Dentaires*

I.1 Historique.....	42
II.2 Définition.....	43
II.3 Les différents types de biomatériaux	44
II.4 Impact des Biomatériaux.....	44
II.5 Les champs d'application des biomatériaux.....	45
II.5.1 Ophtalmologie.....	45
II.5.2 Odontologie-stomatologie.....	45
II.5.3 Chirurgie orthopédique	46
II.5.4 Cardiovasculaire.....	47
II.5.5 Urologie/ néphrologie.....	47
II.5.6 Endocrinologie-chronothérapie.....	48
II.5.7 Chirurgie esthétique.....	48
II.5.8 Chirurgie générale et divers.....	48
II.6 Les matériaux et le milieu vivant	49
II.6.1 La biocompatibilité.....	49
II.6.2 La biodégradabilité.....	50
II.6.3 La biorésorbabilité.....	51
II.6.4 La bioactivité.....	51
II.7 Classification des biomatériaux.....	51
II.7.1. Classification biologique	51
II.7.2 Classification fonctionnelle	52
II.7.2.1 Les matériaux d'origine naturelle.....	52
II.7.2.2 Les métaux et les alliages métalliques	52
II.7.2.2.1 Les mousses métalliques	54
II.7.2.2.2 Avantages et inconvénients	54
II.7.2.3. Les céramiques.....	55
II.7.2.3.1 Propriétés mécaniques des céramiques	55
II.7.2.3.2 Avantages et inconvénients.....	56

II.7.2.4 Les polymères.....	57
II.7.2.4.1 Propriétés et applications	57
II.7.2.4.2 Avantages et inconvénients	58
II.8 Le titane et ses alliages en implantation dentaire.....	58
II.8.1 Le titane et le domaine dentaire.....	58
II.8.2 Définition.....	59
II.8.3 Formes et Les alliages du titane	60
II.8.4 Propriétés du titane.....	60
II.8.5 La biocompatibilité du titane	61
II.8.5.1 Biocompatibilité chimique.....	62
II.8.5.2 Biocompatibilité mécanique.....	63
II.8.5.2.1 Contraintes mécaniques os implant médical	63
II.9 Conclusion	64

CHAPITRE III : *biomécaniques dentaires*

III.1 Introduction.....	67
III.2 Définitions.....	68
III.3 Domaines d'application de la biomécanique.....	68
III.4 Les principaux acquis théoriques utilisés.....	69
III.5 Comportement Mécanique de l'os.....	70
III.5.1 Propriétés élastiques	71
5.1.1 L'os cortical.....	71
5.1.2 L'os trabéculaire.....	73
III.5.2 Propriétés viscoélastiques	75
III.5.3 Relation entre la densité et le module de Young.....	76
III.5.4 Notion de stimulus.....	77
III.5.5 Remodelage osseux à l'interface os-implant dentaire.....	78
III.5.6 Comportement mécanique, densité et qualité osseuse.....	79
III.6 Biomécanique musculaire mandibulaire.....	80
III.6.1 Mécanique du système masticatoire.....	81
III.6.1.1 L'articulation temporo-mandibulaire(ATM).....	81
III.6.1.2 L'os temporal.....	82
III.6.1.3 Le maxillaire supérieur	82
III.6.1.4 Le maxillaire inférieur.....	82
III.6.1.5 Déformations du corps mandibulaire.....	83
III.6.2 Mécanique de la mastication	84
III.6.2.1 Les muscles masticateurs	84
III.6.2.2 Mouvements et profil de la mastication	86
III.6.3 Forces et mouvements dentaires.....	87
III.6.3.1 Les forces occlusales.....	87
III.6.3.2 Transmission des forces occlusales	88
6.3.2.1 Le type de force	89
6.3.2.2 Propriétés mécaniques des matériaux	90
6.3.2.3 Dimension des implants	90
6.3.2.4 Géométrie et état de surface des implants.....	91
III.6.3.3 Mobilité dentaire	91
III.6.4 Application sur une prémolaire inférieure.....	92
III.6.4.1 Différents types de forces.....	93
6.4.1.1 Les forces fonctionnelles.....	93

6.4 .1.1.1 Les forces de basse intensité et de longue durée.....	93
6.4 .1.1.2 Les forces masticatoires.....	93
6.4 .1.2 Les forces pathologiques.....	93
6.4 .1.2.1 Les forces masticatoires avec pics.....	93
6.4 .1.2.2 Les forces parafunctionnelles.....	93
III.7 Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique.....	94
III.7.1 Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire.....	95
III.7.2 Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires.....	95
III.8 Critères biomécaniques des bridges dentaires.....	96
III.8.1 Les ponts rectilignes	96
III.8.2 Le plan d'occlusion	98
III.8.3 Le point d'appui central	99
III.8.4 Les ponts curvilignes	100
III.8.5 Analyse mécanique de la travée.....	102
III.8.5.1 Flexion de la poutre.....	103
III.8.5.2 Formes géométriques	103
III.8.5.3 Principes de l'équilibre statique.....	104
III.9 La méthode des éléments finis et la biomécanique dentaire	104
III.9.1 Utilisations.....	105
III.9.2 Outils de modélisation par éléments finis.....	106
III.10 Logiciel de modélisation/simulation.....	107
III.10.1 Structure et tâches.....	107
III.10.2 L'arbre du modèle.....	109
III.10.3 Méthodologie.....	109
III.10.4 Discussion.....	110
III.9 Conclusion.....	111

CHAPITRE IV Ière partie : Effet de la Direction des Charges Occlusales sur le Comportement Biomécanique des Bridges Dentaires

IV.1 Introduction.....	117
IV.2 Modèle géométrique.....	119
IV.3 Application aux modèles numériques.....	121
IV.3.1 Définition du problème.....	122
IV.3.2 Conditions aux limites	122
IV.3.3 États de l'interface	123
IV.4 Modèles de matériaux.....	123
IV.5 Modèle d'éléments finis.....	123
IV.6 Résultats	124
IV.6.1 Contraintes dans le cadre prothétique.....	125
IV.6.2 Contraintes dans les implants porteurs	126
IV.6.3 Contraintes dans l'os alvéolaire.....	126
IV.7 Discussion.....	129
IV.8 Conclusion.....	132

CHAPITRE IV *2ème partie : Effet du Nombre des Implants De Soutien sur la Stabilité D'un Bridge Dentaire*

IV.1 Introduction.....	135
IV.2 Modèles géométriques.....	136
IV.3 Propriétés du matériau.....	137
IV.4 Modèles d'éléments finis.....	138
IV.5 Conditions aux limites	138
IV.6 Etat d'interface	139
IV.7 Résultats.....	139
IV.8 Le Cadre du bridge	140
IV.9 Implants de soutien	141
IV.10 L'os	142
IV.11 Discussion.....	145
IV.12. Conclusion.....	148

CHAPITRE IV *3ème partie : Effet de l'inclinaison d'implants*

IV.1 Introduction	151
IV.2 Modèles géométriques	152
IV.3 Propriétés du matériau.....	153
IV.4 Modèles d'éléments finis.....	154
IV.5 Conditions aux limites	155
IV.6 Etat de l'interface	155
IV.7 résultats.....	155
IV.7.1 Cadre de bridge.....	156
IV.7.2 Implant de soutien	157
IV.7.3 L'os.....	157
IV.8 Discussion	161
IV.9 Conclusion.....	164
 Conclusion générale.....	 167

Liste des figures et des tableaux

Liste des figures et des tableaux

Figure	: Désignation	Page
Figure I.01:	Remplacement des racines absentes par des implants.....	01
Figure I.02:	Bridge "All-On-Four"	03
Figure I.03:	Les cellules osseuses	04
Figure I.04:	classification des os selon leur forme	06
Figure I.05 :	Schéma de l'os cortical et spongieux, système de Havers d'après Grabowski ...	07
Figure I.06 :	Structure de l'os cortical ou compact	07
Figure I.07 :	Réseau tridimensionnel de travées osseuses anastomoses entre elles.....	08
Figure I.08 :	Le remodelage osseux d'après Cowin 1994	11
Figure I.09 :	Anatomie de la dent	12
Figure I.10 :	Le nom et la fonction des dents.....	13
Figure I.11 :	Un implant dentaire.....	14
Figure I.12 :	Principaux éléments d'une prothèse.....	15
Figure I.13 :	Implants fabriqués en alliage de titane.....	15
Figure I.14 :	Structure d'un implant cylindrique en vis.....	16
Figure I.15:	Surface du col d'implant.....	16
Figure I.16 :	Implant à plateau cervical évasé.....	17
Figure I.17 :	Ressemblance implant cylindroconique / racine naturelle.....	17
Figure I.18 :	Différents types d'apex.....	18
Figure I.19 :	Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux.....	19
Figure I.20 :	Exemple d'un implant dentaire trans-osseux.....	20
Figure I.21 :	Implants dentaires à insertion verticale cylindriques impactés.....	21
Figure I.22 :	Implants dentaires à insertion verticale en forme de vis.....	21
Figure I.23 :	Implants dentaires endo-osseux en forme de lame.....	22
Figure I.24 :	Implants dentaires endo-osseux en forme aiguille.....	22
Figure I.25 :	Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale.....	23
Figure I.26 :	Etats de surface d'implants dentaires.....	23
Figure I.27 :	Ressemblance dent taillée / pilier.....	24
Figure I.28 :	Structure d'un pilier.....	24
Figure I.29 :	Piliers implantaires angulés.....	25
Figure I.30 :	Type de connexion Couronne / pilier.....	25
Figure I.31 :	Les bridges dentaires	28
Figure I.32 :	emplacement des bridges traditionnels	29
Figure I.33 :	bridges sur implants.....	29
Figure I.34 :	Bridge implanto-porté maxillaire transitoire mis en place 5h après la chirurgie.	30
Figure I.35 :	Bridge complet implanto- porté Transvissé, DAVARPANAH.....	31
Figure I.36 :	Bridge sur pilotis réalisé mise en évidence de la compensation de la résorption par l'épaisseur de la fausse gencive.....	33
Figure I.37:	emplacement des bridges traditionnels.....	34
Figure I.38 :	bridges sur implants	34
Figure I.39 :	Bridge implanto-porté maxillaire transitoire mis en place 5h après la chirurgie..	35
Figure I.40 :	Bridge complet implanto -porté Transvissé, DAVARPANAH.....	35
Figure I.41 :	Bridge sur pilotis réalisé mise en évidence de la compensation de la résorption par l'épaisseur de la fausse gencive.....	36
Figure I.42 :	Bridge sur pilotis, DAVARPANAH.	36
Figure I.43 :	Bridge complet mandibulaire transvissé sur implants.....	37

Figure I.44 : Bridge complet mandibulaire scellé sur implants.	37
--	-----------

Figure	Désignation	Page
CHAPITRE II		
Figure II.01	Biomatériaux dans un corps humain.....	44
Figure II.02	implantation d'une lentille.....	45
Figure II.03	implantation des Implants	46
Figure II.04	Prothèses articulaires (hanche, coude).....	46
Figure II.05	pièces cardiovasculaire a) valves cardiaques b) Stents c) Stimulateurs cardiaques	47
Figure II.06	pièces urologiques a) Dialyse péritonéale b) rein artificiel portable c) Sonde JJ	47
Figure II.07	Pancréas artificiel	48
Figure II.08	Radiographie de face du genou après injection intra articulaire de produit de contraste.....	48
Figure II.09	Biomatériaux en métaux et alliages métalliques	53
Figure II.10	Simulation de deux structures : os spongieux et mousse de titane.....	54
Figure II.11	Bridge dentaire en céramique	55
Figure II.12	bridge dentaire en polymères.....	57
Figure II.13	Structure du PMMA	58
Figure II.14	Barre de titane obtenue par le procédé Van-Arkel- (propan-2-yloxy)titanium	59
Figure II.15	Biocompatibilité chimique	62
Figure II.16	module d'élasticité de plusieurs matériaux et d'un implant en titane	64
Figure	Désignation	Page
CHAPITRE III		

Figure III.01 : Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité.....	77
Figure III.02 : Formation de l'os autour d'un implant en titane	78
Figure III.03 : Classification d'os selon sa qualité osseuse	79
Figure III.04 : Variation du module d'élasticité de l'os trabéculaire.....	80
Figure III.05 : L'articulation temporo-mandibulaire (ATM).....	81
Figure III.06 : Le maxillaire supérieur	82
Figure III.07 : Le maxillaire inférieur.....	83
Figure III.08 : Déformations du corps mandibulaire.....	83
Figure III.09 : Les muscles masticateurs.....	85
Figure III.10 : Profils masticatoires	87
Figure III.11 : La force occlusale.....	88
Figure III.12 : Résultat d'un contact occlusal unique.....	89
Figure III.13 : Mouvement physiologique d'une dent	91
Figure III.14 : Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale	93
Figure III.15 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral.....	94
Figure III.16 : Mouvement orthodontique	94
Figure III.17 : L'application de contraintes excessives sur les travées de ponts.....	96
Figure III.18 : Le respect du principe du parallélisme entraîne une mutilation des tissus dentaires.....	97
Figure III.19 : les forces occlusales s'appliquent au niveau des intermédiaires et les Moyens d'ancrage annexes sont soumis à des efforts de traction	99
Figure III.20 : Un pilier intermédiaire entre deux piliers réclame un ancrage avec une face occlusale totalement métallique	99

Figure III.21: Effets des contraintes appliquées sur un pont	100
Figure III.22: Rotation du pont.....	100
Figure III.23: Orientation des contraintes centrifuge au maxillaire, centripète à la mandibule	101
Figure III.24 : Loi de Béliard l'augmentation du nombre de piliers améliore les conditions d'équilibre	101
Figure III.25: représentation schématique d'un bridge.....	102
Figure III.26 : Flexion et contrainte d'un système bridge sous l'action d'une force F	102
Figure III.27 : Déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa longueur.....	103
Figure III.28: Les lois de l'équilibre statique.....	104
Figure III.29: Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour MEF.....	105
Figure III.30 : Types de maillages possibles dans Abaqus.....	108

Figure : Désignation	Page
-----------------------------	-------------

CHAPITRE IV 1^{ère} Partie

Figure IV.01: Bridge fixe implanto-porté (3 dents/2 implants)	117
Figure IV.02: Dimensions des modèles 3D analysés dans l'étude.....	120
Figure IV.03: Modèle géométrique 3D du bridge dentaire: (a) cadre du bridge, (b) implant, (c) os cortical, (d) os spongieux.....	121
Figure IV.04: Conditions aux limites et types de chargement A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.....	122
Figure IV.05 : Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques.....	124
Figure IV.06: Distribution des contraintes dans le cadre prothétique A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.....	125
Figure IV.07: Distribution des contraintes dans les implants porteurs A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.....	126
Figure IV.08: Distribution des contraintes dans l'os cortical A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.....	127
Figure IV.09 : Distribution cervicale des contraintes dans l'os cortical.....	127
Figure IV.10 : Distribution interimplantaire des contraintes dans l'os cortical.....	128
Figure IV.11: Distribution des contraintes dans l'os cortical A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.....	128
Figure IV.12 : Vue radiographique de perte osseuse autour du col de l'implant porteur.....	130

Figure : Désignation	Page
-----------------------------	-------------

CHAPITRE IV 2^{ème} Partie

Figure IV.01: la restauration dentaire par bridge.....	135
Figure IV.02: Différentes techniques de fixation du bridge dentaire.....	137
Figure IV.03: Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D).....	138
Figure IV.04: Limites et conditions de chargement.....	139
Figure IV.05: Répartition des contraintes dans les cadres des bridges	141
Figure IV.06: Répartition des contraintes dans les implants de soutien.....	142
Figure IV.07: Répartition des contraintes dans les os.....	143
Figure IV.08: Trajectoires cervicales de contraintes dans l'os autour des cols de l'implant porteur.....	144

Figure IV.09: Histogrammes de comparaison des contraintes de Von Mises pour différents types de fixation.....	145
--	------------

Figure	Désignation	Page
CHAPITRE IV 3^{ème} Partie		

Figure IV.01: L'implant distal avec un foret incliné à 30°	151
Figure IV.02: Modèle tridimensionnel de bridge dentaire.....	153
Figure IV.03: Différentes techniques de fixation du bridge dentaire	153
Figure IV.04: Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D).....	154
Figure IV.05: Limites et conditions de chargement	155
Figure IV.06: Répartition des contraintes dans les cadres des bridges	156
Figure IV.07: Répartition du stress dans les implants de soutien.....	157
Figure IV.08 : Distribution du stress dans l'os cortical.....	158
Figure IV.09 : Répartition du stress dans l'os spongieux	158
Figure IV.10: Trajets inter-implantaires des contraintes dans l'os entre les cous d'implant de support.....	159
Figure VI.11: Trajectoires cervicales des contraintes dans l'os cortical autour des cous d'implant de soutien.....	160
Figure VI.12: Histogrammes de comparaison des contraintes de Von Mises pour différents types de fixation.....	161

Tableau	Désignation	Page
---------	-------------	------

Tableau II.01 : Quelques biomatériaux métalliques et leur usage.....	53
Tableau II.02: biomatériaux céramiques et leur usage.....	56
Tableau III.1: Caractéristiques élastiques de l'os compact humain.....	72
Tableau III.02: Contrainte à la rupture de l'os compact humain.....	73
Tableau III.03: Caractéristiques mécaniques en compression de l'os trabéculaire humain..	73
Tableau III.04: Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain.....	74
Tableau IV01 : Résumé des composants et leur comportement mécanique.....	123
Tableau IV02 : Taille et nombre des éléments utilisés pour l'os et les composantes du bridge fixe implanto-porté.....	124
Tableau IV.01: Propriétés mécaniques des matériaux.....	137
Tableau IV.01: Propriétés matérielles de tous les composants de l'élément fini.....	154

Introduction Générale



Introduction Générale

La mécanique est une discipline qui s'intéresse à l'équilibre, au mouvement et au déplacement d'un corps en fonction des forces qui lui sont appliquées. La biomécanique représente alors l'application de la mécanique aux systèmes biologiques, soit, l'étude de l'équilibre des prothèses en rapport avec les tissus vivants.

Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des structures vivantes, et de l'autre, une approche physique définissant les éléments de propriétés mécaniques et l'analyse des contraintes, permettant de décrire et comprendre la réponse des systèmes étudiés à des forces fonctionnelles et parafunctionnelles.

Dans les applications dentaires, la dent est soumise à de nombreuses sollicitations biomécaniques et se situe dans le milieu buccal, qui est un milieu à la fois complexe et agressif : humidité, compositions fluctuantes, variations de la température et contact avec l'oxygène.

Comme tout tissu ou organe du corps humain, les dents peuvent se détériorer, devenir malade puis tomber. Les conséquences principales d'une dent manquante peuvent être assez graves : d'une part, l'os de la gencive situé sous les dents manquantes ne subira plus de sollicitation mécanique, ce qui ne favorisera pas la régénération osseuse (phénomène de dégénérescence osseuse), d'autre part, l'aspect esthétique d'une bouche avec des dents manquantes peut être gênant pour la personne touchée. On comprend donc mieux l'importance de remplacer ces dents manquantes par une prothèse fixée implanto-portée (bridge dentaire).

De point de vue biomécanique les prothèses dentaires sont différentes des dents naturelles. L'une des raisons principales est que ces implants souffrent de l'absence de la fonction du ligament parodontal (Figure 1). Ceci est dû au fait que le matériau du ligament parodontal est

un tissu mou pouvant fonctionner comme un élément d'amortissement intermédiaire permettant d'absorber la force de l'impact et de transférer de manière uniforme les forces occlusales à l'os environnant. Toutefois, la bio-structure de l'implant dentaire est directement liée à l'os. Cela peut causer une distribution non uniforme des contraintes dans ces deux éléments, ce qui peut induire une surcharge biomécanique générant des défaillances au niveau de l'os et de l'implant. Cette surcharge serait la cause de l'accumulation de microlésions à l'os entraînant une perte osseuse marginale. Ensuite, l'invasion bactérienne peut se produire dans la zone de la perte osseuse et causer de graves résorptions osseuses progressives. Le support osseux insuffisant est dangereux pour la stabilité de l'implant et pourrait accroître le risque de fracture de l'os et de prothèse fixée implanto-portée.

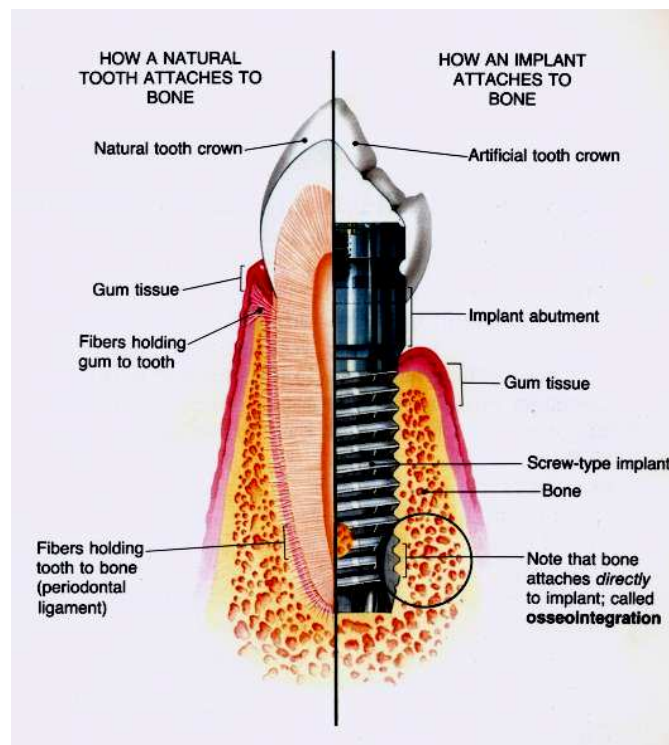


Figure. 01 : Comparaison dentaire – Implant/ dent.

En conséquence, les connaissances en matière de biomécanique permettront d'établir certains principes et les directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires : implantaires et dento-implanto-portées.

En effet, les travaux réussis du professeur Branemark, avec un recul de 30 ans, ont permis d'intégrer et d'indiquer la pose d'implants dans bon nombre d'édentations totales, donnant des

résultats favorables (95% à la mandibule, 90% au maxillaire) à long terme. OÙ le terme « implant dentaire » est devenu synonyme de thérapeutique prothétique universelle.

Ce succès repose sur l'introduction du concept d'ostéointégration qui a révolutionné cette discipline en permettant l'élaboration de systèmes implantaires cliniquement prévisibles. Cependant, il existe aujourd'hui, de nombreux problèmes en implantologie qui sont causés ou exacerbés au moment de la phase prothétique, pouvant aboutir à la destruction du soutien osseux et à la perte d'intégration de l'implant lors de sa mise en fonction.

L'interface qui est à la jonction de prothèse fixée implanto-portée d'une part et des structures de soutien d'autre part, est un centre d'intérêt tout particulier étant donné sa vulnérabilité et les risques de détérioration par surcharge. Il est donc très important que les prothèses fixées implanto-portées transmettent les forces sans occasionner de dégâts à l'os.

La phase prothétique et ses conséquences au niveau de l'implant doivent rentrer dans un protocole précis afin d'obtenir des résultats cliniques prévisibles. Pour ce faire, il semble donc intéressant d'établir des principes biomécaniques qui guideront la reconstitution supra-implantaire en fonction de la situation rencontrée.

Ces principes émanent de l'analyse des contraintes transférées à l'os par l'intermédiaire des implants. Les facteurs à l'origine de l'amplitude et de la concentration des efforts dépendent de diverses variables parmi lesquelles les forces occlusales, les rapports avec l'arcade antagoniste, le nombre d'implants présents pour assurer la charge, leur position par rapport à l'ensemble prothétique, la rigidité de la prothèse et la géométrie de l'implant.

Les travaux de cette thèse de doctorat visent dans ce cadre à décrire le comportement biomécanique des prothèses fixées implanto-portées (bridge dentaire). Cette démarche a pour but de fournir une aide aux praticiens en dentisterie ainsi qu'aux concepteurs de prothèses et dispositifs thérapeutiques spécifiques, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes d'interactions, entre l'os et l'implant.

Actuellement l'évolution des contraintes inter faciales entre l'os et l'implant est analysée numériquement par la méthode des éléments finis en deux ou trois dimensions. L'avantage de

cette méthode est qu'elle permet la détermination du niveau des contraintes et de leurs états en tous points des matériaux. Cette analyse s'applique aux matériaux qu'ils soient à comportement mécanique linéaire ou non linéaire.

L'objectif principal de cette thèse est l'analyse du comportement mécanique d'une prothèse fixée implanto-portée (bridge dentaire) à partir de simulations numériques des interactions biomécaniques par la méthode des éléments finis. Nous visons à établir une relation entre les forces appliquées et les contraintes biomécaniques générées dans le but de minimiser ces contraintes osseuses. Notre démarche vise une proposition des nouvelles techniques de fixation des bridges dentaires afin de réduire ces contraintes. A cet effet nous suivons le plan décrit par les six chapitres qui constituent cette thèse :

- ✚ Le chapitre 1 : sera consacré à la présentation de l'implantologie dentaire et ses protocoles chirurgicaux tout en comparant les différentes démarches cliniques suivies, de la structure de la dent humaine, l'anatomie et le comportement de l'os humain, les types des implants et des bridges utilisés, et leurs formes.

- ✚ Le chapitre 2 : est consacré à la présentation des différents biomatériaux utilisés dans l'implantation dentaire. ainsi que les domaines d'application des biomatériaux.

- ✚ Le chapitre 3 : porte sur la conception biomécanique et la physiologie masticatoire, dans laquelle on explique les caractéristiques mécaniques du corps, le tissu osseux, le comportement mécanique de l'os ainsi que les réactions du tissu osseux face à l'action mécanique.

- ✚ Le chapitre 4 : est divisé en trois parties.

Pour la première partie nous avons utilisé une simulation numérique 3D basée sur la méthode des éléments finis en utilisant le logiciel ABAQUS pour analyser le comportement biomécanique de l'os et du bridge face aux différents chargements masticatoires. Cette analyse biomécanique a permis de quantifier l'effet de chargement sur l'os et les composantes du bridge. Des chemins de

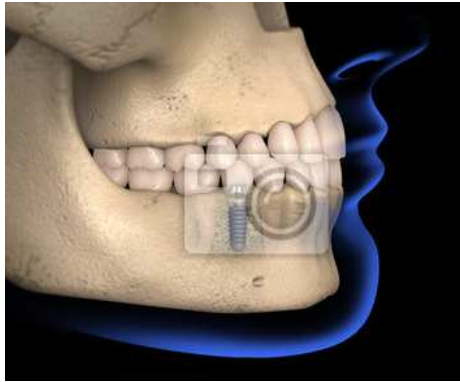
contraintes ont été tracés dans ce but pour détecter les zones dangereuses et évaluer les risques potentiels sur l'os. Dans la deuxième partie et afin de minimiser les pics des contraintes observés dans les composants des bridges ainsi que l'os par l'effet du chargement corono-apical, nous proposons un nouveau modèle de fixation par renforcement du système de bridge par d'autres implants dentaires. Afin de restaurer une mâchoire entièrement édentée, en particulier pour les patients présentant un manque de plusieurs dents voisines avec des limitations anatomiques et un volume osseux réduit on a ajouté une notre partie. Dans cette on propose un modèle biomécanique pour analyser l'effet de l'inclinaison des implants sur la distribution des contraintes dans l'os, l'implant et le cadre de bridge.

CHAPITRE I



Implantologie Dentaire

- *Introduction.*
- *Historique et Origine de l'implantologie.*
- *Le tissu osseux.*
- *Anatomie de la dent.*
- *Implant dentaire*
- *Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire.*
- *Les bridges dentaires.*
- *Conclusion.*



Chapitre I

Implantologie dentaire

I.1 Introduction :

L'implantologie est une branche de la chirurgie dentaire qui consiste à poser des implants. Les médecins spécialistes en chirurgie maxillo-faciale et stomatologie, ainsi que les chirurgiens-dentistes sont habilités à pratiquer cette chirurgie. Des formations universitaires sont délivrées : seul un petit nombre de praticiens sont diplômés, chaque année. Certains chirurgiens-dentistes en ont fait leur exercice exclusif. Des sociétés savantes concourent à la formation de la grande majorité des praticiens en exercice dont le cursus universitaire n'incluait pas cette science. Plusieurs millions d'implants ont déjà été posés dans le monde, depuis 25 ans.

Toutes les techniques de prothèses conventionnelles permettent de remplacer avec plus ou moins de bonheur la couronne des dents détruites ou absentes. Aucune de ces techniques ne permet de remplacer la racine dentaire absente ou ayant été extraite. La (figure I.1) montre L'idée du remplacement de ces racines absentes par les implants n'est pas un concept nouveau. Cette idée a été anecdotique tout au long de l'histoire.

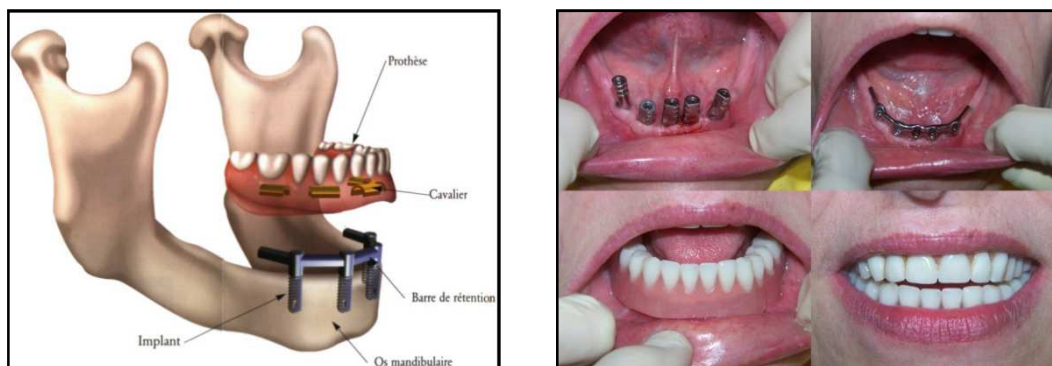


Figure I.1 : Remplacement de ces racines absentes par les implants.

I.2. Historique et l'origine de l'implantologie :

L'implantologie est une solution thérapeutique face à une édentation unique ou multiple. Elle se compose de deux phases : une chirurgicale et une autre prothétique. La terminologie regroupe en fait l'implant lui-même et la reconstruction prothétique. Ce traitement doit s'intégrer au sein de l'appareil manducateur, une entité complexe formée d'un système dentaire, ostéo-articulaire et neuromusculaire [01].

Dans les années 50 du XX^{ème} siècle(1950), un professeur de chirurgie maxillo-facial suédois, Per-Ingvar Brånemark [02], mène une étude expérimentale dans laquelle il utilise une sorte de vis en titane pour mieux comprendre la circulation sanguine au niveau de l'os. Au terme de cette expérience, il découvre fortuitement qu'il y a eu une intégration de l'implant dans l'os, c'est-à-dire que l'implant et l'os environnant se sont soudés. Le Pr. Brånemark appelle cette découverte l'ostéointégration. Il comprend que le phénomène peut avoir des applications dans le traitement des patients édentés.

Le premier patient édenté est traité en 1965 par le Pr. Brånemark. Il présente rapidement un confort de mastication proche de celui qu'il avait avec ses dents naturelles : l'implantologie est née, elle allait connaître en 50 ans un formidable essor... Depuis les années 1960, les implants se sont perfectionnés et se prévalent aujourd'hui de taux de succès très élevés. De nos jours, des millions d'implants sont placés chaque année à travers le monde : ils sont devenus le traitement de référence pour remplacer les dents manquantes.

L'implantologie intra-osseuse s'est développée en dentisterie grâce aux travaux sur l'ostéo-intégration du titane menés par Brånemark P.I [02] et Schroeder A [03]. L'implant est en fait une fausse racine en alliage titane ou en zircone de forme cylindrique ou cylindro-conique. Sa mise en place se fait au sein de l'os spongieux et cortical. L'implant est fileté ou micro-fileté pour permettre sa bonne stabilité et donc sa bonne ostéo-intégration. Le positionnement se fait par le passage successif de forets au niveau du tissu osseux après un examen radiographique 3D de style scanner ou cône beam. L'implant est alors directement au contact de l'os, non pas comme une dent qui est articulée avec l'os mais sous forme de synarthrose grâce au ligament alvéolo-dentaire. Ce ligament est un amortisseur par ses fonctions élastiques dues à l'élastine mais aussi par ses fonctions hydrauliques en se remplissant ou se vidant de sang [04] [05]. L'implantologie, dans le début des années 1980 a contribué essentiellement à la réhabilitation des édentés totaux. Cette solution thérapeutique face à la perte d'une dent permet, présentement, de réhabiliter une ou plusieurs dents.

L'objectif n'est plus l'ostéointégration seule mais aussi esthétique. Le patient désire une dent la plus proche possible de l'originelle.

L'implantologie a pu étendre ses indications grâce au développement des procédures d'augmentation du volume osseux, de soulèvements de sinus ou de corrections de défauts osseux. Ces progrès dans la chirurgie s'accompagnent de progrès dans le « design » de l'implant, dans le traitement de sa surface et dans la conception des connexions avec la partie prothétique.

La partie prothétique supra-implantaire regroupe un grand nombre de solutions. Ces prothèses peuvent être vissées sur les implants, scellées, amovibles ou inamovo-amovibles. Ces réhabilitations peuvent donc intéresser soit une dent ou un maxillaire complet. Ces prothèses sont reliées aux implants intra-osseux grâce à des connexions de types divers, au début avec des hexagones externes et à présent avec des connexions internes de type cône morse avec indexations anti rotationnelles.

L'implantologie, pour l'édenté total, est le traitement indiqué sauf contre-indications médicales ou techniques. Le choix peut alors se faire entre un traitement global implantaire avec 8 à 10 implants supportant un bridge complet, ou un traitement global sur 4 implants sur lesquels sera transvissée une barre réhabilitant 12 dents. Les reconstructions implantaires totales sont souvent des chirurgies lourdes associées à des greffes osseuses (auto-greffes ou hétéro-greffes) et à des soulèvements de sinus par voie crestale de type Summers ou par voie latérale de type Caldwell-Luc. En plus d'une chirurgie invasive, le coût reste important. Un nouveau traitement, le bridge transvissé sur quatre implants est alors proposé. Ce système de bridge transvissé sur pilotis (figure 1.2) est moins invasif et moins onéreux. Son concept a été inventé et développé par le Dr. Paulo Maló [6-7] à Lisbonne en partenariat avec l'entreprise suédoise Nobel-Biocare.

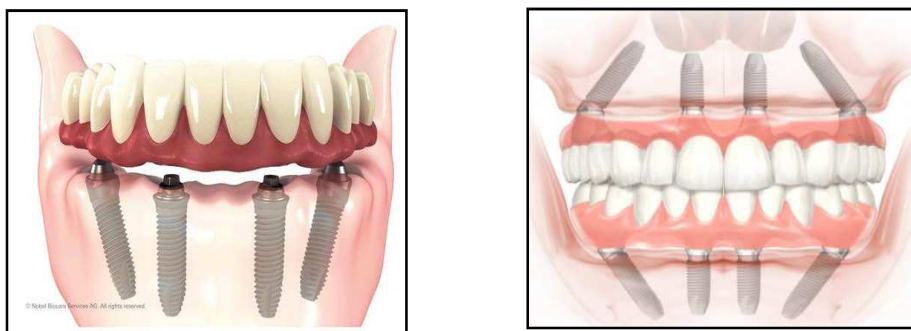


Figure I.2: Bridge "All-On-Four"[08]

I.3. Le tissu osseux :

I.3.1 Définition :

Comme tout tissu conjonctif, les tissus osseux sont constitués de cellules dispersées dans une matrice extracellulaire abondante. La substance fondamentale est dure, rigide et imprégnée de sels de calcium, ce qui différencie les tissus osseux des autres classes de tissus conjonctifs que sont les tissus conjonctifs proprement dits et les tissus cartilagineux. Ils forment, à 25 %, les organes durs que l'on appelle os. Il constitue également une réserve phosphocalcique pour le corps humain, puisqu'il détient 99 % du calcium du corps et 90 % du phosphore. [09] C'est un tissu de soutien en constant renouvellement. Il se renouvelle constamment grâce à trois catégories de cellules (figure I.3) :

I.3.2 Les cellules osseuses :

Les cellules osseuses sont des cellules conjonctives qui se différencient au cours de l'ossification ; On distingue :

Les ostéoblastes : cellules formatrices du tissu osseux , Elles produisent du collagène, des mucoprotéines de la substance fondamentale et des phosphatases alcalines.

Les ostéocytes : cellules de forme étoilée dont les prolongements longs et fins unissent les cellules osseuses entre elles. Ce sont les cellules du tissu osseux matures. Leur rôle est la nutrition du tissu osseux et la participation aux mécanismes de résorption et de remodelage osseux.

Les ostéoclastes : énormes cellules mobiles qui détruisent l'os tandis que parallèlement les ostéoblastes le reconstruisent.



Figure I.3 : Les cellules osseuses [10]

I.3.3 Composition chimique : il est composé :

D'une fraction organique : faite de fibres de collagène et de substance fondamentale. Elle donne à l'os sa trame rigide, sa forme.

D'une fraction minérale : composée de sels minéraux complexes. Elle donne à l'os sa dureté et sa solidité.

I.3.4 Fonctions de tissu osseux:

Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la MEC. La matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie. Le squelette a 3 fonctions :

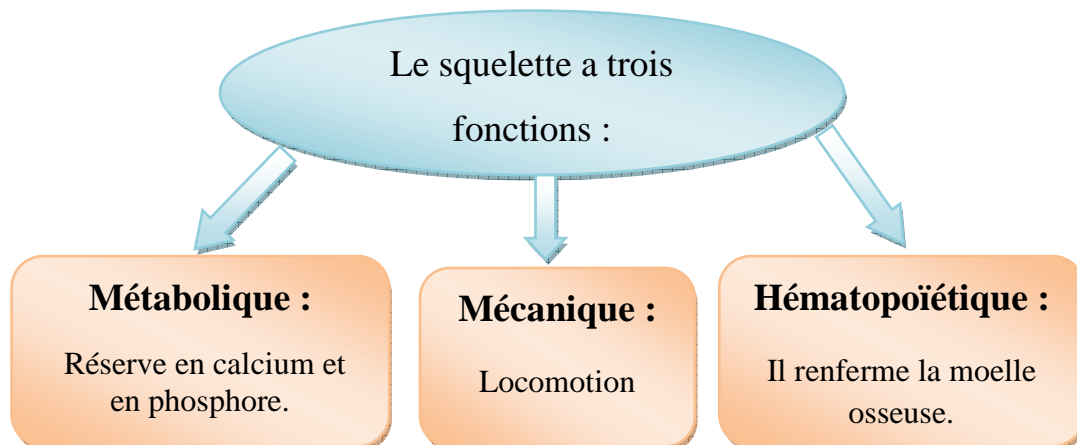


Schéma présente les fonctions de tissu osseux

1) Fonction mécanique : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.

2) 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, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

3) Fonction hématopoïétique : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules-souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines

d'entre elles sont des cellules-souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes...).

I.3.5 Types et classifications de l'os :

I.3.5.1 Types d'os selon la forme :

Le tissu osseux peut avoir deux origines suivant qu'il apparait après une ébauche cartilagineuse ou non. Il existe deux types d'os:

Os longs (fémur, tibia):ossification endochondrale (avec ébauche cartilagineuse).

Os plats (omoplate, crâne, mandibule):ossification membranaire (sans ébauche cartilagineuse). (figure I.4)

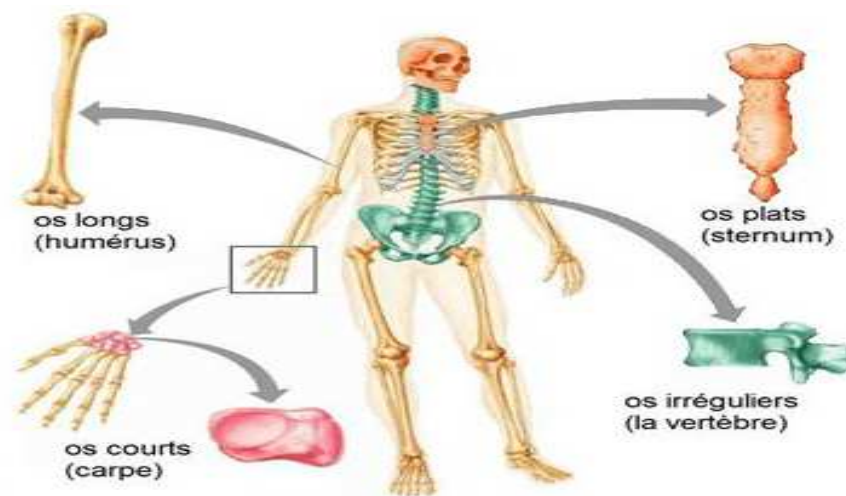


Figure I.4 : classification-des os selon-leur forme [11]

I.3.5.2 Types d'os selon leur composition :

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ $\frac{1}{4}$ du poids de l'os), de matières organiques et de sels minéraux. La matrice de l'os est formée d'une partie organique (fibres de collagène), d'une phase minérale d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium) et de carbonate de calcium, le tout est parcouru par un réseau de cellules et de vaisseaux sanguins. D'un point de vue macroscopique l'os est constitué d'une couche extérieure compacte appelée os cortical et d'un cœur poreux, s'il existe, appelé os spongieux ou trabéculaire (figure I.5). Il s'agit alors d'un tissu hétérogène avec une architecture interne complexe, due à une répartition spatiale des pores, lui procurant un comportement mécanique anisotrope, c'est-à-dire qu'il présente un comportement différent en réponse à des contraintes mécaniques, en fonction de la direction d'application de ces contraintes (Marcelli et Sebert 1993 [12]).

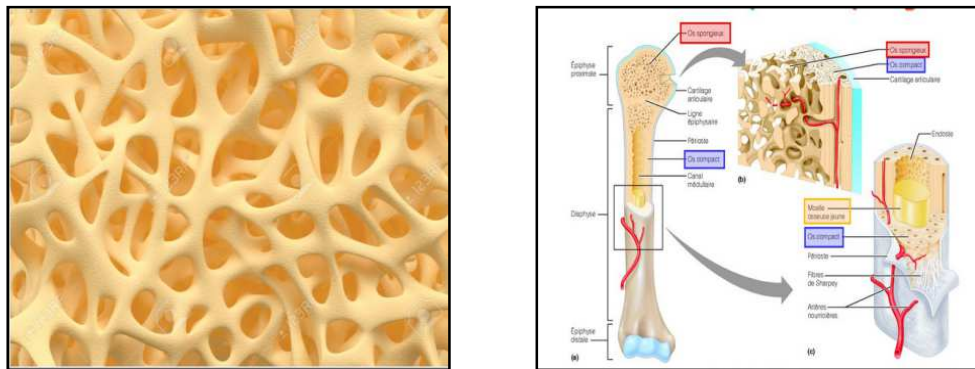
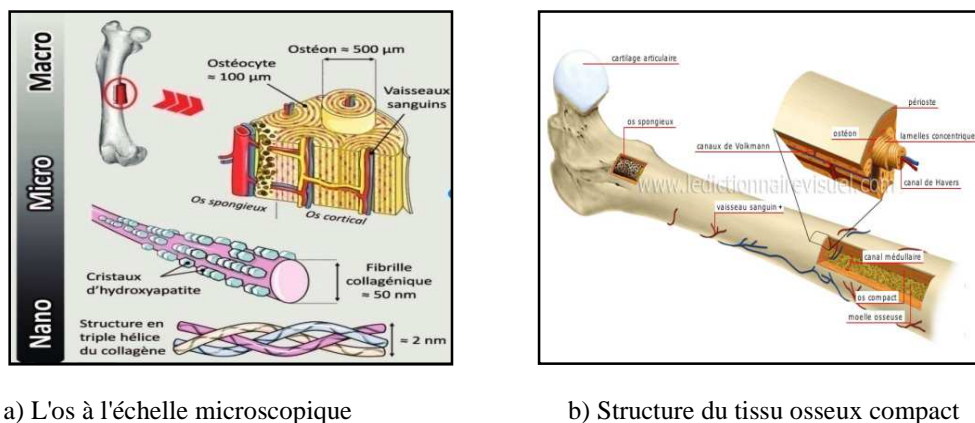


Figure 1.5 : Schéma de l'os cortical et spongieux, système de Havers d'après Grabowski 1994 [13].

I.3.6 Structure de l'os cortical ou compact :

L'os cortical représente 80 % de la masse totale du squelette. Il forme une coque externe de l'os et protège la partie interne constituée de tissus spongieux (figure I.6). Cette coque d'os compact dur et dense est particulièrement épaisse dans la portion moyenne du corps des os longs, ce qui leur procure la rigidité nécessaire. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques appelées ostéons. L'ostéon est composé de lamelles concentriques au canal de Havers. Les ostéons sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par des restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique.



a) L'os à l'échelle microscopique

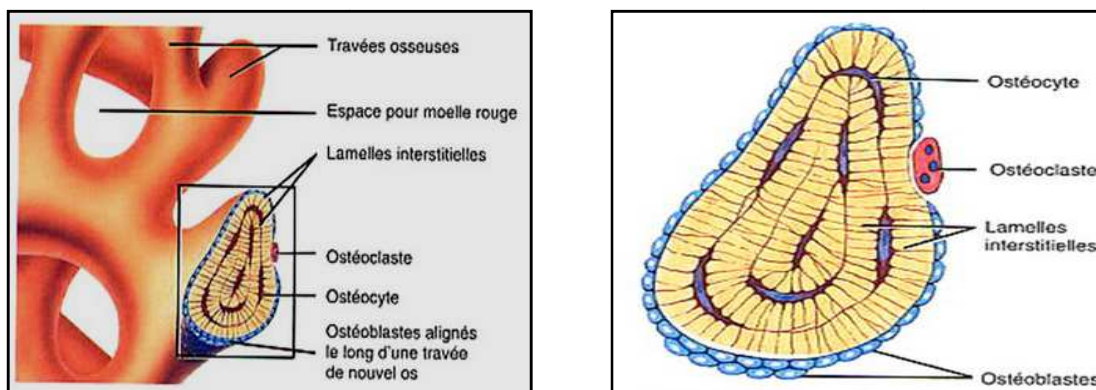
b) Structure du tissu osseux compact

Figure 1.6 : Structure de l'os cortical ou compact [14]

I.3.7 Structure de l'os spongieux ou trabéculaire :

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, situé sous la corticale de tissu compact. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur, sur lesquelles s'exercent les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurales élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accrochent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse).

Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0,5et1mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire. (figure 1.7)



a) Agrandissements de travées d'os spongieux

b) Détails d'une coupe de travées osseuse.

Figure 1.7 : Réseau tridimensionnel de travées osseuses anastomosées entre elles [15]

L'os spongieux peut être considéré comme un matériau composite. En effet, selon Ashman et al.1987 [16] un matériau composé, à l'échelle macroscopique, d'au moins deux éléments non miscibles de natures, de formes, de structures différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène avec des performances globales optimisées et nommé composite. Dans le cas de l'os spongieux les deux éléments constitutifs 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.

D'autre part, la densité et les propriétés mécaniques du tissu spongieux dépendent de sa localisation (fémur, humérus, vertèbres...) et peuvent évoluer en fonction des sollicitations appliquées.

I.3.8 Classification des tissus osseux :

I.3.8.1 Classification histologique

Tissu osseux primaire: premier tissu osseux formé destiné à être remplacé: il est de type fibreux.

Tissu osseux lamellaire: il se divise en trois types :

- TO haversien compact.
- TO haversien trabéculaire.
- TO périosté.

I.3.8.2 Classification anatomique:

L'os compact ou cortical et l'os spongieux ou trabéculaire.

I.3.9 Lois de remodelage osseux :

Que ce soit dans l'os compact ou trabéculaire le tissu osseux est en constant renouvellement que l'on appelle remodelage. L'observation du tissu osseux a amené à la conception d'unité fonctionnelle de remodelage qui est constituée de deux équipes de cellules comprenant deux sous-groupes ostéoclastiques et ostéoblastiques dont les activités métaboliques sont étroitement couplées dans l'espace et dans le temps. Le résultat du travail d'une unité fonctionnelle de remodelage (résorption puis formation) est une unité structurale appelée ostéon. L'ostéon est cylindrique dans l'os compact et a l'aspect d'un croissant dans l'os trabéculaire. Ils sont très bien visualisés en lumière polarisée. La durée de ce cycle de remodelage dure environ 4 mois chez l'adulte, la phase de formation étant plus longue que celle de la résorption. Les unités de remodelage ne sont pas synchrones ce qui permet d'adapter la quantité et l'architecture de l'os, en fonction de facteurs systémiques (PTH, Vit.D) ou locaux. L'os est ainsi formé de millions d'unités fonctionnelles de remodelage. Les propriétés mécaniques de l'os résultent d'un compromis entre le besoin d'une certaine rigidité et le besoin d'une ductilité suffisante pour amortir les chocs.

L'anisotropie résulte d'une optimisation des propriétés suivant les directions des différentes sollicitations. C'est Wolff [17] qui observa le premier la relation entre la structure de l'os et les charges auxquelles il est soumis. Dans l'hypothèse d'un comportement élastique, le module de Young dans la direction de contrainte maximale sera plus élevé que le module dans les autres directions. Cette optimisation rend le rapport performance/poids maximum. Le renforcement du matériau se fait par l'intermédiaire de l'orientation et de la densification de matière osseuse dans les directions de fortes sollicitations. De plus, ces changements sont directement liés à la densité apparente de l'os.

En tant que structure adaptée, adaptable et optimisée, l'architecture osseuse est continuellement régénérée par apposition et résorption locale d'os : c'est le remodelage osseux. L'os compact et l'os spongieux sont composés d'unités morphologiques élémentaires ou BSU (Basic Structural Units) visibles en lumière polarisée. Ces processus de formation et résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un sujet en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse, mais le processus de remaniement n'est pas uniforme. Chaque année, un homme adulte renouvelle 25% de son os trabéculaire et 4% de son os cortical.

Ce phénomène physiologique du remodelage osseux (Cowin 1994 [18]) peut être schématisé de la façon suivante: les ostéoblastes apposent de l'os aux endroits réclamant plus de renfort, pendant que les ostéoclastes assurent la résorption là où l'os devient inutile dans ses fonctions mécaniques. La destruction ostéoclastique et la reconstruction ostéoblastique s'enchaînent dans le temps et l'espace à l'échelle microscopique. Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

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

- un processus de régulation mécanique dépendant des sollicitations s'exerce dans le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os pour remplir sa fonction de soutien des tissus mous, pour cela, il choisit l'endroit du remaniement.

Le remodelage se déroule de façon cyclique en quatre phases (Figure I.8) :

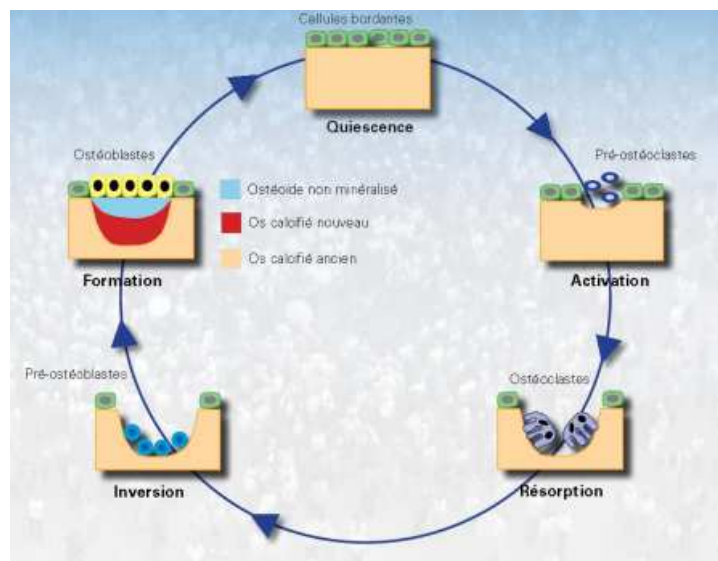


Figure I.8: Le remodelage osseux d'après Cowin 1994 [18]

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

L'os s'adaptant de lui-même aux conditions de chargement auxquelles il est soumis, il doit donc contenir des capteurs internes capables de mesurer cette charge et de traduire les signaux pour activer le remaniement osseux. De nombreuses hypothèses ont été faites sur le fait que ce serait les cellules ostéocytes qui agiraient comme des cellules mécano-sensitives. En effet, d'après Cowin 1994 [18], ces cellules capteraient les signaux mécaniques et seraient régulateurs de la masse osseuse en agissant sur les cellules actrices du remodelage (ostéoclastes et ostéoblastes) pour ce rôle de par leur architecture et leur position favorable dans la matrice extra-cellulaire osseuse.

I.4 Anatomie de la dent :

I.4.1 Définition :

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, dont la partie visible émerge de l'os (figure I.9). Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons.

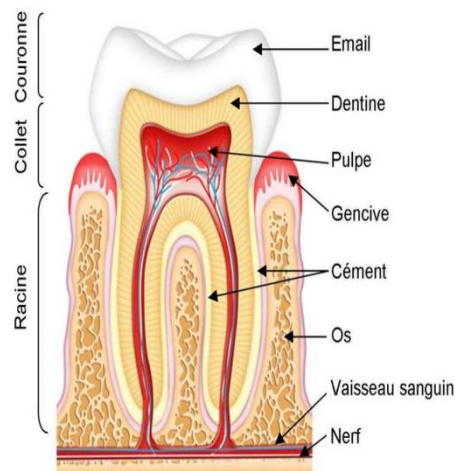


Figure I.9 : Anatomie de la dent [19]

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé couronne, est recouverte d'émail, substance la plus dure du corps. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe contenue dans la dentine, un tissu calcifié moins dur que l'émail. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de ciment, se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire.

- **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. C'est la substance la plus dure dans le corps humain.
- **Dentine** : La dentine est un tissu calcifié dur recouvert par l'émail au niveau de la couronne, et par le ciment au niveau des racines. Le terme *ivoire* est utilisé pour se référer à ce tissu. Comme l'émail, la dentine est principalement composée d'hydroxyapatite, mais elle est moins dure.

- **Pulpe** : Tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. C'est le plus sensible des tissus dentaires et il peut se nécroser.
- **Gencive** : la gencive adhère à l'os qui soutient les dents et les protèges. Saine, elle est rose, mate d'aspect granité (peau d'orange). Cet aspect est garant de bonne santé gingivale et de sa résistance aux agressions.
- **Racine** : partie de la dent située dans l'os
- **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. Comme le montre la figure 14, la denture d'un adulte est composée de 8 dents par hémimâchoire.
- **Os** : creusé d'alvéoles qui contiennent les dents, cet os fait corps avec les os maxillaires et mandibulaires.
- **vaisseau sanguin** : extrémité ouverte de la racine pour laisser le passage aux nerfs et aux vaisseaux sanguins.

I.4.2 Nom et fonction des dents :

Comme le montre la (figure 1.10), la denture d'un adulte est composée de 8 dents par hémimâchoire : 2 incisives, 1 canine, 2 prémolaires, 3 molaires.

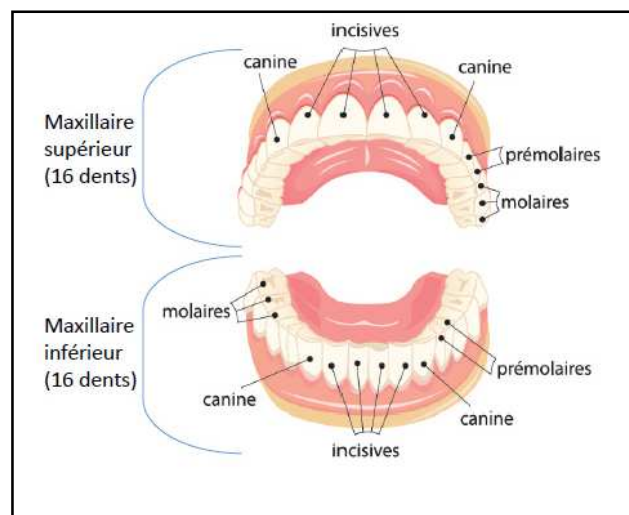


Figure I.10 : Nom et fonction des dents [20]

Les dents servent à parler, manger et sourire. Les dents participent à la mastication, aux mécanismes de production de sons ou encore à l'expression des sentiments (Joie, colère, étonnement).

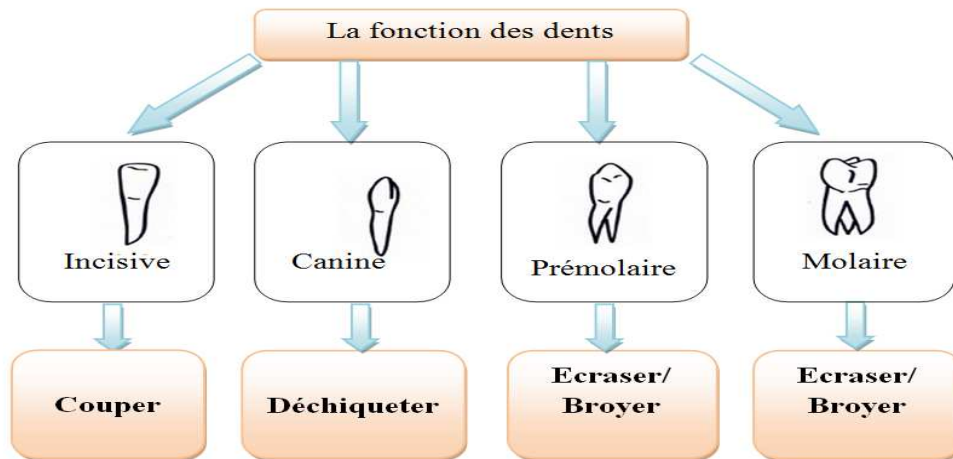


Schéma présente les fonctions des dents

I.5 Implant dentaire:

I.5.1 Définition :

Un implant dentaire ou ancrage dentaire est un dispositif médical sorte de vis en titane ou zircone ou polymère, inséré dans le maxillaire ou la mandibule et destiné à créer un ancrage capable de recevoir une prothèse dentaire amovible ou fixe.

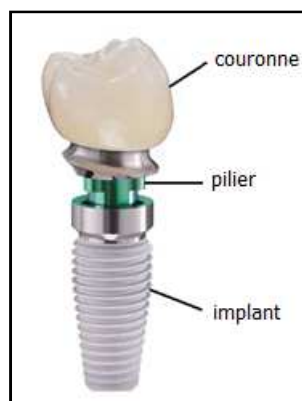


Figure I.11 : implant dentaire [21]

En effet, lorsque l'implant est stable dans l'os de la mâchoire, une prothèse est fabriquée en laboratoire pour être par la suite installée sur l'implant. Ce genre de prothèse peut être fixé de façon permanente à l'implant.

Le but recherché est toujours la stabilité primaire de l'implant au sein du tissu osseux, gage d'ostéo-intégration. Le volume d'os disponible, la qualité osseuse ainsi que les impératifs prothétiques et esthétiques guident le choix des implants. S'il existe de nombreux fabricants, tous les systèmes se ressemblent de plus en plus et reprennent les grands principes généraux dégagés depuis 20 ans. Aucun implant n'est universel. Le praticien doit choisir, après réflexion clinique, l'implant dont la morphologie est la mieux adaptée au cas considéré [22.23]. Les principaux éléments d'une prothèse implanto-portée sont au nombre de 3. On distingue l'implant en lui-même, le pilier et pour finir, l'élément prothétique (figure I.12).

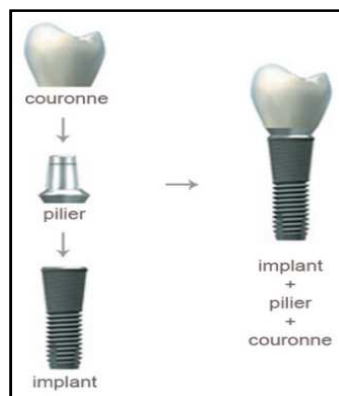


Figure I.12 : Principaux éléments d'une prothèse dentaire [24]

La plupart des implants dentaires utilisés aujourd'hui sont fabriqués en titane ou en alliage de titane avec une surface modifiée (figure 1.13), et sont insérés dans l'os des maxillaires pour faire office de « racine artificielle ».



Figure I.13 : Implants fabriqués en alliage de titane [25]

Il existe également des prothèses amovibles sur implants, c'est-à-dire des dentiers qui viennent s'accrocher à des implants afin de les rendre plus stables en bouche; elles peuvent être enlevées facilement pour les nettoyer.

I.5.2 Formes de l'implant :

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales (figure I.14): un *col*, un *corps* et un *apex*, comme le montre la figure ci-dessous.

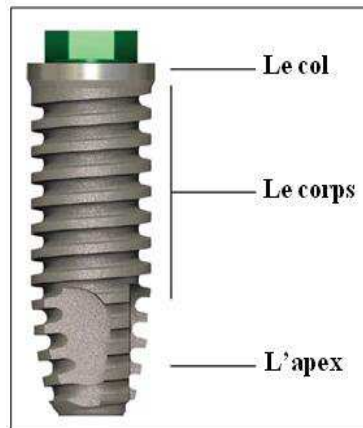


Figure I.14 : Structure d'un implant cylindrique en vis [25]

Les implants vis cylindriques ont un corps fileté, et existent en différentes longueurs et différents diamètres. Le col était en général une surface lisse haute de 1 à 3 mm, c'est celui des premiers implants en vis ; mais les cols développés actuellement sont plutôt micro-filetés (col à micro-spires) pour un meilleur blocage cortical de l'implant [22] (Figure I.15).



Figure I.15 : Surface du col d'implant [26]
(a) surface lisse (b) surface micro-filetée

Le diamètre cervical est souvent identique à celui du corps de l'implant. Cependant, il peut aussi y avoir un évasement cervical, son diamètre est supérieur à celui du corps de l'implant.

Ce type d'implant à plateau cervical évasé est souvent privilégié car il améliore la stabilité primaire de l'implant dans certains cas délicats de type avulsion-implantation immédiate, ou lorsque l'os alvéolaire est peu dense. Dans cette même optique de stabilisation implantaire, ce col évasé de blocage est de plus en plus souvent associé à un micro-filetage cervical [22] (figure I.16).

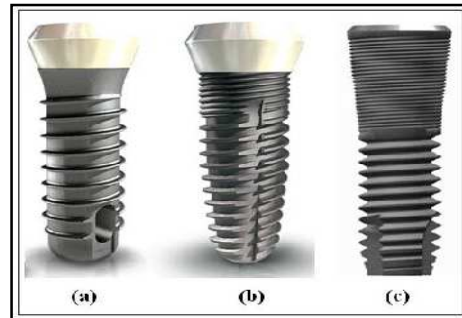


Figure I.16 : Implant à plateau cervical évasé [26] (a) col évasé avec surface lisse
(b) col évasé avec surface micro-filetée (c) col avec surface micro-filetée évasée.

L'implant avec corps cylindrique 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. Les implants cylindro-coniques sont quant à eux dits « anatomiques ». Le diamètre de ces implants diminue du col vers l'apex, ce qui explique que leur forme soit proche de celle d'une racine artificielle (figure I.17). Ainsi, ces implants sont intéressants à utiliser dans le cas d'avulsions-implantations immédiates, de concavités vestibulaires de la crête alvéolaire ou d'obstacles anatomiques proéminents [22] (dans des emplacements réduits : crêtes concaves, racines convergentes, ...etc.).



Figure I.17 : Ressemblance implant cylindro-conique / racine naturelle [27].

Sa forme conique lui 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. De plus, il ne permet pas une marge de manœuvre notamment dans le sens corono-apical.

L'apex représente l'extrémité de l'implant, il est souvent effilé pour permettre la facilité de mise en place initiale dans l'ostéotomie. Cette extrémité apicale de chaque implant doit être plate plutôt que pointue.

Une caractéristique anti-rotation d'un implant peut également être incluse, ce qui a des côtés plats ou des rainures le long de la région apicale du corps de l'implant ou un trou apical [25].

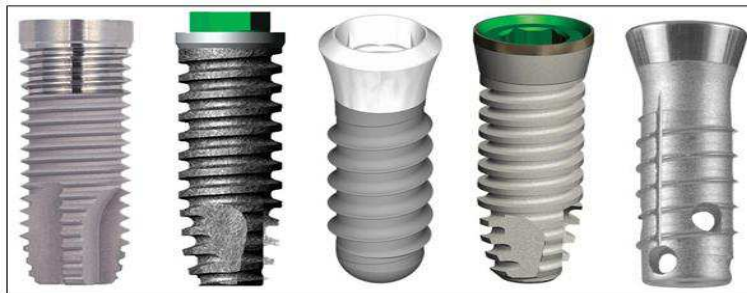


Figure 1.18 : Différents types d'apex [28]

I.5.3 Différents types d'implants dentaires :

Les méthodes conduisant à la réalisation d'implantations sont extrêmement nombreuses et en perpétuelle évolution, cela tient à deux raisons essentielles :

- La première c'est que l'implant devra être choisi en fonction de facteurs anatomiques et prothétiques particuliers, propres à chaque cas traité ;
- La deuxième raison découle de ce que l'implantologie est un phénomène relativement récent, faisant appel à des techniques chirurgicales nouvelles et à des artifices de remplacement des dents de conception particulière. La solution idéale conduisant à une tolérance parfaite de l'implant n'est pas encore trouvée, d'où la nécessité d'une évolution entraînant un remaniement permanent de ces techniques [29].

Pour ce là, plusieurs types et variétés d'implants ont été développés afin d'améliorer le taux de succès à long terme des implants dentaires. L'implantologie s'est développée de manière exponentielle ces dernières années, il existe toute une série de nouveautés qui offrent plus de sécurité et de confort au patient, des solutions implantaires à tout type d'édentement et à tout

type de mâchoire [30]. Cependant, parfois, il est indispensable d'adapter la mâchoire à la taille ou au volume nécessaire à l'implant, et ce, grâce à d'autres opérations telles que la greffe osseuse ou le comblement osseux [31].

En somme, on distingue trois types d'implants dentaires :

- implants juxta-osseux (appelés aussi supra-osseux) : fixés sur la mâchoire.
- implants trans-osseux : implantés à l'aide de tiges verticales de rétention.
- implants endo-osseux : implantés directement dans la mâchoire qui sont de loin les plus utilisés, leurs formes souvent cylindriques, peuvent avoir une forme de lame, de disque, de cône, ...etc.

I.5.3.1 Implants juxta-osseux :

Comme le montre la figure ci-dessous, ils ne sont pas disposés à l'intérieur de l'os mais positionnés sur sa surface. Ils s'agissent de grilles juxta-osseuses reposant sur la corticale en situation sous-périostée avec émergence à travers la muqueuse de fûts qui supportent la future prothèse. La réalisation est extrêmement difficile, ils sont obtenus par une technique particulière de prise d'empreintes, avec une technique opératoire lourde, nécessitant deux temps. Le grand nombre d'échecs constatés avec les lésions irréversibles a conduit à l'abandon de cette méthode [32].

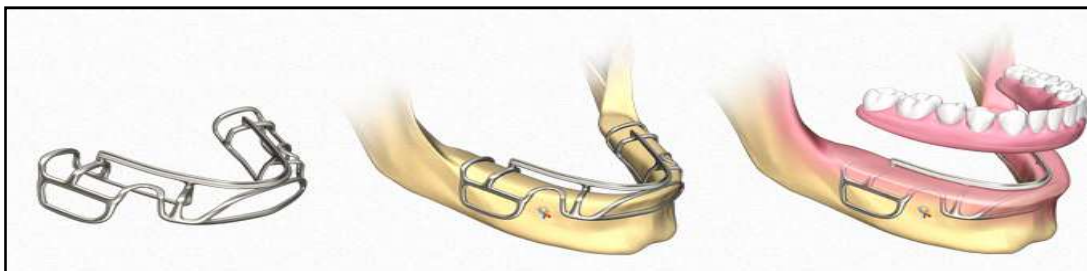


Figure I.19 : Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [33]

I.5.3.2 Implants trans-osseux :

Ce type d'implant a une indication spécifique, il est utilisé uniquement dans la mandibule, c'est un implant très stable qui fonctionne comme quatre (4) implants de forme radiculaire standard. La figure 1.20 montre ce type d'implant, il se compose d'une base inférieure horizontale sous-mandibulaire qui sert de support pour trois à cinq tiges verticales de rétention qui viendront se ficher sur le corps mandibulaire. Deux autres composants filetés traversent la crête osseuse. [32] [34]

Cette méthode n'a jamais subi de développements importants. Cet implant n'est pas non plus posé par beaucoup de dentistes, car il est très difficile à mettre en place et requiert une hospitalisation dans la plupart des cas. Il constitue une bonne option lorsque la mâchoire inférieure est très atrophiée (rétrécie) et que la mâchoire est très mince.

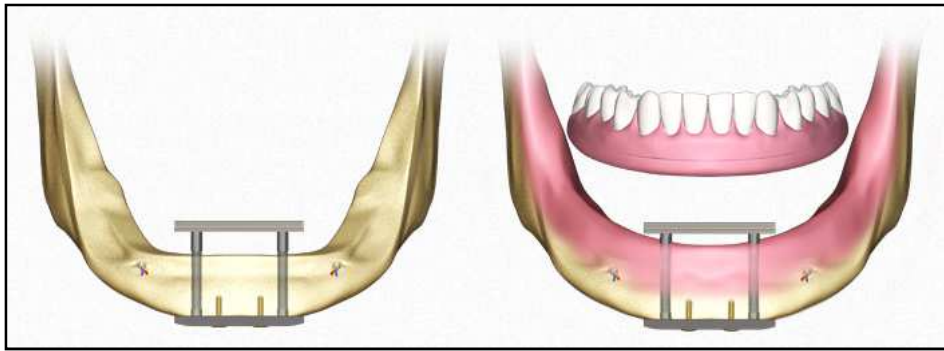


Figure I.20 : Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [35]

I.5.3.3 Implants endo-osseux :

L'implant endo-osseux (ou ostéo-intégré) l'implant est placé directement dans l'os maxillaire et après une période de temps, il devient solidement ancré à la mâchoire elle même. Ce type d'implant représente la seule avance la plus importante dans la dentisterie restauratrice depuis l'apparition de la perceuse à haute vitesse il y a plus de quarante ans. Il est le résultat de près de vingt ans de recherche par le Dr P. I. Brånemark, avec son groupe en Suède, ainsi que de nombreux autres centres qui continuent de faire progresser la science de l'implantologie [34].

Ce type d'implants est le plus utilisé actuellement et plusieurs systèmes ont été développés avec des applications élargies pour ces implants dentaires. Selon leurs modes d'insertion, on peut distinguer plusieurs types d'implants endo-osseux :

I.5.3.3.1 Les implants dentaires à insertion verticale :

Dans cette catégorie, il a plusieurs formes et modèles on trouve :

En forme cylindriques (ou cylindro-coniques) : en forme de racine qui, selon leur forme de contour, peuvent être :

a)Emmanchés et impactés (figure I.21) : certains de ces implants sont tubulaires en forme de cylindre creux, la répartition des contraintes dans l'os serait améliorée, d'autres ont un profil à étages. [36]

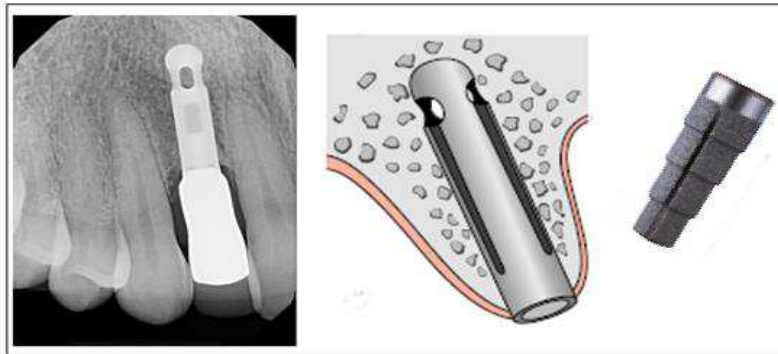


Figure 1.21 : Implants dentaires à insertion verticale cylindriques impactés [36] [37]

b) Vissés (figure 1.22) : ils sont le plus souvent cylindriques, certains sont coniques et généralement destinés à être placés dans une alvéole fraîche. C'est le type le plus répandu des implants dentaires utilisés dans les applications cliniques, ils sont placés directement dans le maxillaire comme dans le cas d'une racine de dent naturelle. Ces implants peuvent être utilisés pour l'ancrage des dents artificielles individuelles ou multiples, ainsi que pour la fixation de prothèses dentaires partielles ou complètes [38]. Les revêtements de surface peuvent être très différents. Les formes des spires de vis varient d'un fabricant à l'autre. Elles peuvent être asymétriques ou reproduisant la forme de la vis à bois pour une meilleure accroche à l'os.



Figure 1.22 : Implants dentaires à insertion verticale en forme de vis [39]

c) En forme de lame : ce sont des implants extrêmement fins de 1 à 2 millimètres d'épaisseur, ils seraient plus volontiers indiqués au niveau des crêtes minces et quand la hauteur d'os disponible est suffisante par rapport aux obstacles anatomiques (sinus, canal mandibulaire), mais leur longueur est importante et l'adaptation de l'implant au logement préparé reste assez aléatoire, même en utilisant des disques calibrés. Elles peuvent comporter un ou deux fûts d'ancrage, la version à deux fûts permettant la réalisation d'un pont fixé implanto-porté en cas d'édentement mandibulaire sans appui dentaire postérieur. [36]

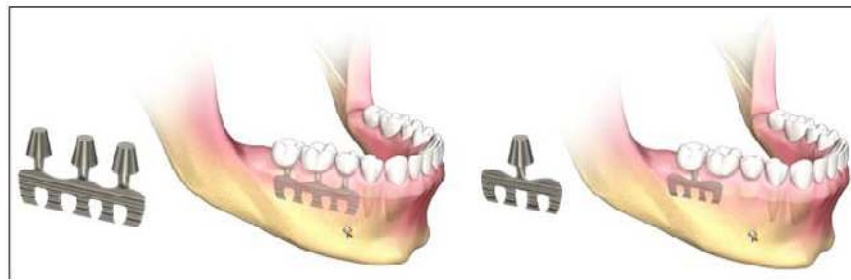


Figure I.23 : Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [40]

d) En forme aiguille : inventé par Jacques Scialom en 1961, l'implant de trépied est très pratique, il a utilisé chacune des trois aiguilles pour former une jambe du trépied. Chaque partie du trépied, prise séparément, est facile à retirer en raison de sa largeur faible (2 mm) et de sa surface lisse (figure I.24). Les broches sont fixées à des angles différents, et leurs têtes sont repliées ensemble pour former un support pour une prothèse. [41]

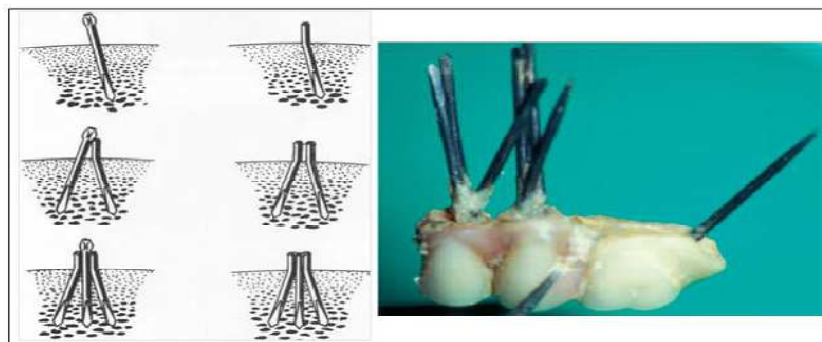


Figure I.24 : Implants dentaires endo-osseux en forme aiguille [41] [22]

I.5.3.3.2 Les implants dentaires à insertion latérale (tridimensionnels T3D) :

Ces implants en forme de T sont utilisés généralement lorsque le volume osseux est faible. Depuis 1984, le concept des implants à insertion latérale développé par le Dr Gérard Scortecci (Implants Victory) sous la forme de disques, simples, doubles et triples, s'adapte à chaque type de morphologie alvéolaire. Le protocole de mise en place est simple : après incision crestale, on élève un lambeau d'épaisseur totale vestibulaire qui permet une parfaite visualisation de la crête osseuse.

L'ostéotomie se fait grâce à des cutters en titane (à chaque catégorie de Diskimplant correspond un cutter) montés sur une turbine sous pression minimum de 4 bars et sous spray d'irrigation abondant. On cherche à atteindre la corticale interne et externe, l'implant est alors impacté latéralement. [43]



Figure I.25 : Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [43]

I.5.4 Etat de surface :

La majorité des implants est en titane ou alliage de titane. Lorsque Brånemark décida l'état de surface lisse pour ses implants, il fut rapidement démontré un taux d'échec plus important dans les situations complexes ou dans les os de plus faible densité (os de types III ou IV) [44].

La surface de ces implants peut être traitée pour améliorer leur intégration. A partir de 1984, les chercheurs se sont intéressés à l'état de surface des implants comme facteur d'amélioration du taux de réussite dans les cas difficiles. Ainsi, il est observé qu'un état de surface rugueux favorise l'adhésion cellulaire, car une surface rugueuse augmente la surface de contact os/implant et ainsi l'importance de l'ancrage [45] [46].

De tels implants, utilisés dans un os de bonne qualité, permettent de diminuer le temps nécessaire à l'ostéo-intégration et de mettre en charge plus rapidement.



Figure I.26 : Etats de surface d'implants dentaires [47]

I.5.5 Pilier :

Le deuxième étage d'une prothèse dentaire va être formé par le pilier prothétique qui a désormais le plus souvent une morphologie reproduisant la forme d'une dent taillée (figure I.27). Il fait la liaison entre le milieu intérieur endo-osseux (l'implant) et la cavité buccale.

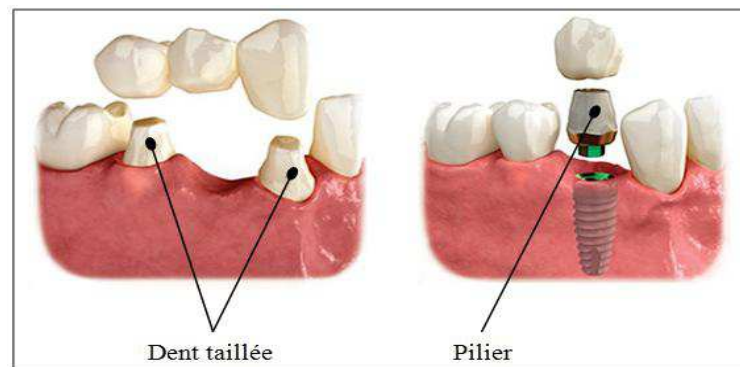


Figure I.27 : Ressemblance dent taillée / pilier [48]

Il comporte deux parties (figure 1.28) : le col et la partie coronaire. Le col du pilier (transgingival) correspond à la partie en contact direct avec la muqueuse péri-implantaire. Il se fixe à l'implant par l'intermédiaire d'une vis ou non suivant le type de connexion. Cette vis peut varier d'un système à l'autre, de par sa taille, son diamètre, la forme de sa tête, son filetage (nombre de spires, pas...etc.).

La partie coronaire quant à elle, correspond à la partie qui fait jonction avec l'élément prothétique. [49]



Figure I.28 : Structure d'un pilier [50]

La pièce prothétique, fabriquée également en titane, est transvissée dans l'implant. Elle peut comporter un axe identique à celui de l'implant (axe droit) ou peut former un angle allant jusqu'à 15° avec l'implant, afin d'autoriser le praticien et le prothésiste à replacer l'effort masticatoire dans l'axe de l'implant, ce qui reste un impératif clinique majeur pour la pérennité implantaire (figure I.29).



Figure 1.29 : Piliers implantaires angulés [51]

I.5.6 Élément prothétique :

La prothèse vient se fixer sur le pilier (figure 1.30) et a pour but de remplacer une ou plusieurs dents manquantes. La prothèse pourra être fixée unitaire, plurale, ou amovible. Elle pourra être scellée à l'aide d'un ciment, transvissée, ou encore « clipsée » grâce à des attachements (Prothèse amovible). [52]

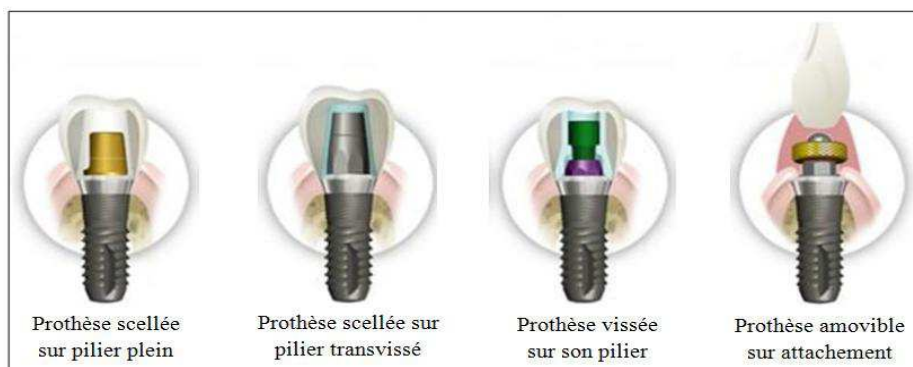


Figure 1.30 : Type de connexion Couronne / pilier [52]

I.5.7 Méthodes d'assemblage :

Cette structure multimatériau qui caractérise toute reconstruction dentaire et plus particulièrement les reconstructions implanto-portées est donc le siège de plusieurs interfaces qui devront garantir une étanchéité maximale à la salive et aux bactéries qu'elle véhicule, mais également une stabilité mécanique résistant aux contraintes masticatoires.

La solidité de la connexion va dépendre [52] :

- de sa stabilité (absence de dévissage ou de déboîtement) ;
- d'une dureté suffisante du matériau (limiter l'usure) ;
- de sa rigidité (pas de déformation lors de la mise en place) ;
- de sa résistance (aux forces de cisaillement, à la flexion et à la fatigue engendrées par les forces masticatoires).

Les assemblages entre ces divers matériaux sont de plusieurs natures [53] :

I.5.7.1 Vissage

L'implant en titane reçoit dans sa partie coronaire une pièce prothétique parfaitement ajustée, et dont le positionnement est donné par la connectique implantaire. La friction entre les deux pièces n'est pas suffisante pour garantir l'étanchéité et la stabilité ; la pièce prothétique est donc transvissée selon les recommandations des industriels qui proposent des couples de serrage variables en fonction du type de connectique qui s'imposent alors au praticien, lequel fait usage d'une clé dynamométrique.

I.5.7.2 Scellement

Le scellement est la méthode d'assemblage la plus traditionnelle en dentisterie. En effet, les supports prothétiques (dentaires ou implanto-portés) sont mis en forme de manière à obtenir une réduction homothétique de la dent saine, tout en présentant une rétention mécanique, seule garante de l'efficacité du scellement qui garantit l'étanchéité du joint prothétique et le blocage de la prothèse, mais en aucun cas la rétention.

La mise en forme nécessite de préserver quelques normes concernant l'angulation et la hauteur résiduelle des parois préparées, ainsi qu'une légère rétention par friction. Les ciments dentaires permettent alors d'assembler la quasi-totalité des prothèses conjointes aux dents support et sont également indiqués pour assembler piliers implantaires et couronnes implanto-portées

I.5.7.3 Collage

En dentisterie, le collage permet un assemblage de pièces ne nécessitant pas ou ne permettant pas de rétention mécanique préalable. Il permet également d'optimiser le rendu esthétique par l'emploi de matériaux libres de toute structure métallique ne pouvant être assemblés autrement.

Cette technique d'assemblage nécessite des précautions de mise en oeuvre beaucoup plus contraignantes que le scellement qui, par conséquent, reste la technique remportant le plus de faveur chez la majorité des praticiens. En effet, les étapes de collage plus nombreuses exposent davantage l'interface à la salive, ce qui nécessite l'usage de techniques d'isolement de la salive peu employées dans la pratique, où le collage est en réalité trop souvent souillé par les bactéries salivaires.

I.6 Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire :

Le choix d'un implant dentaire dépend surtout du type de la mâchoire, de sa taille, de son épaisseur et de la place laissée par la ou les dent(s) manquante(s). Les spécialistes ont donc établi un calibrage minimum et maximum pour permettre la réalisation d'une implantologie. Cependant, parfois, il est indispensable d'adapter la mâchoire à la taille ou au volume nécessaire à l'implant, et ce, grâce à d'autres opérations telles que la greffe osseuse ou le comblement osseux. Concernant la pose d'un implant dentaire, l'intervention chirurgicale dure de 30 minutes à 2 heures. Dans la majorité des cas, cette opération, effectuée par un chirurgien-dentiste, se déroule en ambulatoire, sous anesthésie locale, ou exceptionnellement à l'hôpital, sous anesthésie générale. Cette implantation n'est accompagnée d'aucune douleur. Eventuellement, des médicaments antidouleur peuvent être administrés au patient, si nécessaire. L'implantation dentaire se déroule en trois phases : la phase pré opératoire, l'implantation proprement dite et la phase postopératoire. [54]

Selon le type d'implant et la méthode adoptée, les implants vont être laissés en place quelques mois ou mis en fonction immédiatement. Deux protocoles sont alors proposés au chirurgien dentiste pour effectuer cette intervention :

- Méthode suédoise, protocole d'implantation dentaire en deux temps opératoires .
- Méthode suisse, protocole d'implantation dentaire en un temps opératoire.

I.6.1 Mise en place d'un implant dentaire en deux temps (Technique enfouie) :

Cette technique est la méthode classique, on parlera d'un implant « enfoui », c'est-à-dire qu'il sera entièrement recouvert par la gencive pendant la période de cicatrisation osseuse qui dure de 3 à 6 mois. Elle consiste à mettre en place les implants dans un premier temps et à les enfouir sous les tissus mous (« mise en nourrice ») durant la période d'ostéo-intégration initiale. Dans un second temps, un pilier de cicatrisation est mis en place à travers la gencive : la phase prothétique peut alors débuter. [55.56.57]

I.6.1.1 Premier temps opératoire :

La méthode classique consiste à inciser la gencive et décoller une partie de l'os de la mâchoire appelée *lambeau*, pour ensuite, effectuer les forages (figure I-31 (a)). Un pré-forage est réalisé en regard de l'émergence souhaitée des implants. Puis, le forage dit « initial » est réalisé avec des forets cylindriques de 1,8 à 2 mm de diamètre. Le forage est d'abord réalisé à quelques millimètres de profondeur pour contrôler avec une tige de parallélisme l'axe du forage. Ensuite le foret initial est passé jusqu'à la longueur de travail prédéterminée. Un forage intermédiaire est réalisé avec un ou plusieurs forets de 2,8 à 3,2 mm de diamètre. Enfin, un forage terminal est réalisé avec un foret légèrement sous-dimensionné par rapport au diamètre de l'implant choisi (afin de s'assurer d'un blocage primaire de l'implant). Cette séquence chirurgicale classique peut être complétée si nécessaire. Un évasement cervical peut être réalisé avec un foret d'évasement ou countersink, calibré au diamètre du col implantaire. Parfois, le taraudage peut être réalisé avec un taraud. Cependant, actuellement, la majeure partie des implants sont autotaraudants, ce qui permet d'éliminer cette étape du protocole chirurgical (figure I-31(b)).

Enfin, le placement de l'implant dentaire jusqu'à la longueur de forage et mise en place de la vis de protection et le lambeau est suturé sur l'implant et cette vis.

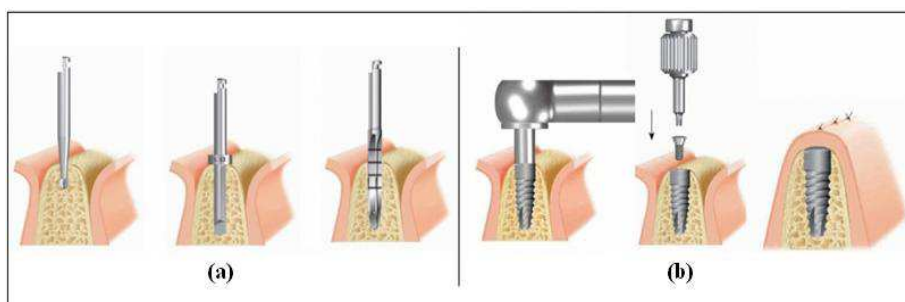


Figure I.31 : La pose d'un implant dentaire enfoui [57].
(a) les forages (b) le taraudage

I.6.1.2 Deuxième temps opératoire :

La durée de la phase d'ostéo-intégration dépend du site osseux (historiquement, 6 mois au maxillaire et 4 mois à la mandibule, mais actuellement plutôt 3 et 2 mois respectivement), mais aussi de la stabilité primaire et de la technique chirurgicale. Le deuxième temps chirurgical, ou mise en fonction, peut ensuite être amorcé. A ce stade, la vis de couverture de l'implant est localisée, découverte et enfin retirée pour être remplacée par une vis de cicatrisation ou un pilier définitif qui reste en place jusqu'à la pose de la prothèse (figure 1.32). L'objectif à ce stade est de donner une émergence intrabuccale aux implants. Après, il faut attendre un mois environ avant la réalisation de la prothèse dentaire définitive. Enfin, une bonne ostéo-intégration est évaluée par :

- une absence de mobilité ;
- une absence de douleur ;
- la présence d'un son mat à la percussion ;
- l'absence de liseré radioclaire à la radiographie rétroalvéolaire de contrôle.

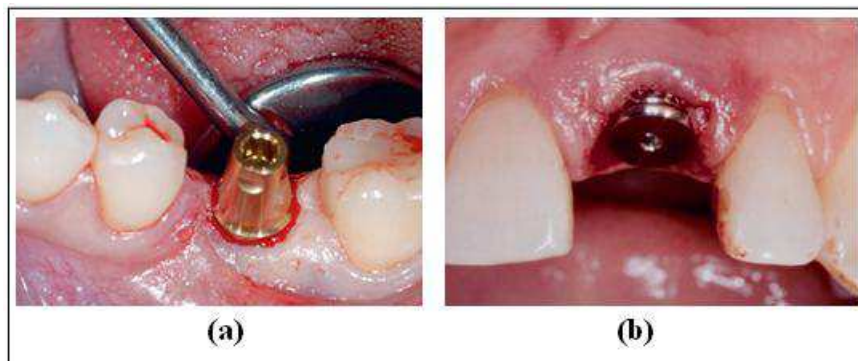


Figure I.32 : Implants dentaires ostéo-intégrés [58]
 (a) avec un pilier définitif (b) avec une vis de cicatrisation

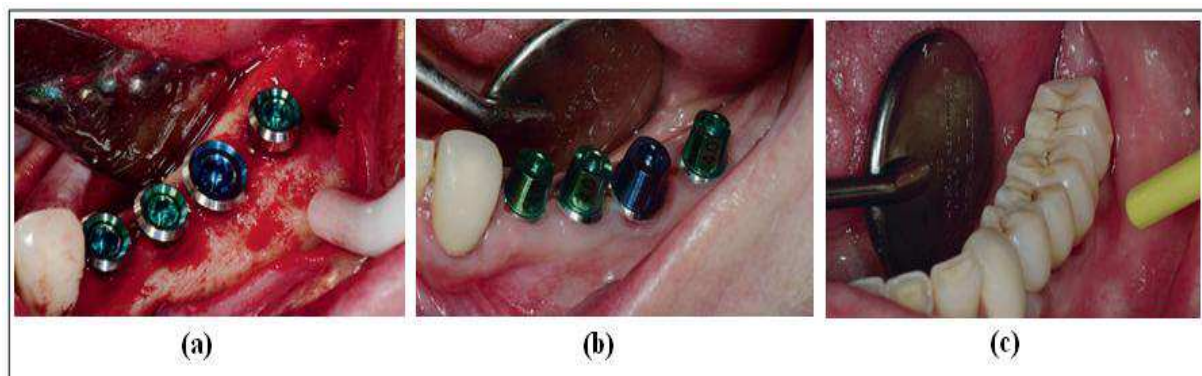


Figure I.33 : La phase finale de l'intervention opératoire en deux temps [58]
 (a) implants seuls (b) implants avec piliers (c) prothèses complètes finies

I.6.2 Mise en place d'un implant dentaire en un temps (Technique non-enfouie) : [55-56]

Introduit par Schroeder dans les années 1970 (l'école suisse), dans ce cas de figure, les implants ne sont pas enfouis. Cependant, le délai d'ostéo-intégration reste inchangé puisque l'implant n'est pas mis en fonction où la mise en place d'un implant en un seul temps chirurgical. Pour cet auteur, l'enfouissement total de l'implant n'est pas une condition nécessaire à l'obtention de l'ostéo-intégration. Cette technique permet un contact direct entre l'os et l'implant non-enfoui exposé au milieu buccal lors de la période de cicatrisation (figure I.34). Il y a donc émergence de l'implant dans la cavité buccale à la fin de l'intervention.



Figure I.34 : Implants non-enfouis [59]

L'intérêt de cette technique est le gain de temps, mais aussi la qualité de la cicatrisation. C'est une technique facilement utilisable au niveau molaire, où il n'y a pas de contrainte esthétique. Certains implants ont été conçus spécialement pour cette technique (l'implant en une seule pièce : corps endo-osseux et pilier transgingival). Positionnés en supracrestal, ils possèdent un col lisse de type poli-miroir assurant la formation précoce d'une attache conjonctive dans la gencive.

Ainsi, Cette technique en un temps peut aussi être utilisée avec des implants classiques, qui sont alors surmontés d'une vis de cicatrisation à dévisser et revisser lors des différentes manipulations. Cette approche est moins avantageuse que l'utilisation d'implants spécifiques avec lesquels la qualité de la cicatrisation gingivale est obtenue une fois pour toutes. L'intervention chirurgicale devra se dérouler en respectant une asepsie rigoureuse. Le matériel chirurgical nécessaire pour la mise en place, ainsi que les techniques d'anesthésie seront identiques à ceux employés pour la technique en deux temps : la préparation du lit osseux receveur et la pose de l'implant (figure 1.35).

En effet, l'implantologue ne recouvrera plus l'implant avec une vis de protection, mais il place une prothèse temporaire et suture ensuite le lambeau autour du col de l'implant. La prothèse définitive pourra donc être réalisée après le même délai d'ostéo-intégration. **Figure**



I.35 : Mise en place d'un implant dentaire en un temps opératoire

En outre, pour certains patients, le fait de se retrouver édenté ou de devoir porter un appareil amovible pour retrouver une fonction masticatoire et / ou esthétique peut être un véritable drame psychologique. Une solution peut être alors de mettre en place des implants et de les rendre fonctionnels immédiatement.

I.6.3 Mise en charge immédiate (MCI) : [55-56]

Dans la méthode classique, la mise en charge est dite différée car un délai d'ostéo-intégration sans contrainte de 4 à 6 mois (2 à 3 mois actuellement) est imposé avant la connexion de l'implant à une prothèse. Cette technique doit naturellement rester la plus utilisée car c'est la plus sûre. Cependant, dans certaines conditions particulières, la technique de mise en charge immédiate peut être appliquée.

Les concepts et les protocoles de mise en charge immédiate sont connus depuis longtemps. Dans les années 1980, Juillet, Cherchève et Linkow⁵⁶, entre autres, posaient leurs implants et réalisaient le jour même la prothèse transitoire qui était scellée sur les moignons implantaires. La mise en charge immédiate suppose une prothèse provisoire ou définitive, réalisée dans la semaine qui suit la pose de l'implant. La phase chirurgicale de mise en place des implants ne diffère pas de celle utilisée pour la technique non-enfouie. Le pilier prothétique de longueur adéquate est connecté à l'implant durant la même séance. Des capuchons de cicatrisation sont mis en place afin de protéger aussi les tissus mous pendant la phase initiale de cicatrisation. La réussite d'une réhabilitation implant portée en mise en charge immédiate repose avant tout sur une juste indication thérapeutique. C'est chez l'édenté total que le concept biomécanique de cicatrisation osseuse en appui trouve son application la plus évidente, mais elle répond à des critères stricts : il faut disposer de suffisamment de volume osseux en hauteur et épaisseur, et d'un os de bonne qualité. De plus, le patient ne doit pas présenter de parafonction

(bruxisme ou déglutition primaire). Le patient vit beaucoup mieux son traitement grâce à la prothèse transitoire immédiate qui lui permet de mastiquer et de vivre normalement. Au-delà du bénéfice évident pour le patient, ce nouveau concept supprime une seconde intervention. Ainsi, il permet :

- une réduction du temps passé au fauteuil par le patient ;
- une meilleure intégration sociale et psychologique par le patient ;
- une réduction très significative du temps de traitement (moins d'un mois) et bien sûr une réduction du coût ;
- une réduction de la résorption osseuse marginale.

Cependant, ce protocole serait moins prévisible que celui de mise en charge différée par Brånemark en 1977, car la charge durant la phase de cicatrisation accroît vraiment les risques d'échecs.

I.6.4 Indications des deux protocoles : [55-60].

On ne peut pas malheureusement appliquer le protocole en un temps opératoire dans tous les cas. Les implants enfouis sont préférés dans les sites dits « esthétiques » afin d'obtenir des contours tissulaires esthétiquement satisfaisants : la région antérieure du maxillaire jusqu'aux premières prémolaires, mais en général tous les types d'édentement sont indiqués. L'approche d'implants non-enfouis est préférée dans les sites non-esthétiques qui représentent la majorité des sites traités avec des implants endo-osseux pour des édentements : unitaire à la mandibule, unitaire dans la région postérieure du maxillaire, étendu à la mandibule et étendu dans la région postérieure du maxillaire.

En outre, le protocole en un temps opératoire présente l'avantage que la prothèse définitive peut être réalisée plus rapidement, car, il n'est plus nécessaire d'attendre la cicatrisation de la gencive (1 à 2 mois en plus pour le second temps chirurgical et la réalisation prothétique) puisqu'elle intervient en même temps que l'ostéo-intégration.

Dans une étude multicentrique⁸⁸, on rapporte 13 échecs primaires sur 2359 implants non enfouis. De plus, plusieurs études ont démontré des taux de succès supérieurs à 90%, avec un recul de plus de 10 ans avec des résultats cliniques identiques au protocole en deux temps à tel point que celui-ci peut s'appliquer aux implants en deux pièces. Les deux protocoles opératoires sont donc équivalents et complémentaires.

C'est pour ces raisons que ce protocole en un temps est devenu un standard en implantation dentaire. Cependant, certaines situations cliniques orienteront le chirurgien-dentiste vers le protocole en deux temps, comme la protection envers certaines contraintes (mastication, joue,

langue) lorsqu'une stabilité primaire sera préjugée déficiente ou si l'environnement biomécanique de l'implantation est suspect.

L'évolution de la technique en un temps chirurgical à celle en deux temps chirurgicaux permet maintenant d'envisager sereinement une amélioration du traitement dans le sens d'une mise en charge fonctionnelle immédiate (MCI).

I.7 Les bridges dentaires :

Le bridge, aussi appelé « pont fixe » ou « prothèse dentaire fixe » est une restauration dentaire qui remplace une ou plusieurs dents manquantes. Il est habituellement formé d'une dent artificielle fixée entre 2 couronnes et s'étend d'un bout à l'autre de la zone édentée. (La couronne est une dent artificielle creuse que l'on fixe sur une dent naturelle ou un implant dentaire.) Le pont est fermement maintenu en place par vos dents de chaque côté de la ou des dents manquantes ou par des implants dentaires. Il est fixé de façon permanente et ne peut être enlevé.

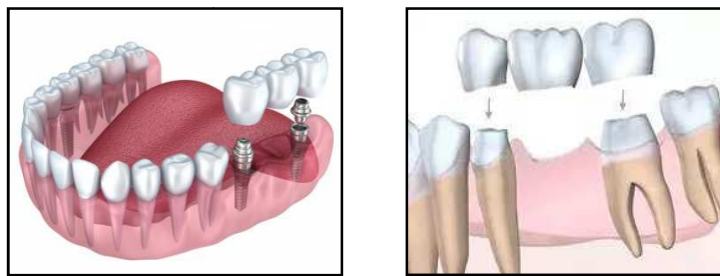


Figure I.36 : Les Bridges Dentaires [61]

I.7.1 Types de bridges :

Il existe différents types de bridges dentaires. Votre dentiste ou prosthodontiste vous recommandera celui qui vous convient le mieux selon l'emplacement de l'espace édenté et l'état de vos dents, de votre bouche et de vos gencives.

I.7.1.1 Bridges traditionnels :

Sont utilisés lorsque des dents naturelles sont encore présentes de chaque côté de l'espace édenté. (Au lieu de faire un pont, votre dentiste peut vous recommander un implant unique en remplacement de la dent manquante qui se trouve entre 2 dents saines. Avec un implant, vous évitez de devoir tailler vos dents saines pour qu'elles reçoivent les couronnes.)

- Dans le cas d'un bridge traditionnel, les dents saines de chaque côté de la dent manquante sont préparées en vue de fixer des couronnes.

- La dent artificielle fabriquée sur mesure est fixée à 2 couronnes. C'est ce qu'on appelle un pont.
- Un pont est fixé de façon permanente et ne peut être enlevé.



Figure I.37: emplacement des bridges traditionnels [62]

I.7.1.2 Bridge sur implants :

Le bridge sur implants dentaires n'est pas fixé sur les dents voisines. Sa stabilité est plutôt assurée par des implants dentaires qui jouent le rôle de racines artificielles de dents. Ces implants sont greffés à l'os de la mâchoire tout comme les racines des vraies dents. Ils sont fabriqués de titane, ne créant aucun inconfort ni allergie. Le pont sur implants est une prothèse dentaire de grande précision, conçue et fabriquée par le dentiste. Cette technique de pointe en dentisterie permet une très grande stabilité à la prothèse dentaire et une capacité de mastication sans égal. Le sourire est également parfaitement restauré.



Figure I.38: bridges sur implants [63]

I.7.1.3 La prothèse implanto-portée :

Elle correspond à une prothèse inamovible scellée ou vissée.

On différencie 2 solutions fixes implanto-portées :

- le bridge implanto-porté.
- le bridge sur pilotis.

a) Bridge implanto-porté :

Le bridge implanto-porté est une prothèse définitive sans fausse gencive, scellée ou vissée, sur des implants posés au préalable.

Ce dernier constitue une réelle reconstruction prenant en compte la présence des tissus mous, du feston gingival vestibulaire et des papilles.



Figure I.39 : Bridge implanto-porté maxillaire transitoire mis en place 5h après la chirurgie. [63]

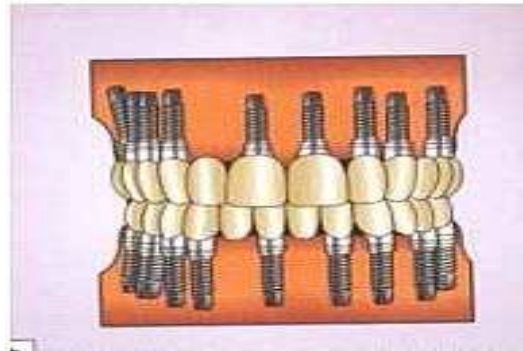


Figure I.40 : Bridge complet implanto porté Transvissé, DAVARPANAH [63]

b) Bridge implanto-porté avec fausse gencive : prothèse "sur pilotis" :

Cette prothèse, dite sur pilotis, a la particularité de comporter une composante gingivale en résine, céramique ou composite permettant de compenser la perte osseuse et de masquer la transition prothèse/gencive.

Ce bridge est la solution de choix lorsque le traitement par bridge complet implanto-porté conventionnel n'est pas retenu du fait d'un déficit osseux dans le sens vertical.



Figure 1.41 : Bridge sur pilotis réalisé mise en évidence de la compensation de la résorption par l'épaisseur de la fausse gencive. [63]

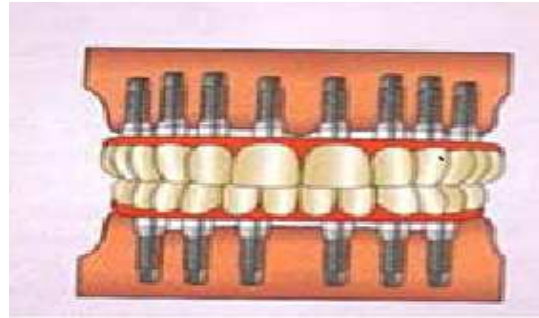


Figure 1.42 : Bridge sur pilotis, DAVARPANAH. [63]

I.7.2 Mode d'assemblage des prothèses implanto-portées :

Les prothèses fixées implanto-portées peuvent être transvissés ou scellées. Chacun des moyens d'ancrage présente des avantages et des inconvénients.

Le choix de réaliser une prothèse transvissée ou scellée appartient au discernement du praticien et dépend de chaque patient. Trois paramètres sont à prendre en compte :

- le volume osseux disponible,
- la position de la ligne des collets dans le sourire,
- la dimension verticale d'occlusion.

I.7.2.1 Prothèses implanto-portées vissées :

Ce type de prothèse est défini comme étant une restauration transvissée soit directement sur les implants, soit par l'intermédiaire de piliers transgingivaux eux-mêmes transvissés sur les implants.

Une prothèse vissée exige forcément une émergence cingulaire des implants et un positionnement des vis sur la face palatine des dents. De ce fait, le geste chirurgical est conduit avec l'objectif de visser la prothèse.

Le positionnement implantaire est plus exigeant que pour les prothèses scellées. En effet, le puits d'accès à la vis implantaire doit émerger en occlusal afin de se retrouver au niveau de la face palatine des futures dents. Il doit être comblé par de la cavité au moment de la pose de la prothèse transitoire puis par du composite au moment de la pose de la prothèse définitive. Il est impératif de paralléliser les implants les uns avec les autres.

Dans le cas d'une prothèse transvissée démontable, le matériau est la résine, bien que le matériau de choix pour une réhabilitation prothétique de qualité et durable reste la céramique.



Figure 1.43 : Bridge complet mandibulaire transvissé sur implants [63]

I.7.2.2 Prothèses implanto-portées scellées [64] :

Ce type de prothèse est défini comme étant une restauration scellée sur des piliers intermédiaires (faux moignons pleins, usinés, ou bien anatomiques) transvissés sur les implants (BELSER., et al. 2000, BERNARD., et al. 1996).



Figure 1.44: Bridge complet mandibulaire scellé sur implants [63]

Ce type de prothèse implique une position de l'implant centrée au niveau de la crête. La prothèse scellée présente de nombreux avantages, comme l'absence de puits d'accès aux vis sur les faces occlusales contrairement aux prothèses transvissées mais également la possibilité de corriger la divergence entre l'implant et la suprastructure grâce à des faux moignons angulés afin de récupérer le parallélisme des piliers.

Cependant elle présente également des inconvénients comme la nécessité d'utiliser un ciment de scellement dont la fusée peut être à l'origine d'une inflammation locale pouvant favoriser l'apparition d'une péri-implantite

[65]. On peut citer, en outre, la difficulté de dépose qui nécessite parfois la destruction de l'élément prothétique ainsi qu'une maintenance difficile à réaliser.

I.8 Conclusion :

L'évolution de « l'implantologie orale », des temps anciens jusqu'à l'ère moderne, peut être décrite en plusieurs périodes bien différenciées. La période contemporaine (à partir des années 1970) est caractérisée par le grand principe de l'ostéo-intégration. Les implants endo-osseux à insertion axiale sont le plus souvent des implants vis, différant par leur forme, leur état de surface, et leur système de connexion prothétique. Il existe de nombreux fabricants, mais tous les systèmes se ressemblent de plus en plus et reprennent les grands principes généraux dégagés depuis 20 ans.

La mise en fonction de l'implant est classiquement différée (le temps de l'ostéo-intégration), même si des protocoles de mise en charge immédiate sont connus et de plus en plus développés.

En outre, les implants dentaires, comme tout autre système ou pièce implanté dans le corps humain, doivent répondre à des critères fonctionnels de leur intégration sans induire de phénomène de rejets par cet organisme. Les matériaux utilisés doivent donc satisfaire à un ensemble de critères régissant leurs interactions avec les tissus vivants. Ces critères sont l'objet de la science des biomatériaux qui enrichit le vocabulaire biomédical et chirurgical d'une série de nouvelles notions destinées à définir les différentes interactions entre un organisme vivant et un matériau implanté, comme nous le prenons de plus près dans Le 2^{ème} chapitre.

Références bibliographiques:

- [01] Orthlieb J.D., Brocard D., Schittly J., Maniere-Ezvan A. Anatomie, implications cliniques. In « Occlusodontie pratique » Eds CDP, Rueil-Malmaison, 2000;3-11.
- [02] Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson HA., Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
- [03]- Schroeder A., van der Zypen E., Stich H., Sutter F. The reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg.* 1981;9(1):15-25.
- [04]- Parfitt G.J. Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res.* 1960;39:608-18.
- [05]- Misch C.E., Bides M.W. Implant-protected occlusion. *Int J Dent Symp.* 1994;2(1):32-7.
- [06]- Maló P., Rangert B., Nobre M. « All on four » immediate-function concept with Brånemark system implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2003;5 Suppl 1:2-9.
- [07] Maló P., Rangert B., Nobre M. « All on four » immediate-function concept with Branemark system implants for completely edentulous mandibles: a one-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7 Suppl 1:88-94.
- [08] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Implantologie>
- [09] https://fr.wikipedia.org/wiki/Tissu_osseux.
- [10] <https://slideplayer.fr/slide/10885023>.
- [11]https://www.researchgate.net/figure/classification-des-os-selon-leur-forme_fig1_318658774.
- [12] Marcelli C, Sebert JL. Architecture et résistance mécanique osseuses. Paris: editions Masson, 1993.
- [13] Grabowski T. Principes d'anatomie et de physiologie. Quebec: 2ème édition: De Boeck Université 1994.
- [14] https://www.researchgate.net/figure/Structure-dun-os-long-a-os-long-b-os-spongieux-c-os-cortical-et-moelle-osseuse_fig2_318658774.
- [15] https://www.researchgate.net/figure/8-La-microstructure-de-los-trabeculaire-et-de-la-travee-osseuse-a-agrandissement-de_fig7_237010306.
- [16] Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : measurment by an ultrasonic technique. *J Biomech* 1987,20:979-986..
- [17] Wolff J. Das Gesetz der Transmation der Knochen, Hirschwald 1892 Spinger, Berlin. (The law of bone remodelling. Translated by Maquet, P. and Furlong, R.1986).
- [18] Cowin SC. Mechanical Modeling of the stress adaptation process in bone. *Calcif Tissue Int* 1994,36, S98-S103.
- [19]<https://www.futura-sciences.com/sante/dossiers/dents-dents-sante-buccodentaire/1287/page/3>.
- [20]<https://www.ufsbd.fr/espace-grand-public/espace-enfants/anatomie-et-fonction-de-la-dent>
- [21] <https://cabinetdentairebayard.com/implant-dentaire>.
- [22] Leclercq P, Dohan SL, Dohan DM. Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. Dans *Le manuel du résident – Odontologie*. Edition Tsunami. 2009.

- [23] Noailles J, Milley A, Beau T. La vis, clef de voûte en implantologie. Stratégie prothétique. Septembre-octobre 2009 ; vol 9, n° 4 : 289-294.
- [24] <http://www.elegantdentalcare.com>.
- [25] Carl E. Misch. Dental Implant Prosthetics, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [26] <https://dr-cantayre-geraud.chirurgiens-dentistes.fr/files/p/4-IMPLANTS%20retaille.jpg>.
- [27] <http://www.ciedmarseille.com/details-l+implant+dentaire-27.html>.
- [28] <http://dandal.ir/en/news/what-are-dental-implants-made-of-b75.html>.
- [29] Abibou MAS. Implantologie dentaire : Etude du comportement des chirurgiens dentistes face à cette nouvelle discipline. Thèse de doctorat, Université Cheikh Anta Diop de Dakar. 1998.
- [30] Equipe Dentaire Lucerne. Implant dentaire. Clinique Dr. Schulte. Suisse. 2013.
- [31] Ari E. Implant dentaire. Article consulté le 26-09-2016. http://www.ari-elhyanichirurgien-dentiste.fr/Implant-dentaire_a91.html.
- [32] Ngo TEN. Les Techniques Chirurgicales et leur Evolution en Implantologie Orale. Thèse de doctorat, Université Cheikh Anta Diop de Dakar. 2002.
- [33] <http://www.dentalimplantsnek.com/our%20work%20-%20subperiosteal.html>.
- [34] JAMES JS. Dental Implants and the Dry Mouth Patient. College of Dentistry. University of Florida. 2012.
- [35] <http://www.shutterstock.com/pic-229121056/stock-vector-transosteal-implant-the-implant-is-placed-under-the-jaw-bone-with-posts-passing-through-the-bone.html>.
- [36] Dubruille JH, Dubruille MT, Goudot P, Muster D, Pigot JL, Vanhakendover S. Réhabilitation orale et implantologie. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 23-330-A-10. Editions Scientifiques et Médicales. Elsevier SAS, Paris. 2000.
- [37] <http://whatimplantisthat.com/implant/internal-hex-cylindrical>.
- [38] ÖMER P. Design and Mechanical Analysis of a New Dental Implant that Would Mimic Natural Tooth with a Periodontal Ligament. Mémoire de master en science, Middle East Technical University. 2012.
- [39] <http://www.dentalimplantskerala.com/wp-content/uploads/2011/07/Single-Piece-Implants.jpg>.
- [40] <http://www.1888implant.com/french/images/dental-implant-types-blade.png>.
- [41] Leonard L. Theories and Techniques of Oral Implantology (vol.1). Linkow Library.1970.
- [42] Leclercq P, Dohan SL, Dohan DM. Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. Dans Le manuel du résident – Odontologie. Edition Tsunami. 2009.
- [43] Denis DG. Apport de l'implantologie basale dans les reconstructions implantaires fixes : une alternative aux greffes osseuses ? Revue implantologie. Novembre 2007 ; 55-61.
- [44] Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In : Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry. Chicago, Quintessence Publ. 1985.
- [45] Baier RE, Meyer AE, Natiella RR, Carter JM. Surface Properties Determine Bioadhesive Outcomes : Methods and results. J Biomed Mater Res. 1984 ; 18 : 337-355.
- [46] Kieswetter K, Schwartz Z, Boyan BD. The Role of Implant Surface Characteristic in Healing of Bone. Crit Rev Oral Biol Med. 1996 ; 7 (4) : 329-345.
- [47] <http://pocketdentistry.com/15-scientific-rationale-for-dental-implant-design>.

- [48] <http://www.poiriertremblay.com/remplacer-une-seule-dent-perdue>.
- [49] Noharet R., Cannas B., Gillot L. Piliers implantaires : anticiper le choix. L'information dentaire. 2010 ; 92 (20) : 18-22.
- [50] <http://www.rotec-fr.com/catalog/index.php>.
- [51] <http://www.medicalexpo.fr/fabricant-medical>.
- [52] Nicolas W. Les différents types de connexions implantaires : Description, avantages, inconvénients et critères de choix. Thèse de doctorat, Université de Lorraine. 2013.
- [53] Gonzague F. Contribution de l'analyse mécanique à l'étude des implants et des biomatériaux dentaires. Thèse de doctorat, Université Sciences et Technologies - Bordeaux I. 2013.
- [54] Ari E. Implant dentaire. Article consulté le 26-09-2016. http://www.ari-elhyanichirurgien-dentiste.fr/Implant-dentaire_a91.html.
- [55] Ngo TEN. Les Techniques Chirurgicales et leur Evolution en Implantologie Orale. Thèse de doctorat, Université Cheikh Anta Diop de Dakar. 2002.
- [56] Leclercq P, Dohan SL, Dohan DM. Implantologie axiale : procédures chirurgicales et stratégies prothétiques. Dans Le manuel du résident – Odontologie. Edition Tsunami. 2009.
- [57] <http://dr-sabban-guy.chirurgiens-dentistes.fr/l-acte-chirurgical>
- [58] Carl E. Misch. Dental Implant Prosthetics, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [59] Brånemark PL, Zarb G., Alberktsson T. L'ostéo-intégration en pratique clinique. Editions CoP. Paris. 1985.
- [60] Mattout P, Mattout C. Les thérapeutiques parodontales et implantaires. Editions Quintessence International. 2003.
- [61] <https://uedentaire.com/traitements-et-tarifs/bridge-de-3-dents-sur-2-implants>.
- [62] https://www.cda-adc.ca/fr/oral_health/talk/procedures/bridges_dentures/bridges.asp.
- [63] <http://dents.mayorplitka.ru/bridge-dentaire-sur-implant>.
- [64] DROSSART M., DADA K., DAAS M., et al. Implants et edentement complet maxillaire fortement resorbe : nouvelle approche. Inf. Dent. 2009, 91(32) : 1746-1752.
- [65] WILSON TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. J Periodontol 2009;80 : 1388-1393.



Biomatériaux Dentaires

- *Historique*
- *Différents types de biomatériaux*
- *Impact des biomatériaux*
- *Champs d'application des biomatériaux*
- *Matériaux et milieu vivant*
- *Classification des biomatériaux*
- *Conclusion*



Chapitre II

Biomatériaux

Dentaires

II.1 Historique :

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Définis comme des matériaux travaillant sous contrainte biologique, voués au remplacement d'une fonction ou d'un organe, ils sont présents dans de très nombreuses stratégies thérapeutiques. Selon la définition de Chester (1981), il s'agit de tout matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical et visant à remplacer ou traiter un tissu, organe ou une fonction avec une durée de contact supérieure à trois semaines. On estime des millions des personnes qui sont porteuses d'un biomatériau. Ces derniers posent des problèmes scientifiques, mais posent aussi des problèmes économiques, éthiques, réglementaires et industriels qui ne sauraient être passés sous silence sans avoir une approche par trop réductrice. Il y a souvent confusion entre biomatériau et bio matériel. Il est en fait habituel de confondre ces deux notions même si au sens strict il ne faudrait parler que de biomatériau, c'est à dire une partie constituante du bio matériel. Élément primordial de certaines stratégies thérapeutiques, les biomatériaux partagent avec le médicament les exigences de sécurité, fiabilité, reproductibilité. D'utilisation plus récente, ils n'ont cependant pas atteint les mêmes niveaux d'exigence et pourtant la responsabilité est immense puisque si un traitement médicamenteux peut être interrompu à tout moment, un biomatériau une fois implanté ne pourra être retiré que lors d'une nouvelle intervention chirurgicale. A travers les siècles, les matériaux utilisés en médecine ont eu un impact énorme sur le traitement des blessures et des maladies. Dès la fin du 19ème siècle, l'utilisation des biomatériaux se généralisa grâce à la mise au point de procédures chirurgicales aseptiques (J. Lister, 1860). Les premiers biomatériaux métalliques utilisés comme attelles pour les os, datent de la fin du 18ème siècle. La première prothèse complète de hanche a été réalisée en 1938. Dans les années 1950, les biomatériaux polymères font leur apparition. Ils sont utilisés pour les prothèses de cornée ainsi que pour les vaisseaux sanguins.

Aujourd'hui les biomatériaux sont utilisés pratiquement partout au niveau du corps humain et leur utilisation est très largement répandue: Articulation de la hanche, Prothèses du genou et du coude, Implants dentaires, Cathéter coronarien, des millions de vies ont été sauvées grâce aux biomatériaux, et la qualité de vie de millions d'autres est améliorée chaque année. Les biomatériaux restent un domaine de recherche très actif car chaque intervention médicale nouvelle requiert pratiquement un nouveau biomatériau spécialement adapté. Parmi les questions ouvertes qui motivent très fort le domaine: une meilleure compréhension de la réponse des cellules vivantes aux biomatériaux ; trouver un rôle optimal pour les biomatériaux dans la régénération des tissus. Lorsque la compréhension des mécanismes biologiques était très réduite, l'approche de l'ingénieur biomédical était de remplacer complètement le tissu dont la fonction était perdue par un simple biomatériau. Au fil du temps et avec la meilleure compréhension des mécanismes biologiques, apparaissent les tentatives de réparer le tissu défectueux. Plus récemment et avec l'apparition des cellules souches, la médecine s'orient vers la possibilité de régénérer le tissu endommagé par des techniques basées sur des mécanismes cellulaires. La notion de biomatériau a évolué au cours du temps, ainsi que les concepts médicaux. En 1987, Williams le définissait comme « un matériau non viable utilisé dans des dispositifs médicaux et conçu pour interagir avec le système biologique ». Cette définition s'applique aussi bien aux formes primitives de prothèses (jambe de bois ou œil de verre) qu'aux biomatériaux modernes (implants biodégradables utilisés dans les applications d'ingénierie des tissus).

II.2 Définition :

Selon la conférence de consensus de Chester (1991) organisée par la Société Européenne pour les Biomateriaux est considéré comme biomatériau « tout matériau qui interagit avec les systèmes biologiques pour évaluer, traiter, renforcer ou remplacer un tissu, organe ou une fonction de l'organisme ».

Il est convenu qu'un biomatériau peut être en contact avec un tissu du corps humain de manière continue ou intermittente afin de remplacer ou de restaurer une ou plusieurs fonctions. Dans cette définition, quelque peu restrictive, sont exclus les instruments chirurgicaux et les prothèses externes, tels les membres artificiels. La définition d'un biomatériau n'inclut pas uniquement les biomatériaux artificiels qui sont construits à base de métaux ou de céramique. Un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou

xéno greffe utilisée comme une transplantation de matériaux. Cette définition appelle les commentaires suivants : le biomatériau n'étant pas un médicament, il n'est pas soumis aux mêmes exigences administratives, il doit cependant s'intégrer dans une procédure d'autorisation de mise sur le marché (AMM) qui à l'heure des procédures communautaires européennes implique le marquage CEE. La notion d'utilisation temporaire permet d'intégrer sous une même définition des éléments prothétiques dont l'ambition est d'être implantés le plus longtemps possible et des membranes d'hémodialyse en contact avec le sang pendant quelques heures.

II.3 Différents types de biomatériaux :

Les biomatériaux peuvent être classés en deux grandes catégories : biomatériaux d'origine non vivante (métaux, céramiques, polymères de synthèse) et biomatériaux d'origine biologique (végétale ou animale). Les biomatériaux peuvent être utilisés en tant que substituts osseux ou comme revêtements prothétiques. Ils se déclinent en quatre types : les métaux et les alliages, les polymères, les céramiques, et les matériaux naturels (corail, nacre,...). L'étude de ces différents types permet la création d'un lien chimique entre le matériau et les tissus organiques. Cette liaison résulte d'une bio activité caractérisée par une succession de réactions physico-chimiques (dissolution, précipitation) à l'interface implant / tissu receveur.

II.4 Impact des biomatériaux :

La figure suivante montre les points concernés par l'implantation d'un biomatériau dans un corps humains.

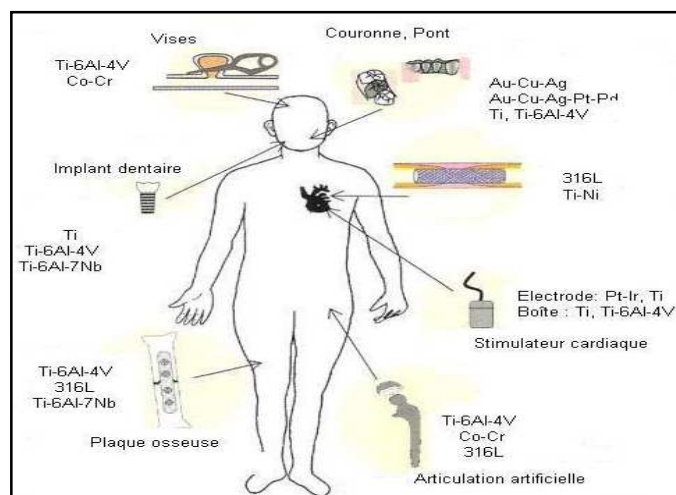


Figure II.1 : Biomateriaux dans un corps humain. [01]

II.5 Champs 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 [02].

II.5.1 Ophtalmologie :

L'ophtalmologie offre un vaste champ d'applications aux biomatériaux. Après quelques rappels fondamentaux concernant les biomatériaux, la biocompatibilité et la chimie macromoléculaire, les auteurs font une revue des principales applications cliniques actuelles des biomatériaux en ophtalmologie. Acryliques et silicones sont les deux grandes familles de matériaux utilisés en contactologie et dans tous les domaines de la chirurgie ophtalmologique (cornée, cristallin, glaucome, vitré, rétine, orbite, paupières, voies lacrymales). Les matériaux expérimentaux et les principales voies de recherche sont également présentés car, si la plupart des matériaux actuellement utilisés ont une biocompatibilité satisfaisante et connaissent une amélioration continue, de nombreux progrès restent à faire. Principales applications des biomatériaux à l'ophtalmologie sont : Lentilles, Implants , Coussinets de récupération, Produits visqueux de chambre postérieure...

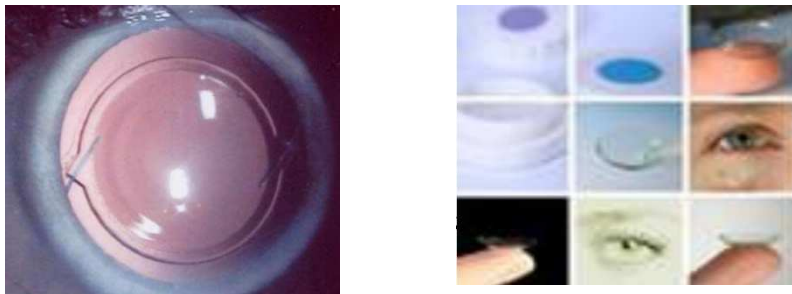


Figure II.2 : Implantation d'une lentille. [03]

II.5.2 Odontologie-stomatologie :

L'odontologie représente une discipline exemplaire en matière d'utilisation clinique de biomatériaux. La plupart de ceux qui sont utilisés aujourd'hui sont :

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

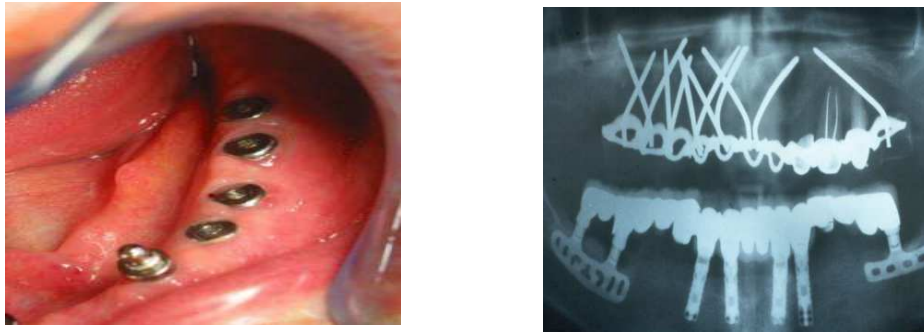


Figure II.3 : Implantation des Implants. [04]

II.5.3 Chirurgie orthopédique :

Les biomatériaux sont très utilisés en chirurgie orthopédique et traumatologique depuis de nombreuses années. Ils sont divisés en trois grandes catégories. Les métaux sont surtout utilisés dans les ostéosynthèses et les arthroplasties, les céramiques comme surfaces de frottement ou d'ostéoconduction, et enfin les polymères dans de très nombreuses applications. Ces matériaux ont des propriétés physiques (biomécanique et d'usure) propres. Les propriétés vont conditionner l'utilisation d'un biomatériau dans un but précis. On donne des exemples comme :

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



Figure II.4 : Prothèses articulaires (hanche, coude). [05] [06] [07]

II.5.4 Cardiovasculaire :

On parle de valves cardiaques ; Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes,...), cœur artificiel, assistance ; ventriculaire, stimulateurs cardiaques, Prothèses vasculaires, matériels pour angioplastie lminale coronarienne et stents , cathéters endoveineux.

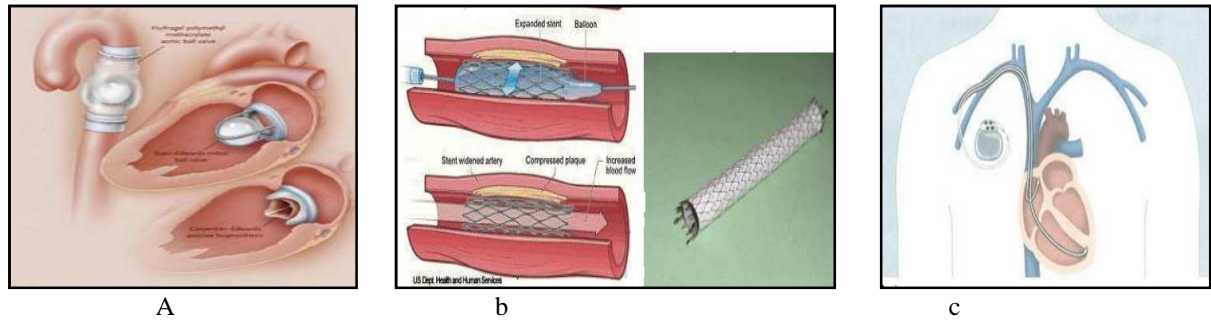


Figure II.5 : Pièces cardiovasculaires a) valves cardiaques [08] b) stents: [09] c)stimulateurs cardiaques. [10]

II.5.5 Urologie/ néphrologie :

Les champs d'application des biomatériaux implantés continuera à s'étendre allant de l'utilisation de cathéters et frondes, pour l'appareil génito-urinaire, à la production de tissus et d'organes. L'échelle de recherche a changé ces dernières années passant d'une vue macroscopique à une vue microscopique c'est ainsi que l'on est passé d'appareillages mécaniques, comme les prothèses, cathéters et frondes, à l'unité cellulaire et plus particulièrement aux cultures cellulaires in vitro. De nouvelles techniques comme la thérapie génique et la reconstruction cellulaire, sont apparues récemment dans le champ de l'urologie. Dialyseurs, poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale, rein artificiel portable, prothèses de pénis, matériaux pour traitement de l'incontinence.

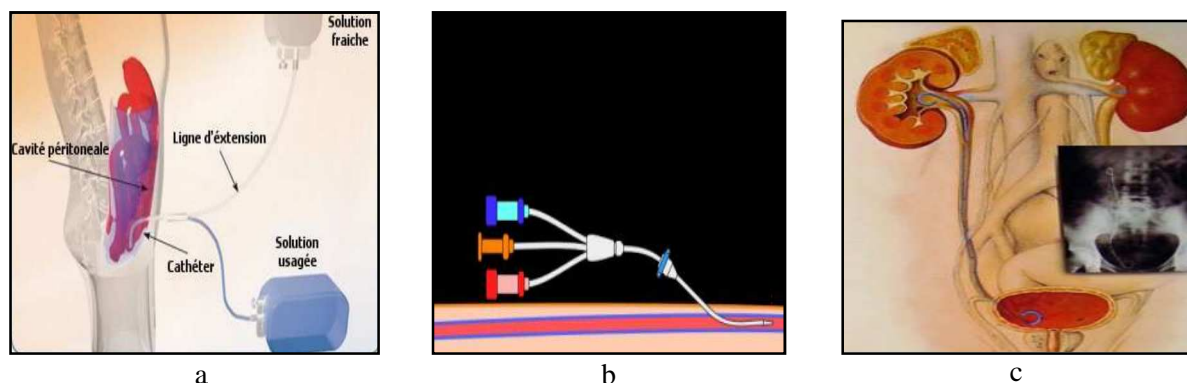


Figure II.6 : Pièces urologiques a) Dialyse péritonéale. [11] b) rein artificiel portable. [12] c)sonde JJ. [13]

II.5.6 Endocrinologie-chronothérapie : pancréas artificiel ,pompes portables et implantables, systèmes de libération contrôlée de médicaments, Biocapteurs.

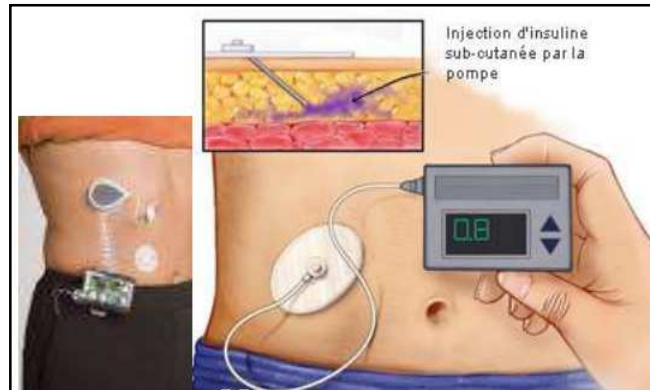


Figure II.7 : Pancréas artificiel. [14]

II.5.7 Chirurgie esthétique :

Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

II.5.8 Chirurgie générale et divers :

Drains de chirurgie,colles tissulaires, peau artificielle, Produits de contraste, Produits pour embolisation,produits pour radiologie interventionnelle.



*Figure II. 8:*Radiographie de face du genou après injection intra articulaire de produit de contraste.

1, Fémur. 2,Tibia. 3, Fibula (Péroné). 4 Produit de contraste (couleur blanche) dans l'articulation. [15]

II.6 Matériaux et milieu vivant :

Les réactions de l'organisme à un système implanté dépendent étroitement du milieu d'implantation et de la nature du matériau. Le corps étranger implanté va provoquer au sein de l'organisme des réactions chimiques et physiques (électriques, mécaniques, rhéologiques,etc.) qui entraînent des réactions biologiques dans tous les cas ces réactions conduisent à une modification de l'interface matériau milieu vivant qui se traduit par l'interposition d'une couche de protéines, voire de minéraux à la surface du matériau et une adaptation des tissus environnants.

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 [16].

II.6.1 Biocompatibilité :

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à être accepté par un être vivant. Elle se définit aujourd'hui, comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et le matériau de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre (aucun phénomène de rejet ni de toxicité n'est observé) [17]. La Société Européenne des Biomateriaux a défini lors de la conférence de Chester en 1986 la biocompatibilité comme «la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique»(WILLIAMS 1989).EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée: «la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives».

La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes: les effets du matériau sur le milieu et les effets du milieu sur le matériau. Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments relargués. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique. Ces multiples facettes de la biocompatibilité nécessitent de se doter d'outils d'évaluation capables de les appréhender.

Elle est évaluée par les tests suivants :

-Tests in vitro (tests initiaux) : réalisés en laboratoire.

-Tests in vivo (tests secondaires) : réalisés sur une espèce animale.

-Tests précliniques: réalisés sur l'être humain.

Les principaux facteurs qui influencent la biocompatibilité sont :

-La composition chimique du matériau.

-Les propriétés physiques du matériau (topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface...).

II.6.2 Biodégradabilité :

C'est la capacité d'un matériau à être décomposé par des micro-organismes vivants (bactéries, enzymes, champignons, ...). La mesure de la biodégradabilité d'un matériau permet d'évaluer son impact sur l'environnement. Elle dépend des caractéristiques du matériau, de son procédé de fabrication, et des paramètres physico-chimiques et microbiologiques du milieu de dégradation (sol, eau, etc....).

La biodégradation correspond à la perte des propriétés physiques [18]. La détermination du taux de biodégradabilité nécessite des mesures en laboratoire ou en milieu naturel selon trois types de test :

-Test de Sturm : test de laboratoire en milieu liquide. Conditions bien maîtrisées;

-Test de simulation en laboratoire, en milieu liquide ou solide. Conditions moins bien maîtrisées;

-Test in situ sur sol et compost. Conditions non maîtrisées. On distingue deux types de dégradation:

-Une dégradation purement chimique déterminée par le milieu uniquement;

-Une dégradation purement biologique déterminée par les cellules.

Les débris d'usure (surfaces en frottement dans les prothèses articulaires) ou de dégradation posent un problème particulier. Lorsqu'ils sont de petite taille (inférieurs à quelques dizaines de microns) ces débris ne sont pas encapsulés, ils sont intégrés par les macrophages qui essaient de les dégrader à l'intérieur même de la cellule; Lorsque ces débris ne sont pas facilement dégradables par le système enzymatique ou lorsque les produits sont toxiques pour la cellule, il en résulte une inflammation chronique difficile à traiter [19]. Afin de mieux intégrer les matériaux au milieu vivant, on a souvent essayé de les associer avec des protéines adhésives comme fibronectine, le collagène, la vitronectine, la laminine,... etc, ou même des cellules. Ces voies de recherche sont actuellement en plein développement [20].

II.6.3 Biorésorbabilité :

Un matériau biorésorbable, destiné à se résorber et à être remplacé par un tissu vivant, disparaît complètement après biodégradation à plus ou moins long terme.

II.6.4 Bioactivité :

Selon Hench (1990) la bioactivité désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse (contact direct entre le tissu et le matériau). Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau, et s'oppose à la bioinertie (aucune réaction n'a lieu entre le matériau et les tissus vivants, la couche fibreuse d'encapsulation est de faible épaisseur, voire difficilement observable) [21].

II.7 Classification des biomatériaux :

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

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

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

II.7.1 Classification biologique :

Les biomatériaux sont classés suivants des critères biologiques plus que fonctionnels

- Les matériaux bio-tolérés ont un rôle fonctionnel, biocompatible, pas de réactions inflammatoires utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques : chrome, cobalt,zircone, alumine dense....etc
- Les matériaux bio-inertes s'intègrent dans l'os sans interposition de couche fibreuse on peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour les prothèses orthopédiques.

- Les matériaux bioactifs qui réagissent positivement à leur environnement biologique en permettant des réactions spécifiques implant tissu receveur. A leur contact, il se forme un os néo-formé, avec l'établissement par des processus physico-chimiques d'une continuité, entre le matériau et la matrice osseuse.
- Les biomatériaux résorbables : leur objectif est la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique et permettant la croissance de la matrice osseuse.

II.7.2 Classification fonctionnelle :

selon leurs natures (Classification fonctionnelle), les biomatériaux peuvent être classés en quatre grandes familles :

- Matériaux d'origine naturelle.
- Métaux et les alliages métalliques.
- Céramiques au sens large.
- Polymères et la matière molle.

7.2.1 Matériaux d'origine naturelle : l'utilisation de ces matériaux afin de fabriquer des biomatériaux biocompatibles parmi :

- ✚ Cellulose : est un glucide complexe (polysaccharide) utilisé pour les membranes de dialyse ou comme ciment de prothèse de hanche.
- ✚ La chitine : est polysaccharide extrait des coquilles de crabe pour la chirurgie reconstructive et la peau artificielle.
- ✚ Le corail naturel : utilisé en chirurgie orthopédique et maxillo-faciale.
- ✚ Le collagène : extrait de la peau animale ou du placenta humain et utilisé pour :
 - cosmétologie et chirurgie esthétique.
 - pansements et éponge hémostatiques.
 - reconstitution de tissus mous et durs.
 - peau artificielle.
 - biodégradable.

7.2.2 Métaux et les alliages métalliques : outre le fait qu'ils sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants, les métaux et les alliages métalliques constituent, avec les polymères, la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui. Les plus importants sont sans doute l'acier inoxydable et le titane, qui sont largement exploités en chirurgie orthopédique et en implantologie dentaire où ils sont utilisés dans la conception de prothèses

et obtiennent de très bons résultats. L'intérêt de ces matériaux réside dans leurs bonnes propriétés mécaniques et de biocompatibilité. [22].

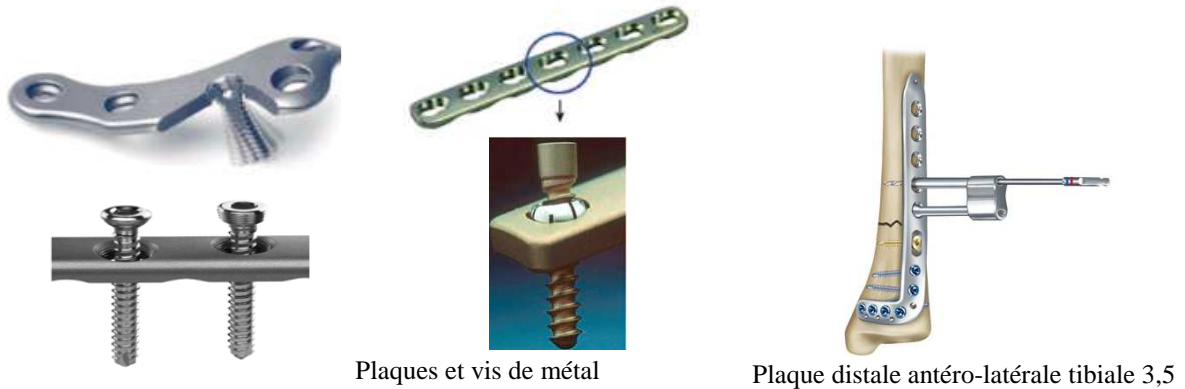


Figure II. 9: Biomateriaux en métaux et alliages métalliques. [23]

Le Tableau II.1 montre quelques biomateriaux métalliques et leur usage.

Biomateriaux « Métaux »	Utilisations
Acier inoxydable	Replacement mixte, fracture osseuse fixation, valves cardiaques, des électrodes
Titane et alliages de titane	Joint de remplacement, revêtements de surface sur le total des remplacements articulaires, échafaudages cellulaires
Alliages cobalt-chrome	Joint de replacement, fracture osseuse fixation
Or	obturations et les couronnes, les électrodes dentaires
Argent	Fils de pacemakers, matériel de suture, les amalgames dentaires
Platine	Électrodes, de neurones périphériques stimulations

Tableau II.1: Biomateriaux métalliques et leur usage.

7.2.2.1 Mousses métalliques :

L'institut canadien des matériaux industriels *IMI* a récemment développé un procédé de fabrication de *mousses métalliques*, basé essentiellement sur le titane et ses alliages (Ti6Al4V, TiNi, ...), les aciers inoxydables et autres alliages comme le Co-Cr-Mo, et les céramiques biocompatibles (Al₂O₃, ZrO₂, HAP). Ces mousses outre le fait qu'elles présentent une porosité élevée (70 à 85 %), ce qui leur donne une structure similaire à celle de l'os spongieux humain, favorisent l'intégration des implants et servent de support à la croissance des cellules et tissus osseux [24].

La microstructure, la résistance à la corrosion, la biocompatibilité et les propriétés mécaniques très similaires à celles de l'os spongieux de ces mousses en font un matériau de choix pour la fabrication d'implants et de systèmes d'ancrage pour les applications de reconstruction osseuse, et en implantation dentaire, notamment lorsque nous savons que ces caractéristiques mécaniques permettent un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant et favorisent une intégration efficace à long terme de l'implant dans l'os.



Figure II.10 : Simulation de deux structures : os spongieux et mousse de titane. [25]

7.2.2.2 Avantages et inconvénients :

Les métaux utilisés comme biomatériaux ont des limites d'élasticité et des résistances à la rupture élevées. Ils sont conçus pour résister à la corrosion. Leur usage est très répandu en orthopédie: articulations de remplacement au niveau de la hanche ou du genou. Les implants réduisent la douleur et permettent une récupération de la fonction des articulations dans lesquelles les cartilages naturels ont été endommagés. Des plaques et vis métalliques sont largement utilisées pour maintenir en place des os fracturés (peuvent être enlevés ou laissés en place après guérison selon les cas).

Le point faible des métaux est leur susceptibilité à la corrosion qui a mené à la sélection d'alliages (Titane, Cobalt-Chrome).

7.2.3 Céramiques :

Les céramiques sont des matériaux non métalliques et non organiques qui nécessitent pour leur formation, un traitement en pression et en température (frittage). Ils se caractérisent par une résistance à la chaleur et à la corrosion, une rigidité, une légèreté, et une fragilité, déterminant leurs utilisations. [26]



Figure II.11 : Bridge dentaire en céramique. [26]

7.2.3.1 Propriétés mécaniques des céramiques :

Les céramiques dentaires sont très résistantes à la compression et peu résistantes à la traction ou la flexion. La fracture dans la céramique se fait généralement par propagation d'un défaut initial. La résistance mécanique d'une céramique est donc directement liée à plusieurs paramètres :

- Le taux de porosité où un compactage par vibration fait augmenter la résistance de 40% par rapport à une céramique non compactée
- La température et le cycle de cuisson où l'élévation de température et de la durée de cuisson font également augmenter la résistance des céramiques à condition de ne pas dépasser un seuil à partir duquel, au contraire, les céramiques deviendront plus fragiles.
- Les contraintes internes qui sont un facteur déterminant de la résistance du matériau par l'influence des différentiels de phases au sein de la céramique ou entre la céramique et le matériau sous jacent (le métal le plus souvent)
- La microstructure car la résistance de la céramique augmente avec la proportion de phase cristalline. L'état de surface et surtout les défauts de surface ont un rôle capital, raison pour laquelle la glaçure (enduit vitrifiable déposé à la surface de la céramique) permet d'augmenter la résistance de la céramique en obturant les défauts et en plaçant la surface de la céramique

en compression grâce à un coefficient d'expansion thermique que celui de la céramique sous jacente, augmentant par là la résistance jusqu'à 400% par rapport à sa résistance d'origine.

Le Tableau II.2 montre quelques biomatériaux céramiques et leur usage.

Biomatériaux « Céramiques »	Utilisations
Oxydes d'aluminium	Implants de la hanche, les implants dentaires, remplacement cochléaire
Zircone	Implants de la hanche
Le phosphate de calcium	Substituts osseux, des revêtements de surface sur remplacement total de l'articulation, échafaudages cellulaires
Le sulfate de calcium	Des substituts de greffe osseuse
Carbone	Revêtements de valve cardiaque, des implants orthopédiques
Verre	Des substituts de greffe osseuse, des charges pour matériaux dentaires

Tableau II.2 : Biomatériaux céramiques et leur usage.

7.2.3.2 Avantages et inconvénients :

Les avantages des céramiques sont: biocompatibilité (en particulier avec l'os), le fait d'être inerte, résistance aux attaques microbiennes et aux contraintes de compression. Les inconvénients sont: le fait d'être cassants et de pouvoir se désagréger de manière catastrophique ainsi que la difficulté de mise en œuvre. Ces propriétés résultent de la structure atomique des céramiques. Alors que les atomes des métaux sont faiblement liés et capables de se déplacer, ce n'est pas le cas des céramiques dont les atomes sont fortement liés sous des formes composées.

Les propriétés atomiques des céramiques entraînent de très faibles conductivités électrique et thermique. En comparaison avec les métaux, les céramiques ont des points de fusion plus élevés (au-delà de 1000°C) et sont plus cassants. Certains types de céramiques, de verres et de composites ont la capacité très intéressante de favoriser l'adhésion directe de l'os. Ces céramiques « bioactives » sont précieuses pour les applications orthopédiques. L'adhésion de l'os se fait via une couche de phosphate de calcium qui se forme en surface du biomatériau.

7.2.4 Polymères :

Les polymères sont des substances constituées de *macromolécules* formées par la répétition d'un motif composé d'une ou de plusieurs unités de base ou *monomères*. Par exemple, les monomères *styrènes* et *propylènes* sont reliés ensemble pour faire respectivement le *polystyrène* et le *polypropylène*. Selon leur mise en oeuvre et leur comportement mécanique, on distingue les polymères thermoplastiques, les polymères thermodurcissables, les élastomères et les élastomères thermoplastiques. [27]



Figure II.12 : Bridge dentaire en polymères. [27]

7.2.4.1 Propriétés et applications :

Les polymères sont bien adaptés aux applications biomédicales en raison de la grande diversité de leurs propriétés: flexibles ou rigides, résistants à l'adhérence de protéines ou au contraire modifiés pour encourager leur adhérence. Biodégradables ou permanents, peuvent avoir des formes très complexes. Leurs inconvénients par rapport aux métaux et céramiques moins résistants que métaux et céramiques, peuvent se déformer avec le temps et se détériorer lors de la stérilisation ; peuvent se dégrader de manière catastrophique dans le corps ou produire des dérivés toxiques.

Les polymères sont formés de macromolécules de grande taille. Leur fabrication nécessite une étape de polymérisation à partir de molécules plus petites (monomères). Les polymères sont classés en thermoplastiques ou en thermodurcissables. Les thermoplastiques ont une structure linéaire ou formée de branches. Lorsqu'on les chauffe, les chaînes peuvent glisser plus facilement ce qui permet au polymère de fondre (mise en forme aisée et recyclage). Exemple: polyéthylène - $(\text{CH}_2 - \text{CH}_2)_n$ Le PVC est plus rigide que le polyéthylène (PE) car l'atome de chlore plus gros réduit les glissements - $(\text{CH}_2 - \text{CHCl})_n$ Un autre exemple connu sous le nom de plexiglas est le poly méthacrylate de méthyle (PMMA). Dans ce cas, un atome d'hydrogène est remplacé par un groupe de méthyle (CH_3) et un second par un groupe acrylique (COOCH_3), ce qui le rend plus rigide et augmente le module

d'élasticité. Ses molécules s'orientent difficilement de manière cristalline, ce qui le rend structurellement amorphe. Le PMMA est optiquement transparent.

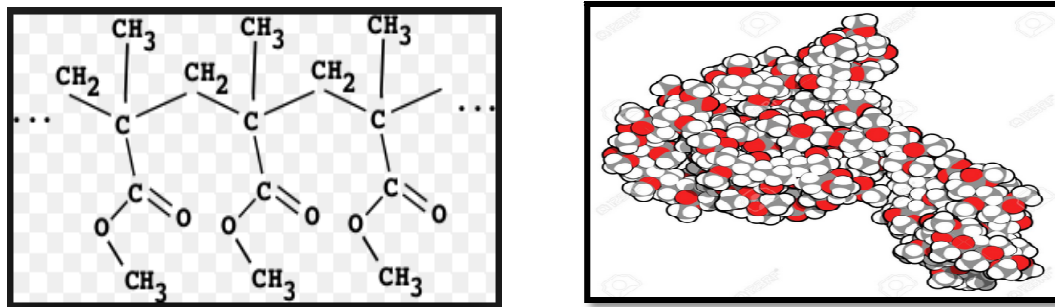


Figure II.13: Structure du PMMA. [28]

7.2.4.2 Avantages et inconvénients :

Les polymères sont bien adaptés aux applications biomédicales en raison de la grande diversité de leurs propriétés:

Flexibles ou rigides, Résistants à l'adhérence de protéines ou au contraire modifiés ; pour encourager leur adhérence biodégradables ou permanents ; peuvent avoir des formes très complexes. Leurs inconvénients par rapport aux métaux et céramiques moins résistants que métaux et céramiques ; peuvent se déformer avec le temps et se détériorer lors de la stérilisation ; peuvent se dégrader de manière catastrophique dans le corps ou produire des dérivés toxiques.

II.8 Le titane et ses alliages en implantation dentaire :

II.8.1 Le titane et le domaine dentaire :

Historique :

C'est durant les années 1950 que l'affinité du titane envers les os vivants (biocompatibilité du matériau avec le corps humain) a été découverte par le suédois Per-Ingvar Brånemark. Après de nombreuses années de recherches, c'est finalement au milieu des années 1980 que la technique de pose d'implants dentaires se fait connaître et se répand un peu partout dans le monde.

Le professeur Brånemark, qui est reconnu comme le père de l'implantologie dentaire moderne, est aussi celui qui a découvert le phénomène de l'ostéointégration, c'est-à-dire la

capacité de l'os vivant à se coloniser et à s'intégrer ou à se souder au titane de l'implant. L'ostéointégration permet ainsi à l'implant de jouer un rôle d'ancrage stable et résistant, tout comme une racine dentaire naturelle. En effet, il est démontré que les implants dentaires faits de titane sont résistants aux forces masticatoires et fiables dans le temps. D'ailleurs, lorsque l'ostéointégration est complétée autour de l'implant, le seul moyen d'enlever cet implant est de forer l'os qui se situe tout autour. Le titane, un matériau biocompatible. La notion de rejet, complication fréquente lorsque les implants dentaires étaient faits de matériaux qui ne pouvaient pas être ostéointégrés (ex.: l'acier et le tantale), a disparu avec l'avènement du titane dans le domaine dentaire, car ce matériau est biocompatible.

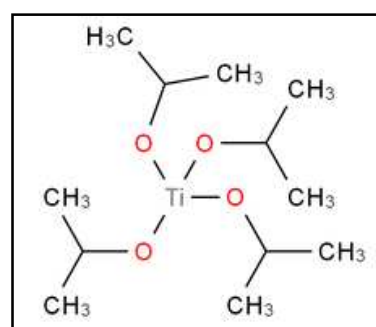
L'implantologie est de plus en plus répandue et elle est enseignée dans toutes les facultés de médecine dentaire à travers le monde. À ce jour, des millions d'implants ostéointégrés ont été installés dans la bouche de patients ayant au moins une dent manquante.

II.8.2 Définition :

Le titane est l'élément chimique de numéro atomique 22, de symbole Ti. C'est un métal de transition léger, résistant, d'un aspect blanc métallique, qui résiste à la corrosion (figure). Le titane est principalement utilisé dans les alliages légers et résistants, et son oxyde est utilisé comme pigment blanc. On trouve cet élément dans de nombreux minerais mais ses principales sources sont le rutile et l'anatase. Il appartient au groupe des titanes avec le zirconium (Zr), le hafnium (Hf) et le rutherfordium (Rf).



a



b

Figure II.14 :a)Barre de titane obtenue par le procédé Van-Arkel-de-Boer.B)

Tetrakis(propan-2-yloxy)titanium.[29]

II.8.3 Formes et alliages du titane :

Le titane n'existe pas à l'état natif et doit être synthétisé. Les principales sources en sont le rutile (TiO_2) ainsi que l'ilménite de fer (TiO_3Fe). Il est donc fabriqué en laboratoire (Procédé Van-Arkel), en déposant de l'iodure de titane TiI_4 sur un filament de titane pur, ou industriellement (procédé Kroll) à partir de l'oxyde de titane en fabriquant du tétrachlorure de titane (TiCl_4) qui sera ensuite réduit par du sodium en présence de magnésium.

Le titane existe sous deux formes allotropiques :

- La forme α : cristallisée dans le système hexagonal compact et qui existe dans un intervalle de température allant de la température ambiante à 882°C
- La forme β : cristallisée dans le système cubique centré et qui existe entre 882°C et la température de fusion à 1720°C Cette transformation cristallographique entraîne des variations dimensionnelles.

Plusieurs alliages de titane sont utilisés industriellement :

- Alliages α : le plus répandu est le TA5E (5% Al, 2.5% Sn). Ces alliages sont difficiles à usiner mais résistent à l'oxydation à haute température
- Alliages β : le plus connu est le TV13CA (13% V, 11% Cr, 3% Al). Ces alliages se soudent et s'usinent plus facilement.
- Alliages biphasés α - β : le plus répandu et également l'alliage le plus utilisé en implantologie est le TA6V4 (6% Al, 4% V). Ces alliages présentent des phases alpha et des phases bêta, cette structure biphasée les positionne comme les alliages les plus résistants mécaniquement.

II.8.4 Propriétés du titane :

- Elément atomique de numéro 22, le titane a son point de fusion à 1720°C et sa transformation allotropique (température de passage d'une phase à une autre) se fait à 882°C .
- Il est d'usage, lorsque l'on souhaite classer les titanes, de considérer les titanes commercialement purs d'une part et les alliages du titane d'autre part.
- Le titane est un très faible conducteur électrique, il est peu perméable à la diffusion des anions et des cations.
- Il présente un potentiel électrochimique $E = -1.63\text{V/ECS}$ et une forte tendance à l'oxydation.
- La couche de passivation qui est stable et isolante confère au titane un certain nombre de propriétés biologiques. En effet, les phénomènes de corrosion liés à tout métal entraînent une libération d'ions et la dissolution d'éléments métalliques. Ainsi, Black et al (1988), montrent

que tous les implants métalliques se corrodent en libérant des produits biologiquement actifs pouvant développer des pathologies.

-Les alliages de titane sont comparés aux autres alliages dentaires et présentent un allongement important à la rupture (15 à 35%) ainsi que des limites élastiques (0.2%) leur conférant une résistance à la déformation sans fracture permanente très importante.

Les propriétés industriellement intéressantes du titane sont sa résistance à la corrosion, souvent associée à la résistance à l'érosion et au feu, la biocompatibilité, mais aussi ses propriétés mécaniques (résistance, ductilité, fatigue, etc.) qui permettent notamment de façonner des pièces fines et légères comme les articles de sport, mais aussi des prothèses orthopédiques.

II.8.5 Biocompatibilité du titane :

La biocompatibilité correspond à la capacité d'action réciproque entre l'implant et l'organisme où l'implant peut entraîner des réactions inflammatoires, toxiques, allergiques voire métaplasiques, tandis que l'organisme peut entraîner une dégradation physico-chimique du matériau avec un relargage d'éléments dans l'organisme.

Woodman (1984) [30] et Lugowski (1991) [31] ont étudié des animaux implantés pendant 2 à 6 ans, cela grâce à la spectrométrie d'absorption atomique (ADS), et ont montré qu'il n'y avait aucune trace décelable de titane, d'aluminium ou de vanadium.

D'autres techniques d'étude proposées par Ektessabi (1994) [32], qui effectue le dosage par sonde PIXE, ou Schliephake (1993) [33] qui effectue un dosage chimique, obtiennent des résultats dont la variabilité est peu exploitable de par la trop grande sensibilité des dispositifs.

Yamagami (1992) [34] considère que l'état de rugosité de l'implant intervient de façon non négligeable dans les échanges ioniques entre milieu biologique, couche d'oxydation et métal.

Il apparaît que le titane se comporte comme une substance inerte n'entraînant aucune réaction inflammatoire y compris en injection intraveineuse, et l'allergie à son contact ne concernerait que 2.5 % de la population.

Pour toutes ces qualités, le titane est donc le matériau de choix en prothèse ostéointégrée, c'est le cas en chirurgie orthopédique où l'on fait appel aux prothèses en titane pour le remplacement d'articulations comme les hanches, les genoux ... mais également en chirurgie implantaire.

Il est important que le dispositif médical soit bien supporté par le patient et qu'il puisse perdurer dans le corps humain tout en assurant sa fonctionnalité. La réussite de la pose d'un implant est conditionnée par deux principaux facteurs : la biocompatibilité chimique et la biocompatibilité mécanique. La complexité vient du fait que selon le type d'implant et le lieu d'implantation dans le corps, les interactions entre le DMI et les tissus vivants sont différentes impliquant des propriétés requises bien spécifiques pour chaque type d'implant.

II.8.5.1 Biocompatibilité chimique :

La biocompatibilité chimique regroupe un ensemble de propriétés nécessaires à l'implant pour qu'il ne soit pas nocif pour le corps humain et pour que le milieu biologique n'altère pas l'intégrité du matériau. En effet, le corps humain est un milieu très agressif et corrosif (du fait des concentrations en ions chlorure et en oxygène dissous). Une classification en fonction de la toxicité de plusieurs éléments métalliques et alliages utilisés pour les implants a été établie.

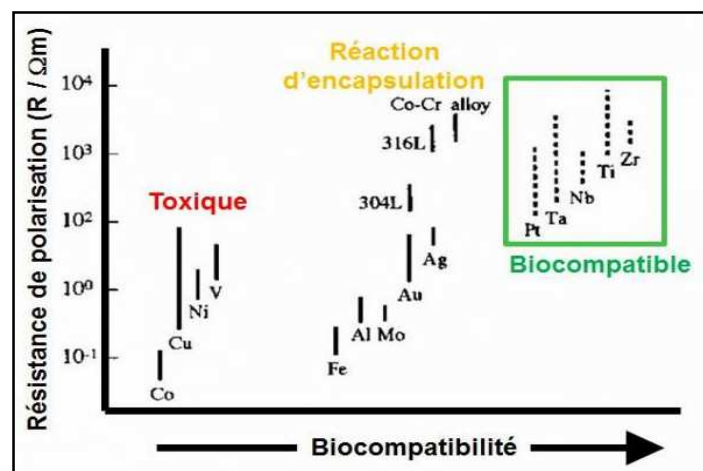


Figure II.15: Biocompatibilité chimique. [35]

Trois catégories d'éléments métalliques ont pu ainsi être définies :

Les éléments toxiques (vanadium, nickel, cuivre, cobalt) : en rentrant en contact avec les fluides biologiques, ces métaux s'oxydent et par un processus d'ionisation, ils relarguent dans l'organisme des ions instables. L'union de ces ions à des protéines est reconnue comme un antigène ce qui déclenche une réaction immunitaire (allergie, inflammation, nécrose, rejet).

Les éléments susceptibles de provoquer une réaction d'encapsulation : ces matériaux (fer, aluminium, molybdène, ...) entraînent la formation d'une couche fibreuse à l'interface implant/os qui isole le matériau du milieu biologique. L'inconvénient majeur de cette couche est sa très faible tenue mécanique en cisaillement provoquant à moyen terme des problèmes de stabilité mécanique,

Les éléments biocompatibles, dont la présence est bien tolérée par l'organisme, et qui n'engendrent pas de réaction du système de défense immunitaire. Ces éléments sont de bons candidats potentiels au développement de biomatériaux à biocompatibilité optimisée ; on y trouve principalement le titane, le niobium et le zirconium.

II.8.5.2 Biocompatibilité mécanique : interactions os / implant

II.8.5.2.1 Contraintes mécaniques os/ implant médical :

La réponse adaptative du tissu osseux est conditionnée par le nouvel état de chargement subi par l'os après la pose de l'implant ou de la prothèse. La réussite de la pose d'un implant est fortement liée aux interactions mécaniques à l'interface os/implant faisant intervenir le phénomène d'ostéointégration. Le comportement évolutif de l'os face à la nouvelle situation de chargement (loi de Wolff) met en évidence l'importance du rôle de stimulus pour le remodelage osseux. En effet, la réduction des contraintes par rapport à une situation physiologique va conduire l'os à s'adapter en réduisant sa masse et donc à sa résorption remettant en cause la tenue mécanique de la prothèse.

L'augmentation des contraintes par rapport à une situation physiologique va induire, quant à elle, une densification osseuse due à une large différence de rigidité entre l'os et le matériau. Ce phénomène de déviation de contraintes connu sous le nom de « stress shielding » est donc à proscrire dans l'environnement mécanique à l'interface os/implant.

Pour assurer un transfert homogène de contraintes et maintenir en permanence le tissu osseux à un niveau de masse et de minéralisation adéquat, il faut se rapprocher de l'équilibre physiologique et adapter les propriétés mécaniques du biomatériau. Cette adaptation passe en particulier par l'ajustement de son module élastique de façon à être le plus proche de celui de l'os humain (20-30 GPa).

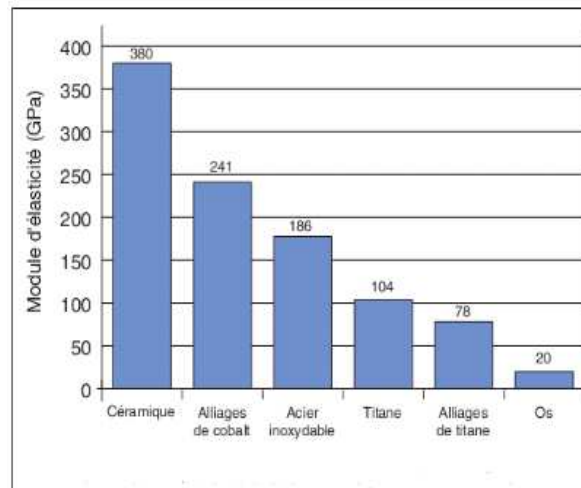


Figure II.16 : Module d'élasticité de plusieurs matériaux et d'un implant en titane. [36]

La résistance mécanique des implants est un autre critère à prendre en compte (en plus d'un faible module élastique) pour supporter les chargements mécaniques subis par les implants. Ayant les bonnes caractéristiques, les implants assurent une stimulation nécessaire et suffisante à l'os pour favoriser le remodelage osseux et ainsi la bonne intégration de l'implant.

II.9 Conclusion :

On a essayé dans ce chapitre de donner une brève présentation de l'état actuel des sciences des biomatériaux, en particulier ceux utilisés dans l'implantation dentaire.

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 système d'assistance extracorporelle. Ainsi, ils sont utilisés dans de nombreuses thérapeutiques chirurgicales, comme par exemple le traitement chirurgical des traumatismes, des problèmes cardiovasculaires, ophtalmologiques, urologiques ou articulaires du vieillissement, des tumeurs, ou encore des maladies dégénératives. Or, leur développement est une tâche complexe, que seuls des groupes multidisciplinaires peuvent mener à bien, en réunissant des spécialistes de disciplines différentes qui collaborent de manière étroite entre eux.

Les biomatériaux doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Dans la dentisterie, le titane et ses alliages sont principalement utilisés.

Références bibliographiques:

- [01] [https://researchgate.net/figure/Lutilisation-de-dispositifs-medicaux-et-les biomateriaux-metalliques-utilises-10_fig2_37244039](https://researchgate.net/figure/Lutilisation-de-dispositifs-medicaux-et-les-biomateriaux-metalliques-utilises-10_fig2_37244039).
- [02] Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. *Comput Methods Biomech Eng* 2002; 5:127–33.
- [03] <http://www.lissac.fr/correction-vision/secrets-fabrication.php>.
- [04] <http://www.dents-beaute-sourire.com/implants-dentaires.php>.
- [05] <http://www.prothesedegenou.com/prothese-genou.html>.
- [06] <http://www.image-echographie.net/index.php?r=10&ssr=15&a=635>.
- [07] http://www.ar-orthopedie.com/sur_mesure.php.
- [08] <http://www.canalacademie.com/ida2236-L-invention-revolutionnaire-des.html>.
- [09] http://www.nhlbi.nih.gov/health/dci/Diseases/Angioplasty/Angioplasty_All.html.
- [09] https://www.google.com/search?q=Stents&source=Inms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUEwiD6uqO9vLiAhVyThUIHeMBDNEQ_AUIECgB&biw=1920&bih=908.
- [10] <http://www.cardiodiac.net/PaceMaker.htm>.
- [11] http://www.baxter.ch/therapiebereiche/renal_therapies/insuffisance_renale/dialyse_peritoneale.html.
- [12] https://www.google.com/search?q=rein+artificiel+portable&source=Inms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEWjOgqfi9vLiAhUT7KYKHTSMCbKQ_AUIECgB&biw=1920&bih=908.
- [13] <http://www.urologieversailles.org/sonde-jj.html>.
- [14] Des pompes à insuline au pancréas artificiel : Vers un traitement auto-régulé du diabète : From insulin pump to artificial pancreas : An autoregulated treatment for diabetes L. Kessler, M. Pinget , Journées Françaises d'Endocrinologie Clinique, Nutrition et Métabolisme No19, Paris , 1999, vol. 40, no 3-5 pp. 439-460.
- [15] <http://www.info-radiologie.ch/arthrographie.php>
- [16] Misch CE, Bidez MW. A scientific rationale for dental implant design. In: Misch CE editor. *Contemporary implant dentistry*. 3rd ed. St. Louis: Mosby; 2007. p. 329–44.
- [17] Natali AN, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor & Francis; 2003.
- [19] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434–40.
- [18] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6):633–40.
- [20] Lúdia C, Ramos A, Simões A. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier, summer bioengineering conference, June 25–29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida; 2003.
- [21] Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. In: *Symposia of the Society for Experimental Biology (The Mechanical Properties of Biological Materials)*. London: Cambridge University Press; 1980.
- [22] Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a

four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009; 31: 806–15.

[23] <https://www.google.com/search?q=biomatériaux++metalique+dentaire>.

[24] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006; 22: 388–95.

[25] <https://www.google.com/search?tbm=isch&q=os+spongieux+et+mousse+de+titane&chip s=q:os+spongieux>.

[26] <https://www.google.com/search?q=Bridge+dentaire+en+céramique>.

[27] <https://www.google.com/search?biw=1920&bih=938&tbm=isch&sa=1&ei=tLS0XM27KfPRgwex44DoBA&q=%3A+bridge+dentaire+en+polymères&...>

[28] <https://www.alamyimages.fr/verre-acrylique-pmma-polymethacrylate-de-methyle-la-structure-chimique>.

[29] https://fr.m.wikipedia.org/wiki/Fichier:Titan-crystal_bar.JPG.

[30] Woodman J, Jacobs JJ, Galante JO, Urban R. Metal ion release from titanium-based prosthetic segmental replacements of long bones in baboons : a long term study. *J of Biomed Mater Res* 1984;18:463-466.

[31] Lugowski SJ, Smith C, Mchugh AD, Van Loon JC. Release of metal ions from dental implant materials in vivo: determination of Al, Co, Cr, Mo, Ni, V, and Ti in organ tissue. *J Bioed Mater Res* 1991;25:1443-1458.

[32] Ektessabi AM, Otsuka T, Tsuboi Y, Yokoyama K, Albrekton T, Sennerby L, Johansson C. Application of micro beam pxe to detection of titanium ion release from dental and orthopaedic implants. *Int J of PIXE*, 1994;4:81-91.

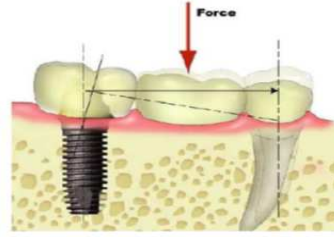
[33] Schliephake H, Reiss G, Urban R, Neukam FW, Guckel S. Metal release from titanium fixtures during placement in the mandible: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8:502-5155.

[34] Yamagami A, Nishio Y, Yoshihara Y. Influence of surface topology of titanium implant on fixation in the bone. Abstract Fourth World Biomaterials Congress April 24-28 1992, Berlin, Germany.

[35] <https://reseau-healthtech.fr/Les-alliages-de-titane-pour-le-medical.html>.

[36] <https://www.memoireonline.com/07/15/9206/Biomateriaux-pour-la-reconstruction-osseuse.html>.

CHAPITRE



Biomécanique Dentaire

- *Introduction*
- *Domaines d'application de la biomécanique*
- *Les principaux acquis théoriques utilisés*
- *Comportement mécanique de l'os*
- *Remodelage osseux à l'interface os-implant dentaire*
- *Comportement mécanique, densité et qualité osseuse*
- *Biomécanique musculaire mandibulaire*
- *Mécanique de la mastication*
- *Forces et Mouvements Dentaires*
- *Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique*
- *Critères biomécaniques des bridges dentaires*
- *Conclusion*



Chapitre III

Biomécanique Dentaire

III.1 Introduction:

La discipline du génie biomédical, qui a appliqué des principes d'ingénierie pour les systèmes vivants, a déployé une nouvelle ère dans le diagnostic, la planification du traitement et de la réadaptation dans les soins aux patients. Un aspect de ce domaine, « *la biomécanique* », qui concerne la réponse des tissus biologiques à des chargements appliqués. Elle utilise les outils et les méthodes du génie mécanique appliqués dans la recherche de relations structure-fonction pour des matériaux vivants [01] ; elle permet de proposer (grâce à l'application des lois de la mécanique) des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs, d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme et de prévoir les 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 systèmes artificiels [02].

La biomécanique est l'étude des comportements mécaniques, d'un corps vivant lorsqu'une force ou un mouvement s'applique à eux et l'étude de leurs contraintes comme l'amplitude maximale d'un mouvement et les efforts musculaires, ligamentaires et osseux. C'est-à-dire, l'étude d'un corps vivant en mouvement à toutes les échelles du vivant: la cellule, le tissu, l'organe, le corps.

Elle est décomposée en deux disciplines pour étudier un mouvement: la dynamique qui étudie le mouvement d'un objet sous l'influence de contraintes mécaniques et la cinématique qui est une analyse descriptive et temporelle du mouvement. Elle est utilisée dans l'amélioration des performances sportives dans le sport, la compréhension de tous les sens et la reproduction du fonctionnement d'organes humains.

Les os sont un tissu complexe continuellement démoli et remplacé par un remodelage biologique. Comme les constituants principaux dans les os (contiennent d'autres tissus tels que la moelle, les vaisseaux sanguins et les nerfs), les deux types de tissu osseux (os cortical et trabéculaire) ont la tâche fonctionnelle de résister à des contraintes considérables au cours

de la locomotion et des activités pénibles telles que soulever des poids lourds ou en cours d'exécution rapide [03]. Dans ce contexte, il serait important de mieux connaître les propriétés de l'os en vue de définir des lois de comportement servant à alimenter des modèles en éléments finis.

La recherche sur le système masticatoire traite la question générale 'comment' les propriétés physiologiques et *mécaniques* des muscles masticatoires, des mâchoires et des articulations temporo-mandibulaires affectent le développement de la forme et le fonctionnement du système masticatoire normal et anormal [04]. Dans ce chapitre on va essayer de résumer les faits saillants de ce qui est connu sur le comportement mécanique de l'os comme matériau, les lois de remodelage osseux, ainsi que les mouvements et les chargements qui se trouvent au sein du système masticatoire.

III.2 Définitions :

La biomécanique est l'application de la mécanique à des systèmes biologiques ; ce qui entraîne la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants d'une part et d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, la dynamique des fluides, le transfert de chaleur et de masse afin de décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou parafonctionnelles. [05]

III.3 Domaines d'application de la biomécanique :

La **biomécanique** est la mécanique appliquée au vivant. Cela concerne :

- ✚ la mécanique des fluides : par exemple pour l'étude de la circulation sanguine, de la respiration.
- ✚ la rhéologie : la bio rhéologie est l'étude du comportement des fluides biologiques qui présentent un comportement non-newtonien, comme le sang, les selles, les larmes.
- ✚ la résistance des matériaux : par exemple pour la résistance des organes et des membres aux chocs et aux contraintes (traumatologie), pour la fabrication de prothèses...
- ✚ la mécanique du solide : par exemple l'analyse du mouvement du corps humain en utilisant des systèmes optoélectroniques...

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant :

- ✚ cellule : échange, transformations, pathologie...
- ✚ tissu : croissance, résistance, vieillissement, réparation...
- ✚ organe : fonctionnement, pathologie, remplacement...
- ✚ système, appareil : relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis à vis des propriétés physiques du milieu extérieur (par exemple, adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité).
- ✚ corps dans son ensemble : déambulation, posture, ergonomie...

III.4 Principaux acquis théoriques utilisés : [06]

Les principaux acquis théoriques utilisés concernent :

- ✚ Les contraintes et les déplacements dans les matériaux.
- ✚ Les équations constitutives décrivant les propriétés mécaniques des matériaux.
- ✚ La résistance des matériaux, fluage, relaxation, écoulement plastique, propagation de fissures, fatigue, corrosion, ...etc.
- ✚ La théorie de la dislocation.
- ✚ Les matériaux composites.
- ✚ L'écoulement de fluide : air, eau, sang, ...etc.
- ✚ Les transferts de chaleur, distribution de la température, contraintes thermiques.
- ✚ Les transferts de masse, diffusion, ...etc.
- ✚ Contrôle de systèmes mécaniques.

La biomécanique a participé d'une manière ou d'une autre dans toutes les avancées en sciences et en technologies médicales. La chirurgie peut apparaître comme une activité sans lien avec la mécanique alors que la cicatrisation est intimement liée aux contraintes et aux déformations dans les tissus. Un développement important issu de la biomécanique concerne l'orthopédie, étant donné que la majeure partie des patients opérés est touchée par des problèmes musculo squelettiques. C'est pour cette raison que la biomécanique est devenue un outil clinique permanent en orthopédie. Un autre développement important, plus récent, concerne le domaine de l'implantologie, auquel nous nous intéressons plus particulièrement dans ce travail. Dans ce type de problèmes, l'architecture osseuse est une donnée très importante. Elle joue un rôle majeur dans l'observation clinique avant toute restauration prothétique, détermine la forme et le volume des surfaces d'appui, et met en évidence

l'influence des dents dans le système parodontal et les différences existant entre le maxillaire supérieur et la mandibule.

III.5 Comportement mécanique de l'os :

L'os n'est pas un matériau inerte comme les matériaux classiques d'ingénierie, c'est un tissu vivant en perpétuelle évolution. Il subit un remaniement constant, le squelette se renouvelle de 10% tous les ans, il est continuellement résorbé et reconstruit. Bien que ce phénomène de remaniement soit le propre de tout os sain, la reconstruction est ralentie avec le vieillissement.

Les changements de l'architecture et des propriétés induits par le vieillissement du tissu osseux sont bien connus. Des nombreuses études (Evans 1976 [07], Burstein et al.1976 [08], Mosekilde 1988 [09], Parfitt [10] ont été menées pour décrire ce phénomène. L'importance de ces études croît rapidement avec l'allongement de la durée de vie de l'homme. Il est reconnu, au moins en absence des maladies dégénératives de l'os, qu'une activité physique régulière permet de retarder la dégradation de l'os.

Une autre forme de ce remaniement est connue sous le nom d'adaptation fonctionnelle et a été formalisée par Wolff [11] postulant qu'il existe une corrélation entre le champ de contraintes s'exerçant dans l'os et son architecture. En d'autres termes, l'os est une structure optimale par rapport à son environnement mécanique. Il a l'habileté de maintenir une configuration géométrique optimale en adaptant sa forme extérieure et sa microstructure interne en fonction des stimuli mécaniques telle que la vitesse de déformation, la vitesse de contrainte ou l'énergie de déformation. Un autre exemple est lié à la mise en place d'un implant perturbant l'équilibre local de l'os dans son voisinage. La réussite de l'ostéointégration dépend du remaniement de l'os autour du corps étranger qui est l'implant. Comme nous le verrons plus loin, ce remaniement dépend fortement des sollicitations auxquelles l'implant et l'os environnant sont soumis.

Il apparaît un couplage entre les champs mécaniques s'exerçant dans le tissu osseux et le processus de remaniement de sa structure conduisant au changement des champs mécaniques. Un tel couplage fort est connu dans les sciences des matériaux. Citons par exemple le cas de la plasticité des métaux où les propriétés du matériau et sa microstructure sont induites par les déformations plastiques qu'il subit (Lipinski et al.1995 [12]). Cependant, de très fortes différences existent entre les deux évolutions.

D'une part, l'évolution des propriétés des matériaux non vivants se fait pratiquement uniquement en respectant le principe de la conservation de masse. Ce principe n'est pas observé par les tissus vivants.

D'autre part, si l'évolution des propriétés mécaniques des matériaux classiques d'ingénierie suit quasi instantanément l'évolution des champs mécaniques tels n'est pas le cas des tissus vivants et de l'os en particulier. Il en résulte que l'étude du comportement et de l'évolution de l'os demande l'introduction de deux échelles de temps très distinctes; l'échelle courte, caractérisée par une période T_M , correspondant aux chargements mécaniques appliqués à l'os et l'échelle longue, caractérisée par une période T_R , correspondant à sa croissance, remodelage, guérison ou généralement parlant de son évolution. Si la durée d'un chargement mécanique typique, lié aux activités quotidiennes de l'homme, se mesure en secondes – voire en fraction de secondes, la durée de la croissance ou celle du remodelage se mesure en semaines ou en mois.

III.5.1 Propriétés élastiques :

5.1.1 os cortical:

Nous avons vu au chapitre I que l'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée. C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope [13]. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction.

Différentes techniques expérimentales ont permis de déterminer les propriétés mécaniques de l'os cortical :

- utilisation des ultrasons [14], méthode non destructive permettant de déterminer les coefficients élastiques à partir d'un seul échantillon.
- caractérisation par essais mécaniques, traction ou compression [13].

Les propriétés élastiques isotropes transverses ou orthotropes de l'os cortical humain sont données dans le tableau suivant (Tableau III.1), où E et G sont respectivement le module De Young et le module de cisaillement, exprimés en GPa. Les coefficients de Poisson sont notés ν .

Les variations observées entre les valeurs s’expliquent par les différences entre les méthodes de mesures utilisées et également de la localisation de l’échantillon considéré. On remarque une valeur du module de Young beaucoup plus important dans la direction longitudinale. On retrouve ainsi le fait que les propriétés mécaniques dépendent fortement de l’orientation des ostéons.

	Isotropie transverse		Orthotropie	
	Reilly et coll[13]	Yoon et coll.[15]	Reilly et coll [13]	Van Buskirk[14]
	Essais mécaniques (compression)	Ultrasons	Essais mécaniques (traction)	Ultrasons
E1	11.7	18.8	12.8	13
E2	11.7		12.8	14.4
E3	18.2	27.4	17.7	21.5
G12				4.74
G13		8.7	3.3	5.85
G23			3.3	6.56
v12	0.63	0.31	0.53	0.37
v13				0.24
v23				0.22
v21	0.63		0.53	0.42
v31	0.38	0.28	0.41	0.40
v32	0.38		0.41	0.33

Tableau III.1 : Caractéristiques élastiques de l’os compact humain

Ceci est également le cas pour les valeurs des contraintes à la rupture. Les valeurs obtenues par Reilly et coll. [13], à partir d’essais réalisés en traction et en compression, sont

données (Tableau III.2) apparaît clairement que les contraintes sont plus importantes dans le sens longitudinal que dans le sens transversal.

	Module de Young en traction (MPa)		Module de Young en compression (MPa)	
	Longitudinale	Transverse	Longitudinale	Transverse
Reilly et coll. [13]	135±15.6	53±10.7	205±17.3	131±20.7

Tableau III. 2 : Contrainte à la rupture de l’os compact humain

5.1.2 os trabéculaire :

Les dimensions des trabécules osseuses et leur structure particulière rendent très difficiles les mesures des propriétés mécaniques de l’os spongieux. Les propriétés mécaniques en compression ont été recensées par Goldstein [16]. Les résultats sont résumés dans le (Tableau III.3).

	Module deYoung en compression (MPa)	Contrainte à la rupture (MPa)
Tibia (partie distale)	1.4-500	0.2-45
Fémur (partie distale)	7.6-2942	0.98-22.5
Fémur (partie proximale)	20.68-9800	0.21-16.2
Vertèbre	1.1-428	0.06-15

Tableau III.03 : Caractéristiques mécaniques en compression de l’os trabéculaire humain [16]

Il apparaît qu'il existe une grande variabilité du module de Young de l'os spongieux. Il ressort clairement de ces mesures une relation entre les caractéristiques mécaniques de l'os et la zone de prélèvement de l'échantillon testé.

De nombreuses études ont montré que le module de Young est relié à la densité apparente (grandeur représentant la quantité de matière osseuse par unité de volume). Plusieurs types de relation ont pu être déterminés. Hobatho et coll. [17] ont déterminé des relations en tenant compte de la localisation dans le matériau. Dans chaque cas, ils ont élaboré une loi linéaire,

Une loi non linéaire et une loi puissance, ont été comparées afin de déterminer le meilleur modèle. Notons également qu'Ashman et coll. [18] ont proposé une relation linéaire et que plusieurs études [19.20] ont permis de définir une loi reliant le module de Young de l'os spongieux au cube de sa densité. La contrainte à la rupture serait, quant à elle, proportionnelle au carré de la densité.

De plus, il apparaît clairement que l'os trabéculaire est anisotrope [21]. La résistance à la pression est maximale suivant l'axe vertical des travées dans les vertèbres lombaires et parallèle aux systèmes trabéculaires au niveau du col fémoral. Ashman et coll. [22] ont établi une description des propriétés d'anisotropie et d'élasticité de l'os trabéculaire. Ashman et coll.

[18] ainsi que Turner et coll. [23] ont mesuré les modules de Young et de cisaillement de l'os spongieux. Les essais ont été réalisés sur des échantillons de tibia humain, en faisant l'hypothèse d'orthotropie. Les résultats des mesures des coefficients élastiques sont donnés dans le (Tableau III. 4) et sont exprimés en MPa.

	Ashman et coll. [12] [18]	Turner et coll. [25] [23]
E1	346(218)	292 (122)
E2	457(282)	359 (179)
E3	1107 (634)	784 (250)
G12	98(66)	81 (38)
G13	132 (78)	67 (54)
G23	165 (94)	144 (75)

Tableau III. 4 : Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain

III.5.2 Propriétés viscoélastiques :

L'étude de référence sur la viscoélasticité de l'os est celle de McElhaney (1966) [24]. En effet, il a testé des cubes taillés dans des fémurs humains et bovins en compression pour un large éventail de vitesses de déformation. Les principales conclusions de ces tests sont : d'une part, que l'os compact devient plus rigide et plus fragile lorsque la vitesse de déformation augmente ; d'autre part, que l'énergie absorbée jusqu'à rupture est maximale entre 0,01 et 0,1 s⁻¹ et non pas pour de faibles ou de grandes vitesses de déformation. Il propose également des relations liant le module de Young E et la contrainte ultime σ_u en fonction du taux de déformation $\dot{\epsilon}$:

$$\begin{aligned} E &= 1.66 \ln(\dot{\epsilon}) + 24.5 \quad (GPa) \quad R = 0.94 \\ \sigma_u &= 1.33 \ln(\dot{\epsilon}) + 230.5 \quad (MPa) \quad R = 0.99 \end{aligned} \quad (3.1)$$

Sur le plan histologique, Johnson et Katz (1984) [25] ont montré que le comportement viscoélastique dépend moins de la circulation des fluides dans les canaux et vaisseaux que de l'interaction entre fluides et partie calcifiée de l'os compact. Wright et Hayes (1976) [26] ont montré une dépendance de la vitesse de déformation en étudiant le comportement en traction d'os cortical frais de vache avec des taux de déformation de 5,3.10⁻⁴ à 237 s⁻¹

$$\begin{aligned} E &= 2.92 \ln(\dot{\epsilon}) - 6.04M + 27.45 \quad (GPa) \quad R^2 = 0.495 \\ \sigma_u &= 29.86 \ln(\dot{\epsilon}) - 57.93M + 203.04 \quad (MPa) \quad R^2 = 0.865 \end{aligned} \quad (3.2)$$

Où M est le pourcentage de tissu ostéonal secondaire (Yang, 1998) [27]. Contrairement à Williams et al (2001) [28] qui n'ont trouvé aucune variation de la déformation ultime en fonction de la vitesse de déformation. Dans le cas de l'os spongieux, étant donnée l'importance de la densité, elle doit être considérée dans l'étude du comportement viscoélastique en compression. Des tests de compression sur des échantillons cylindriques d'une épiphyse tibiale proximale d'un homme de 65 ans pour des taux de déformation allant de 0,001 à 1500 s⁻¹, donnent les relations suivantes en MPa (Yang, 1998) [27] :

$$\begin{cases} E = 2232 \rho^{1.56} \dot{\epsilon}^{0.047} \quad R = 0.84 \quad \rho < 10^{-4} \\ \sigma_u = 40.2 \rho^{1.65} \dot{\epsilon}^{0.073} \quad R = 0.93 \quad \rho < 10^{-4} \end{cases} \quad (3.3)$$

Ou encore :

$$\begin{cases} E = \rho^{1.43} (1534 + 103\dot{\epsilon}) \quad R = 0.89 \quad \rho < 10^{-4} \\ \sigma_u = \rho^{1.53} (25.0 + 2.26\dot{\epsilon}) \quad R = 0.93 \quad \rho < 10^{-4} \end{cases} \quad (3.4)$$

D'autre part, l'effet de la moelle ne devient significatif qu'au-delà de 1 s-1. Aucune étude ne traite de l'aspect quantitatif du comportement viscoélastique de l'os spongieux en traction. (Pithioux, 2000) [29].

Nous pouvons donc conclure que la vitesse de déformation a une influence à priori non négligeable sur les caractéristiques mécaniques de l'os à vitesse constante. Cependant, ces résultats ne peuvent être extrapolés au cas d'un chargement complexe à vitesse de déformation non constante ou au cas de la traction.

III.5.3. Relation entre la densité et le module deYoung :

La densité apparente de l'os est la masse totale d'un volume de matière osseuse divisée par le volume de l'échantillon, os et porosités compris. La densité apparente d'un os sans porosité est d'environ 2 100 kg/m³, pour un os cortical elle n'excède pas 1 920 kg/m³. Dans la littérature, il est montré expérimentalement que la densité apparente peut être corrélée avec les caractéristiques mécaniques de l'os et en particulier avec le module deYoung. Les modèles de remodelage sont souvent bâtis sur ce genre de loi afin de pouvoir aisément passer de la densité aux propriétés mécaniques. Parmi les relations existantes on retiendra les suivantes proposées par Jacobs 1994 [30]. :

$$E = B(\rho)^{\beta(\rho)} \quad (3.5)$$

En pratique, les fonctions $B(\rho)$ et $\beta(\rho)$ sont supposées constantes. Jacobs [30], par exemple, a établi les relations:

$$E = \begin{cases} 2014\rho^{2.5} & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1762\rho^{3.2} & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (3.6)$$

$$\nu = \begin{cases} 0.2 & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0.32 & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases}$$

Où ρ est la densité apparente, E le module de Young et ν le coefficient de Poisson.

III.5.4 Notion de stimulus :

Couramment dans la littérature (Doblaré et Garcia 2001 [31], Jacobs et al.2001 [32], Miller et al.2001 [33], Turner et al.1997 [34].), les auteurs utilisent la notion de stimulus (ψ) pour décrire le remodelage.

C'est un critère scalaire qui quantifie la sollicitation appliquée à l'os. Il est admis, qu'il existe un stimulus de référence (ψ_{ref}) pour lequel l'os n'évolue pas au point de vue mécanique. Lorsque ψ est éloigné de la valeur de référence, l'os compense en adaptant ses propriétés afin de diminuer l'écart entre ψ et ψ_{ref} . Le stimulus est relié à l'évolution d'une grandeur physique de l'os, celle-ci peut-être la densité ou le module de Young. Grâce aux relations citées précédemment, on peut aisément passer de l'une à l'autre de ces grandeurs. Les lois d'évolution les plus simples rencontrées entre ψ et ρ (ou E) sont de type linéaire, comme illustré sur la figure III.1.

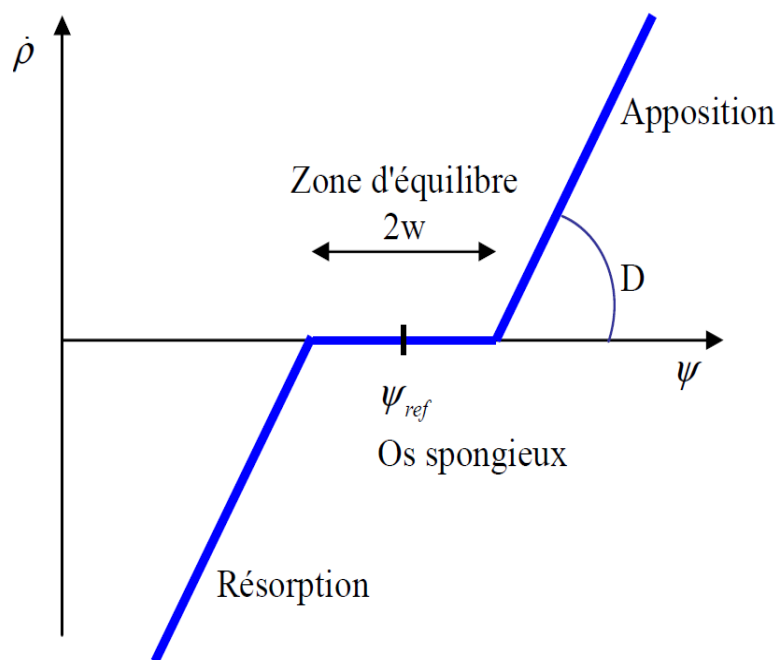


Figure III. 1: Relation entre le stimulus et l'évolution de la densité. [31]

Sur cette figure, D correspond à la vitesse de remodelage. La largeur $2w$ est appelée zone d'équilibre ou zone morte et correspond à une plage de valeurs de stimulus dans laquelle l'os n'évolue pas. Elle traduit un certain flou dans la valeur du stimulus de référence d'un os réel, car celui-ci ne répond pas à une valeur précise. Lorsque ψ est à gauche de la zone morte l'os diminue sa résistance, c'est la résorption. Inversement si ψ est situé à droite de la zone morte

l'os compense en renforçant sa structure, c'est l'apposition. Enfin si ψ est à l'intérieur de la zone morte aucun changement ne se produit, l'os a atteint une structure optimale par rapport à la sollicitation à laquelle il est soumis.

III.5.5 Remodelage osseux à l'interface os-implant dentaire :

Afin d'optimiser l'interaction entre l'os et les implants dentaires, de nombreux chercheurs, [35] [36], [37] [38] [39] ont concentré leur attention sur l'interface implant/tissu osseux. Cette interaction complexe implique non seulement les questions de biomatériau et de biocompatibilité, mais également la modification de l'environnement mécanique qui se produit lors du placement d'un implant qui perturbe la distribution physiologique normale des forces, des fluides et de la communication cellulaire.

Pour ce qui concerne la réponse biomécanique de l'os à des charges mécaniques, avec un accent particulier sur l'interface implant-os dentaire, or, la répartition des contraintes obtenue dans l'os entourant les implants dentaires est essentielle pour maintenir l'interface os-implant et déterminer le succès des implants dentaires [40], et afin de pouvoir caractériser le remodelage osseux s'effectuant autour de l'implant, plusieurs méthodes se présentent dans la littérature [41].

En résumé, les propriétés mécaniques de l'os (trabéculaire et corticale) trouvés dans l'environnement buccal présentent un degré élevé de variation en fonction de la direction de la charge, le taux et la durée. En outre, la densité structurelle de l'os a une influence significative sur sa rigidité (module d'élasticité) et de sa résistance à la rupture. Par conséquent, les déformations exposées dans l'os sont en fin de compte, en fonction de la densité osseuse. Or, le pourcentage de contact os-implant peut influencer les contraintes et les déformations à l'interface [41].



Figure III.2 : Formation de l'os autour d'un implant en titane [42]

En outre, l'analyse de transfert de charge à l'interface os-implant est une étape essentielle dans l'analyse globale du chargement qui détermine le succès ou l'échec d'un implant. Le surchargement peut conduire à la résorption osseuse ou à l'échec par fatigue de l'implant, alors que le sous-chargement de l'os peut provoquer l'amyotrophie et après la perte osseuse. Dans la plupart des analyses par éléments finis, l'interface os-implant a été supposée parfaite, (ostéointégration 100%). Cela n'est pas exactement le cas dans les situations cliniques. Les modèles statiques linéaires ont été utilisés intensivement dans la majorité des études d'analyse par éléments finis. [43]

III.5.6 Comportement mécanique, densité et Qualité osseuse:

Il y a quatre structures macroscopiques de l'os (Figure III.3) qui peuvent être classées du plus dense au moins dense [44] : os cortical dense (D1), os cortical poreux (D2), os trabéculaire fin (D3) et os trabéculaire grossier (D4).

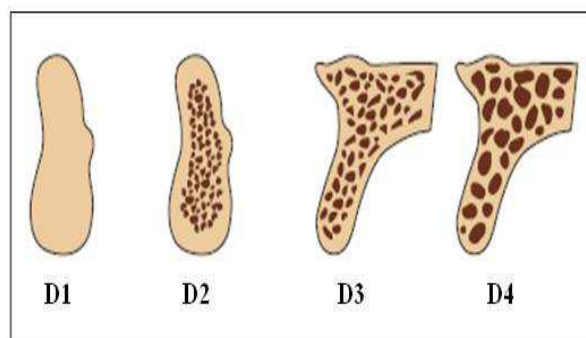


Figure III.3 : Classification d'os selon sa qualité osseuse [41]

- Type **D1**: est situé généralement au niveau de la région incisivo-canine de la mandibule ;
- Type **D2**: est retrouvé dans la région incisivo-canine du maxillaire et au niveau des prémolaires mandibulaires ;
- Type **D3**: est retrouvé au niveau des régions des deux premières prémolaires du bas et de la première molaire du haut ;
- Type **D4** : est situé au niveau de la dent de sagesse pour la mandibule et au niveau de la tubérosité pour le maxillaire.

La figure 1-8 représente un exemple de la variation du module d'élasticité de l'os trabéculaire pour chaque qualité de densité osseuse dans la mâchoire humaine D1 est un os très compact (90%) avec très peu d'os spongieux).

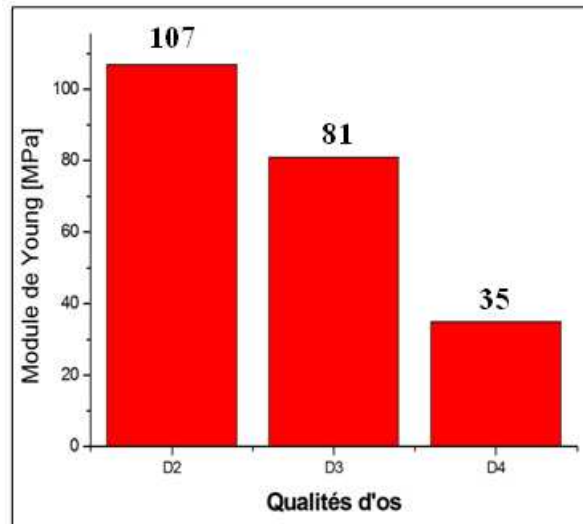


Figure III. 4 : Variation du module d'élasticité de l'os trabéculaire [45]

III.6 Biomécanique musculaire mandibulaire :

La biomécanique musculaire peut se définir comme l'ensemble des grandeurs scalaires ou vectorielles qui permettent de juger l'intensité et la direction d'action des différentes forces générées par les muscles, d'apprécier leur travail et d'évaluer leurs effets. Les principes sont les suivants :

- Le parcours d'une fibre musculaire est défini par ses deux points d'ancrage : l'origine dite fixe et l'insertion dite amovible.
- Toute fibre musculaire qui lie un organe mobile à une structure stable possède une direction d'action qui est à l'opposé de son parcours,
- La définition, dans l'espace, des points d'origine et d'insertion permet de connaître la résultante d'action et ses trois composantes qui se réfèrent aux coordonnées cartésiennes,
- La direction d'action localisée anatomiquement permet d'apprécier le vecteur musculaire et sert à définir son support et son orientation.
- L'action des faisceaux musculaires sur la mandibule dépend de leur surface d'insertion et de leur situation par rapport au centre de rotation mandibulaire.
- Bien que souvent assimilée à un levier inter-moteur du troisième genre, il est cependant plus logique de considérer la mandibule comme un corps libre dans l'espace.
- La mandibule possède des centres de gravité et de résistance séparés. Le premier est situé au niveau de la deuxième molaire, le second dans la branche montante. Leur position varie avec la forme et l'environnement mandibulaires.

- L'activité musculaire permet l'exercice de couples qui, comme vecteurs libres, sont indépendants du centre de résistance. Ils provoquent des rotations dont le moment peut être parfaitement défini.

III.6.1 Mécanique du système masticatoire :

III.6.1.1 Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) :

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) s'appelle encore, l'articulation craniomandibulaire ou articulation squamoso-dentaire [46], c'est l'articulation qui unit la mâchoire inférieure (mandibule) à l'os du crâne. Au nombre de deux, elles sont situées de chaque côté du visage, juste devant les oreilles. Ces articulations sont les plus complexes du corps, pendant leurs mouvements, elles doivent s'ouvrir, se refermer, glisser vers l'avant, vers un côté et de l'autre et ce, d'une façon synchronisée. Les ATMs sont composées de muscles, vaisseaux sanguins, nerfs, ligaments et os. De plus, comme pour les autres articulations, elles sont aussi recouvertes de cartilage [47]. Les deux articulations temporo-mandibulaires fonctionnent en synergie :

- de manière différente (lors des mouvements de latéralité) ;
- ou de manière identique (ouverture, fermeture, protrusion et rétrusion).

Elles permettent les mouvements de la mandibule (mâchoire) par rapport au crâne et offrent plusieurs fonctions :

- la déglutition, salivaire ou prandiale (alimentaire) ;

- La mastication ;
- La phonation ;
- Le bâillement.

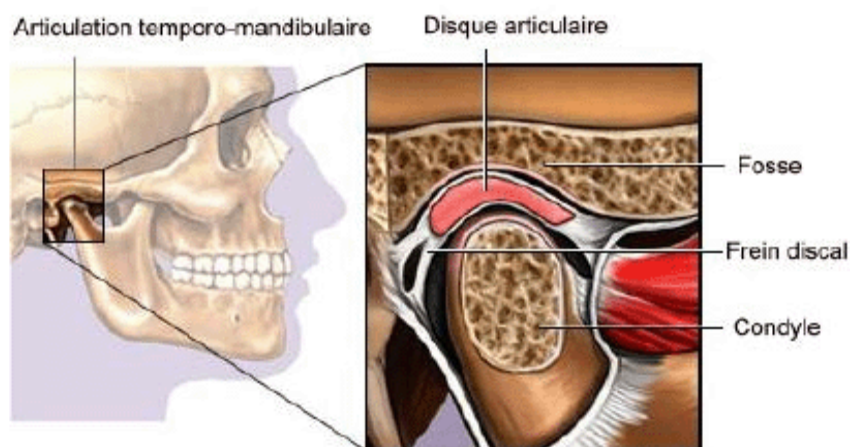


Figure III.5 : articulation temporo-mandibulaire (ATM) [48]

III.6.1.2 os temporal :

Les deux temporaux forment les côtés supérieurs et une partie de la base du crâne. Ils protègent également les organes responsables de l'ouïe et de l'équilibre. Un canal (appelé conduit auditif externe) traverse la partie inférieure du temporal et permet le passage du conduit auditif. Du temporal se détache l'apophyse zygomatique. Il s'agit d'une éminence qui part de la partie postérieure du temporal, s'incurve vers l'avant et rejoint l'os zygomatique (malaire) pour former l'arcade zygomatique. Au milieu de cette arcade zygomatique se trouve une petite saillie orientée vers le bas, appelée condyle du temporal. La partie antérieure du temporal, constituant la paroi latérale du crâne légèrement en dessus et en avant de l'oreille, rejoint la grande aile du sphénoïde pour former la région temporale du crâne. Cette partie antérieure du temporal s'appelle la région pariéto-temporale, car elle est également reliée au pariétal par la suture pariéto-temporale. La partie postérieure du temporal s'appelle l'apophyse mastoïde. On l'appelle parfois la mastoïde (car elle est séparée du reste du temporal par une suture). Cette apophyse rejoint l'occipital au niveau des extrémités inférieures de la suture lambdoïde

III.6.1.3 maxillaire supérieur :

Autrefois dénommé os maxillaire supérieur, l'os maxillaire fait partie du squelette de la face. Cet os pair se décompose en deux unités non symétriques qui s'étendent de part et d'autre de la ligne médiane du visage. Les deux os maxillaires forment la partie inférieure de l'orbite osseuse, la face latérale des fosses nasales, l'arcade dentaire supérieure et le palais dur. À l'image de nombreux os, il possède de nombreuses articulations avec d'autres os dont ceux du massif facial et certains os du crâne tels que l'os sphénoïde, l'os frontal et l'os ethmoïde.

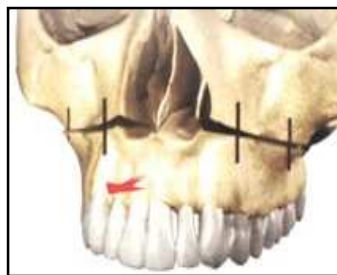


Figure III.6 : maxillaire supérieur [48]

III.6.1.4 maxillaire inférieur

Le maxillaire inférieur ou la mandibule (mâchoire inférieure, figure 9), est l'os de la face le plus volumineux et le plus fort. Il porte l'arcade dentaire inférieure. Remarquons que la mandibule comprend une partie horizontale incurvée (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 [27]. En somme, la mandibule peut être considérée comme le seul os mobile de la tête. Son rôle est majeur dans toutes les fonctions masticatoires.

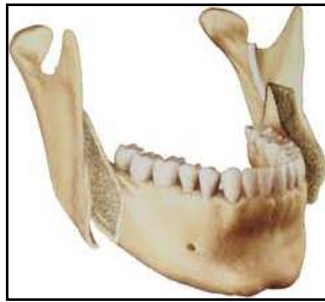


Figure III.7 : maxillaire inférieur [48]

III.6.1.5 Déformations du corps mandibulaire :

Selon Alvarez-Arenal et coll. [49], trois types de déformations (figure III.8) sont observées au niveau mandibulaire avec des réactions diverses sur les prothèses implantaires :

- ✚ la rotation des corps mandibulaires : cette rotation est exprimée en degrés et correspond à un éloignement de la partie supérieure des implants en transversal.
- ✚ le rapprochement des corps mandibulaires : c'est le changement de la largeur mandibulaire avec un changement de la partie supérieure des implants en horizontal.
- ✚ le cisaillement dorso-ventral : il entraîne un changement d'orientation en sagittal de la partie supérieure des implants.

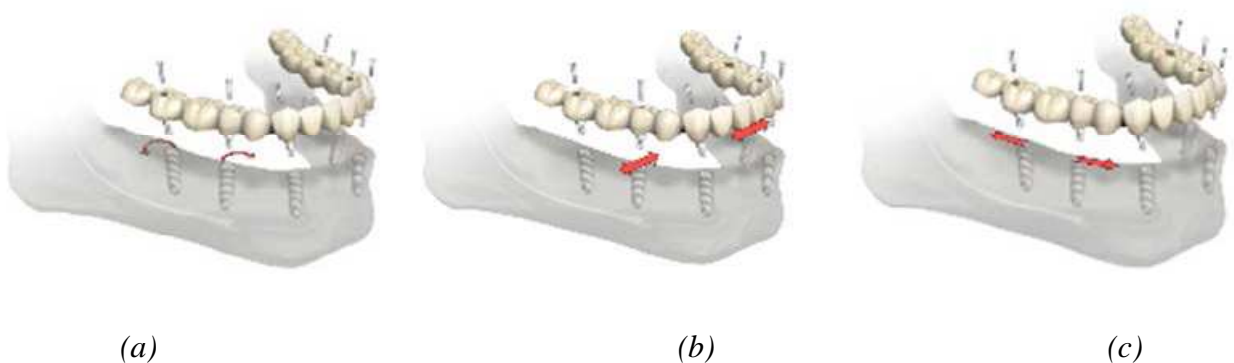


Figure III.8 : Déformations du corps mandibulaire.(a) : rotation des corps mandibulaires ; (b) : rapprochement des corps mandibulaires ;(c) : cisaillement dorso-ventral[50]

Les prothèses dentaires peuvent être supportées soit par des dents naturelles ou soit par des implants. Ces prothèses sont soumises à des efforts mécaniques (forces et moments). La pérennité des reconstructions prothétiques de grande ou faible étendues va dépendre alors de plusieurs facteurs:

- De la mastication et de sa nature, c'est-à-dire de la fréquence masticatoire, des mouvements mandibulaires et des forces occlusales exercées.
- Du type de prothèse, du nombre de supports, de son « design ».
- Des propriétés biomécaniques des matériaux prothétiques, implantaires mais aussi des dents.
- De l'os et de la déformation de la mandibule et du maxillaire lors des cycles masticatoires.

III.6.2 Mécanique de la mastication :

La mastication est la première étape de la digestion chez la plupart des mammifères. Elle met en jeu plusieurs activités motrices qui préparent la nourriture pour la rendre compatible avec la déglutition. Pendant la séquence masticatrice, des mouvements mandibulaires rythmiques et une activité linguale coordonnée assurent le transport et la fragmentation de l'aliment. La mastication peut être définie comme l'acte par lequel la consistance des aliments est mécaniquement modifiée afin de permettre leur déglutition. C'est un acte rythmique et très complexe, au cours duquel, les aliments sont coupés, écrasés puis broyés par un travail synergique des dents, lèvres, joues et langue, sous l'action de la salive. La mastication physiologique est une mastication unilatérale alternée. Il s'agit d'une praxie dissymétrique.

III.6.2.1 muscles masticateurs :

Les muscles qui servent à la mastication et sont à l'origine de tous les mouvements et positions de la mandibule auxquels ils sont liés, ils sont appelés communément groupe des masticateurs et ils forment un groupe autonome [51] :

- Ils ont la même origine embryologique.
- Ils sont groupés autour de l'articulation temporo-mandibulaire qu'ils mobilisent.
- Ils ont une vascularisation et une innervation commune.

La mastication est réalisée par un système qui comprend différentes structures anatomiques telles que les muscles masticateurs, l'articulation temporo-mandibulaire, les dents, la langue, les tissus mous de la cavité buccale, la mandibule et le maxillaire supérieur.

La mandibule est capable de se déplacer en relation avec le crâne ; son mouvement est guidé par deux articulations temporo-mandibulaires et par les contractions des muscles masticateurs. Les muscles sont les principaux déterminants du mouvement de la mâchoire. Les dents forment la zone occlusale où les particules d'aliments sont fragmentées. Plus de vingt muscles sont responsables de tous les mouvements et les positions de la mandibule auxquels il sont liés, ce qui est considéré comme un total de deux mouvements : ils sont élévateurs ou abaisseurs. [52]

Dans de nombreuses simulations, le jeu musculaire complexe est simplifié pour un groupe de quatre muscles principaux impliqués dans la mastication : le muscle temporal, le muscle masséter, le muscle ptérygoïdien latéral (et médial) et le muscle digastrique. Ces quatre muscles sont illustrés dans la (figure III.6).

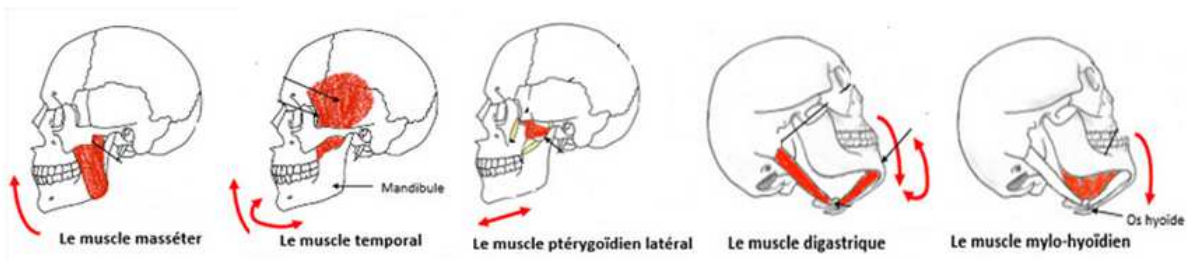


Figure III.9 : muscles masticateurs. [53]

Le muscle temporal : le plus puissant élévateur de la mandibule, c'est un muscle masticateur superficiel et il occupe la fosse temporale et est aplati transversalement en éventail. Il s'insère sur toute la hauteur du processus coronoïde de la mandibule ;

Le muscle masséter : qui signifie « je mâche » en grec, est un muscle court, épais, rectangulaire et allongé de haut en bas. C'est un muscle superficiel, il est appliqué sur la face externe de la branche mandibulaire. C'est le muscle puissant obturateur de la bouche et élévateur de la mandibule ;

Le muscle ptérygoïdien latéral : C'est un muscle de petite taille (3 à 4 cm de long) et de forme complexe (prismatique triangulaire irrégulier), il est tendu horizontalement de la base du crâne au col du condyle mandibulaire. Il traverse l'articulation Temporo-mandibulaire (ATM) et s'intègre dans l'appareil discal.

Le muscle ptérygoïdien médial : C'est un élévateur de la mandibule, il présente une structure penniforme typique comprenant de très longues lames. Il est tendu depuis la face médiale de l'angle mandibulaire à la fosse ptérygoïdienne du processus ptérygoïde. Il est le symétrique du muscle masséter et il ramène le condyle en haut et en arrière après ouverture de la bouche.

Le muscle digastrique : Comme son nom l'indique ce muscle est constitué de deux ventres ayant la forme de cônes musculo-tendineux opposés, unis par un tendon intermédiaire par leur sommet. Seul le ventre antérieur est considéré comme abaisseur de la mandibule.

III.6.2.2. Mouvements et profil de la mastication :

Les mouvements masticateurs sont très complexes. La mastication nécessite la coordination parfaite des motoneurones innervant les muscles impliqués. Un générateur central du programme de mastication produit leur schéma d'activité de base mais cette activité est modulée par des influx corticaux et des influx périphériques issus de l'activation des récepteurs sensoriels périphériques permettant l'adaptation des mouvements mandibulaires et des forces masticatrices à la consistance, la forme et la taille du bol alimentaire. La mastication unilatérale dominante peut induire un développement maxillofacial asymétrique chez l'adulte, des dysfonctions articulaires et des lésions parodontales. L'efficacité masticatrice peut être réduite par des pathologies nerveuses, musculaires ou dentaires. La mastication résulte en des mouvements de la mandibule qui vont contrôler les relations entre les arcades dentaires supérieures et inférieures. Ces mouvements sont associés à des mouvements de la langue et d'autres muscles contrôlant les régions pharyngiennes ou laryngiennes.

Différents moyens sont utilisés pour étudier les mouvements mandibulaires, comme l'observation directe du point interincisif ou du menton, les enregistrements graphiques, les photographiques, vidéographiques, radiographiques. Chaque fois que le point interincisif mandibulaire revient à sa position initiale, la mandibule a effectué un cycle masticateur. Le mouvement d'ouverture et de fermeture des mâchoires permet d'établir le profil masticatoire [54].

D'une façon simplifiée, l'action combinée des muscles masticateurs produisent les profils de mouvement représentés sur la (figure III.10).

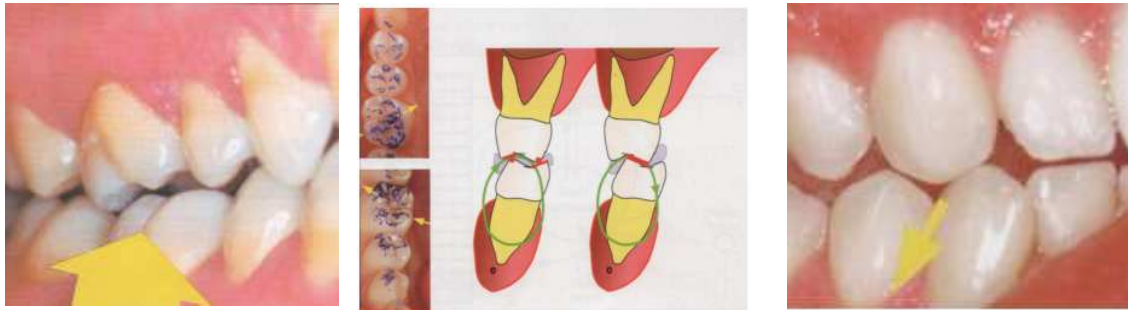


Figure III.10 : Profils masticatoires [54].

III.6.3 Forces et mouvements dentaires :

Chaque dent peut se mouvoir individuellement ou en groupe dans plusieurs directions. Ces mouvements dentaires qui déclenchent des forces opposées dans l'os alvéolaire pourront être amortis par la présence du ligament alvéolodentaire. Un mouvement se produira jusqu'à ce que la totalité de la force induite compose avec la force totale égale ou opposée un couple égal. L'équilibre s'établit alors : le couple induit est égal au couple inducteur.

III.6.3.1 Forces occlusales :

D'après [55] [56] la méthode la plus adaptée pour enregistrer les forces occlusales physiologiques qui s'exercent sur une reconstitution supra implantaire consiste à placer une jauge de contrainte directement dans la suprastructure. L'intensité des forces pendant la mastication, la déglutition et l'intensité maximale en occlusion forcée peuvent être enregistrées.

Les forces occlusales physiologiques subies par une denture naturelle et une reconstitution implantaire partielle sont comparables. Pendant la mastication, l'intensité moyenne des forces correspond au tiers de l'intensité maximale enregistrée en occlusion forcée; les valeurs maximales atteignent les deux tiers des valeurs en occlusion forcée pendant des périodes brèves (0,2 s). Sur les secteurs postérieurs les forces occlusales pendant la mastication sont comprises entre 130 et 400 N.

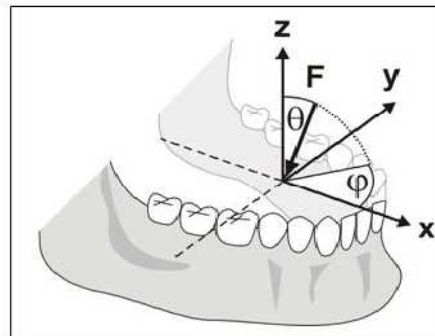


Figure III.11 : force occlusale [57]

Les forces induites par la déglutition sont légèrement supérieures aux forces enregistrées pendant la mastication et le mouvement de déglutition est beaucoup plus fréquent que le mouvement de mastication (environ 1500/j).

Le bruxisme est caractérisé par des contractions musculaires inconscientes des muscles masticateurs essentiellement pendant le sommeil. Pendant ces contractions, les forces occlusales peuvent atteindre **deux fois l'intensité des forces occlusales maximales volontaires** avec une durée moyenne d'application de 7,1 s et une fréquence d'application supérieure. De plus, la direction des forces est **essentiellement horizontale**.

III.6.3.2 Transmission des forces occlusales :

Le comportement biomécanique des restaurations implantaires est en rapport avec **l'absence de desmodonte** : les forces occlusales sont directement et immédiatement transmises à l'os, les contraintes se concentrent au niveau de l'os cortical de la région cervicale. Trois axes cliniques dominants de chargement existent en dentisterie (figure III.9) : (1) disto-mésiale, (2) linguo-buccale et (3) corono-apicale.

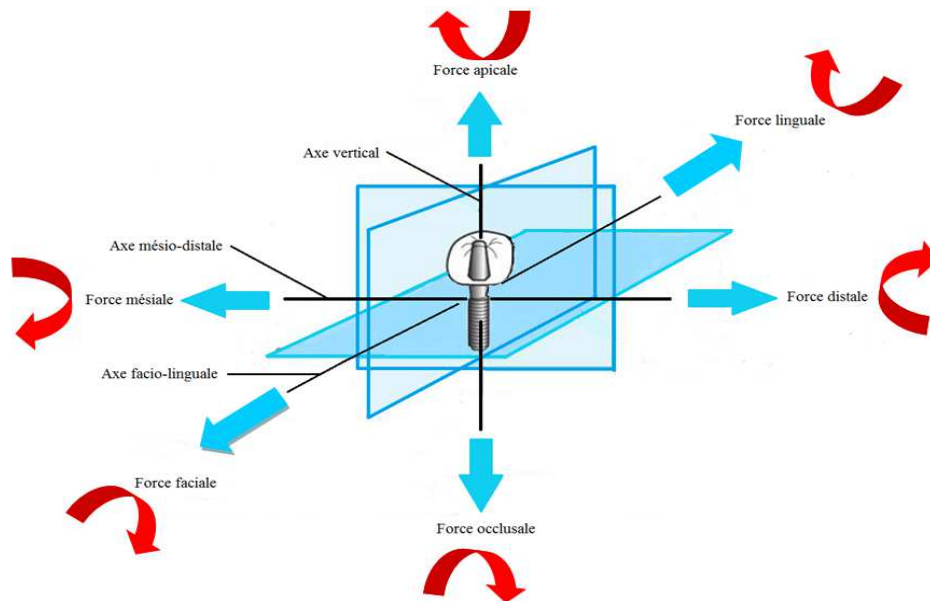


Figure III.12: Résultat d'un contact occlusal unique [58]

Les facteurs qui influencent le transfert des charges à l'interface os-implant d'une prothèse supra-implantaire unitaire ou plurale sont:

- type de force.
- propriétés mécaniques des matériaux.
- dimension des implants.
- géométrie et état de surface des implants.

6.3.2.1 Le type de force :

L'analyse de la distribution des contraintes par une prothèse supra implantaire plurale grâce à un modèle expérimental [59] prouve que les contraintes transmises aux tissus péri implantaires sont directement proportionnelles aux forces appliquées. Pour des forces verticales qui s'exercent dans l'axe de l'implant, les contraintes se concentrent sur l'implant soumis à la force occlusale et sur les deux implants directement adjacents, au delà les contraintes sont quasi-nulles. Quand les forces verticales s'appliquent à distance de l'axe implantaire, ou quand il s'agit de forces horizontales, les contraintes atteignent des valeurs très supérieures. Leur intensité est directement proportionnelle à la distance entre le point d' application et le centre de gravité (bras de levier).

Le réglage occlusal permet de contrôler les contraintes qui s'exercent sur une reconstitution supra-implantaire. Dans une expérience *in vitro* [60] l'interposition de fines épaisseurs de métal (1 Oûum) simulent des prématurités occlusales. Les prématurités inférieures à 200llm peuvent être tolérées sur les reconstitutions supraimplantaires. Au-delà les charges occlusales exercées sur les implants sont doublées (sur les dents naturelles ce seuil est de 300flm). Sur un modèle numérique, une reconstitution supra-implantaire est soumise à des forces verticales. Les forces s'exercent sur un (sommet de la cuspide vestibulaire), deux (sommet de la cuspide vestibulaire et fosse distale) ou trois (sommet de la cuspide vestibulaire, fosse distale et fosse mésiale) contacts occlusaux. La modélisation numérique prouve qu'un réglage des contacts occlusaux statiques sur deux ou trois emplacements permet de répartir les contraintes sur la suprastructure prothétique et de diminuer les contraintes transmises à l'os.

6.3.2.2 Propriétés mécaniques des matériaux :

Plusieurs solutions ont été proposées pour amortir les forces occlusales par l'utilisation de matériau ayant un faible module d'élasticité ou de composant implantaire résilient. Les modèles expérimentaux et numériques prouvent que les contraintes transmises à l'os péri-implantaire ne sont pas diminuées par un matériau occlusal type résine ou céramique basse fusion [61], Ces résultats sont confirmés par la comparaison sur 6 ans de reconstitutions supra-implantaires partielles avec des faces occlusales en résine composite ou en céramique: aucune différence de niveau osseux n'est trouvée entre les deux groupes [62]. L'incorporation d'un élément élastique résilie dans la connexion implantaire ne semble pas non plus bénéfique: ils ont une résilience de l'ordre de 100 u, insuffisantes pour amortir les chocs occlusaux, et ils sont associés à un taux de complication plus élevé que les connexions rigides. En effet, une analyse rétrospective [63] comparant les systèmes implantaires avec des connexions rigides (ITI) et des connexions résilientes (IMZ), montre que les connexions rigides sont beaucoup plus fiables sur le plan clinique que les connexions comportant un élément résilient. De même, diminuer le module d'élasticité du titane constitutif de l'implant ne modifie pas la répartition des contraintes. La reconstitution implantaire doit donc être un ensemble rigide.

6.3.2.3 Dimension des implants :

Du point de vue de la transmission des contraintes, augmenter le diamètre d'un implant est plus bénéfique que d'augmenter la longueur [64], Cependant les dimensions optimales de l'implant sont imposées par le site receveur: si la quantité et la qualité de l'os sont adéquates, la longueur et le diamètre de l'implant ne sont pas les paramètres les plus importants pour le

succès de l'implant et un implant court est envisageable. Si la quantité et la qualité sont moindres les implants courts doivent être évités et les implants larges sont préférables.

6.3.2.4 Géométrie et état de surface des implants :

Trois implants [65] sont posés dans chacun des secteurs postérieurs chez des singes. Trois types d'implants sont testés:

- vissés avec surface usinée CpTi (Branemarks MK II , Nobel Biocare)
- vissés avec surface sablée mordancée et GBAE (Grit-Blasted Acid-Etched, Friatec)
- impactés avec surface modifiée par projection de particule de plasma TPS (Titane Plasma Spray, Frialens) Après ostéointégration les implants sont mis en fonction pendant plusieurs mois . Les animaux sont ensuite sacrifiés, l'ostéointégration est étudiée sur le plan qualitatif (histologie) et quantitatif (histomorphométrie).

L'ostéointégration est obtenue quels que soient la géométrie et l'état de surface. Au maxillaire l'analyse qualitative et quantitative de l'ostéointégration montre une différence significative en faveur de la géométrie vissée par rapport à la géométrie cylindrique.

III.6.3.3 Mobilité Dentaire :

Lorsqu'une dent devient mobile, les forces de contact entre elle et la dent opposée sont trop fortes pour être supportées par l'os alvéolaire qui l'entoure et il peut se détruire. Cette destruction osseuse est en fait la résorption osseuse mentionnée précédemment et peut n'être qu'une décalcification temporaire et réversible, sauf sous certaines conditions particulières comme s'il y a présence d'infection ou d'inflammation gingivale (maladies parodontales).

La dent peut se mouvoir individuellement ou en groupe dans plusieurs directions (figure III.10). Ces mouvements dentaires qui déclenchent des forces opposées dans l'os alvéolaire pourront être amortis par la présence du ligament parodontal (PDL).

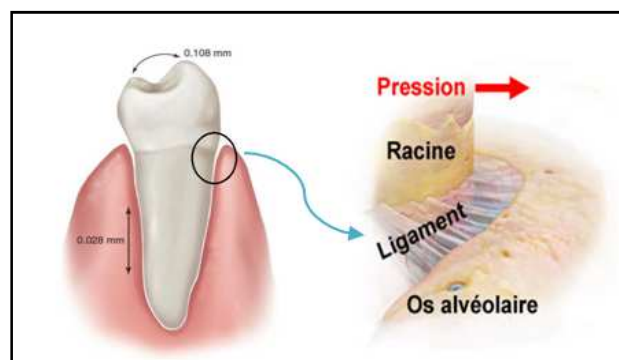


Figure III.13: Mouvement physiologique d'une dent [66].

Les dents affectées par un traumatisme occlusal peuvent être sensibles ou pas du tout. Ceci peut être “impressionnant” car la mobilité des dents est parfois significative mais n’occasionnera pas de dommages importants ou permanents si cette condition est corrigée rapidement.

Cette mobilité est une réaction ou un mécanisme de défense de la dent pour se protéger contre des forces trop grandes permettant ainsi de minimiser les bris (usure, fracture). La dent qui subit un traumatisme occlusal exerce une pression sur l’os environnant qui est résorbé, tout comme lorsque nous déplaçons les dents en orthodontie. Cette résorption et adaptation est possible à cause du ligament parodontal entourant la dent qui permet une légère mobilité naturelle pour toutes les dents mais qui contient aussi des cellules qui peuvent, sous l’effet de la pression, résorber l’os supportant la dent et permettre ainsi une mobilité plus grande ou anormale.

III.6.4 Application sur une prémolaire inférieure :

Schématiquement [67] l’effet de toutes forces extérieures appliquées à la dent pourra être décomposé en :

- Une force verticale passant par l’axe vertical de rotation de la dent.
- Une force vestibulolinguale (linguo-buccale) dans le plan VL (LB) passant par le grand axe de la dent.
- Une force mésio-distale dans le plan MD 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.

Chaque force s’appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon le système défini d’axes et de plans :

- Des effets de torsion dans le plan mésio-distal (T1) et dans le plan linguo-buccal (T2) ;
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale.
- Des contraintes induites selon deux plans d’un couple, dans le sens anti-trigonométrique.
- des forces réactionnelles provoquées par l’application d’un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

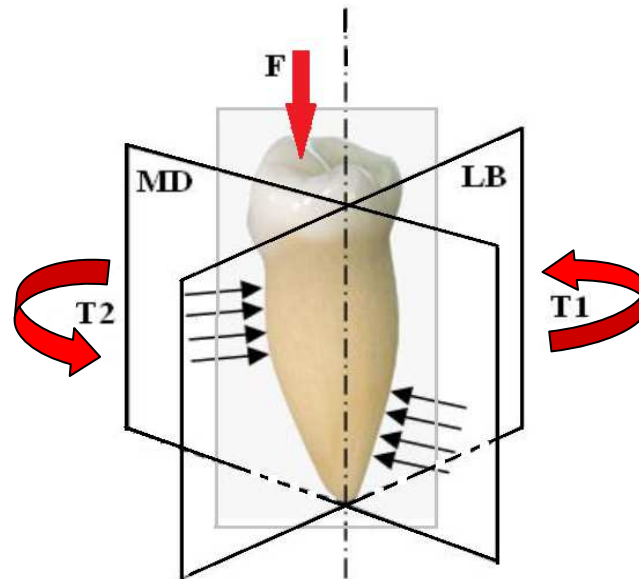


Figure III.14 : Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale [67]

III.6.4 .1 Différents types de forces :

Parmi les forces actives dans l'environnement oral, 4 groupes sont à considérer [68]

6.4 .1.1 Les forces fonctionnelles :

6.4 .1.1.1 Les forces de basse intensité et de longue durée :

Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue et des lèvres au repos. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de force qui induit les déplacements orthodontiques des dents.

6.4 .1.1.2 Les forces masticatoires

De haute intensité mais de courte durée, elles sont totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

6.4 .1.2 Les forces pathologiques :

6.4 .1.2.1 Les forces masticatoires avec pics.

Une contrainte très élevée se superpose à des cycles d'intensité normale. (Morsure du noyau de cerise.) Elles peuvent provoquer des fractures cohésives

6.4 .1.2.2 Les forces parafunctionnelles

Elles sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être à l'origine d'abrasion de fractures et en fonction de leur durée de déplacements dentaires.

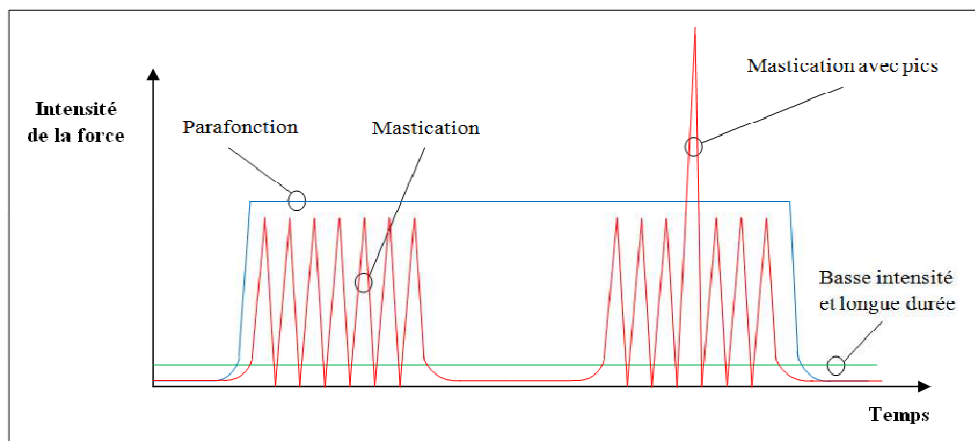


Figure III.15 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral [68]

III.7 Réactions du tissu osseux face à l'action mécanique :

Dans la biomécanique dentaire, tous les tissus réagissent à l'action mécanique. Nous observons des modifications osseuses alvéolaires qui assurent et fixent le déplacement, mais aussi des réactions des tissus durs et mous dentaires et périodontaires. Les phénomènes histologiques sont les mêmes que ceux du remaniement osseux : présence de résorption du côté où s'exerce la pression, du côté opposé se produit une néoformation osseuse. La répartition des zones de résorption et d'apposition varie suivant le déplacement recherché. Dans un déplacement par version, nous obtenons une résorption du côté lingual de la paroi sur les deux tiers coronaires de la racine et sur la paroi alvéolaire linguale au niveau d'un tiers apical de la racine, l'apposition a lieu à l'opposé de la résorption [69]. (figure III.16)

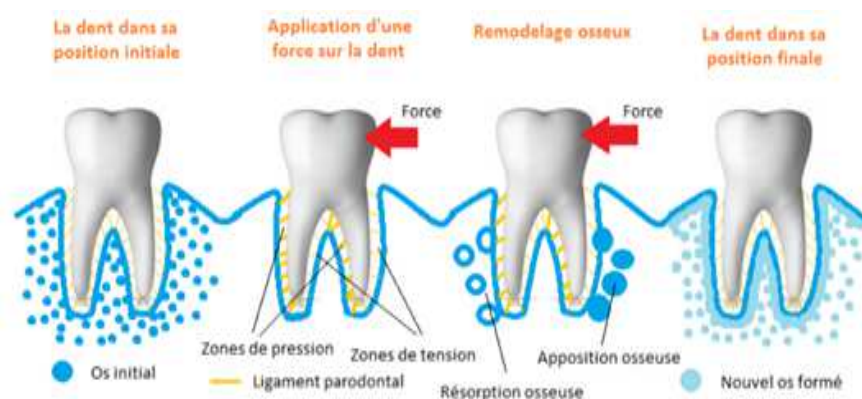


Figure III.16: Mouvement orthodontique (Image adaptée de Gauthier et al, interactions médicamenteuses et remodelage osseux en orthodontie) [69]

III.7.1 Rôle du tissu alvéolaire et du tissu ligamentaire :

Ce rôle, basé sur les propriétés mécaniques de la substance osseuse et ligamentaire, est à la fois statique et dynamique. Les propriétés mécaniques du tissu osseux sont de deux ordres, *élastiques* et *plastiques* :

Elasticité : C'est la propriété d'un corps à revenir à sa première forme dès que la force qui l'a déformé a cessé son action. Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse (l'agencement de ces fibres entre elles), feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

Plasticité : Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal. C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

La dureté : qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister aux contraintes mécaniques. C'est la propriété du tissu osseux cortical, le tissu spongieux en est dépourvu.

La ténacité : qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion.

Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique.

III.7.2 Facteurs pouvant modifier les réactions tissulaires :

– **L'os alvéolaire** : Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense, les espaces médullaires seront réduits et le tissu sera plus difficile à se résorber. L'os est plus dense du côté vestibulaire et lingual des régions marginales et médianes de la racine. Cependant, au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires.

– **Le desmodonte** : Son étroitesse favorise la compression, donc la hyalinisation. C'est à la partie moyenne de la racine que le ligament est le plus mince.

– **La dent et ses voisines** : Plus la dent sera courte, plus la hyalinisation sera importante et de longue durée, même si la force initiale est légère. Par exemple, une canine réagira plus favorablement qu'une prémolaire à force égale (le déplacement sera plus rapide). D'autre part, une dent qui se déplace en contact avec une ou deux voisines, exercera une contrainte moins forte sur son desmodonte. La pression sera répartie sur une plus grande surface radiculaire et

on observera une résorption directe. Concernant les rapports occlusaux, les interférences scuspidiennes augmentent souvent les forces appliquées sur une dent.

III.8 Critères biomécaniques des bridges dentaires :

Dans un premier temps il est important de distinguer les ponts rectilignes (qui concernent les secteurs cuspidés y compris la canine) et les ponts curvilignes (qui intéressent les secteurs antérieurs et les secteurs antéro-latéraux.).

En effet la forme des arcades intervient dans les effets des forces s'exerçant sur un bridge.

III.8.1 ponts rectilignes :

Ils sont mobilisables par rotation autour de leur grand axe.

D'autre part l'application de contraintes excessives sur les travées peuvent entraîner des descellements au niveau des points d'appui. Il faudra dans ce cas prendre en compte l'étendue et la qualité du support parodontal des dents d'appui et l'importance de l'édentement. [70]

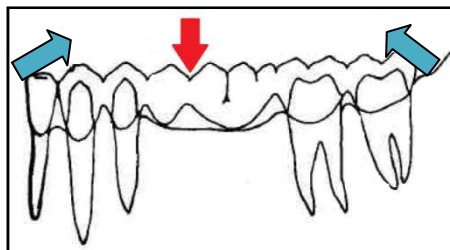


Figure III.17: L'application de contraintes excessives sur les travées de ponts peut entraîner des descellements au niveau des dents d'appui. (D'après M. VIGNON et Coll). [71]

Le module d'élasticité du matériau, joue également un rôle capital. (Intérêt des alliages non précieux.)

Lors de la réalisation d'un pont rectiligne, il faut tenir compte des impératifs suivants :

- Valeurs extrinsèques des dents point d'appui c'est à dire le rapport couronne- racine.
- Longueur de la travée
- Malpositions : d'après Dubecq, Housset et Bosquet[l'absence de malposition représente le cas idéal.

En effet le parallélisme entre les axes d'insertion des diverses préparations constituant les piliers des bridges est nécessaire à l'insertion de la prothèse fixée. [72]

Bosquet en 1923 écrit dans ses lois : « Le parallélisme est toujours admissible ; il peut remplacer divergence ou convergence ».

Ainsi d'après ces solutions prothétiques, en cas de malpositions, nous pourrions avoir un problème d'axe d'insertion de la prothèse fixée. [73] Cependant, Brunel et Lakermance (1958, 1959, 1961) montrent que pour certains cas cliniques les problèmes de parallélisme constituent un faux problème et que la radiculo-divergence permet non seulement l'insertion mais majore la rétention. [74]

De plus le respect du principe de parallélisme nécessite une mutilation importante de la partie coronaire de la dent pilier impliquant souvent une dépulpaion, ce qui s'oppose au principe du respect tissulaire. [75]

La suppression excessive de tissu dentaire peut être à l'origine d'une hypersensibilité thermique, d'un processus inflammatoire, voire de nécrose pulpaire. [76]

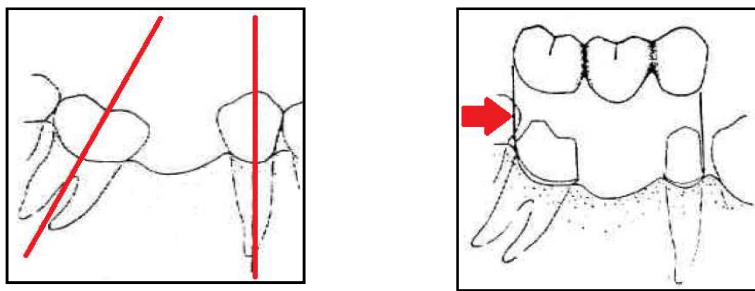


Figure III.18 : Le respect du principe du parallélisme entraîne une mutilation des tissus dentaires. (D'après SHILLINBURG) [77]

Brunel et Lakermance ont le souci d'éviter une mutilation exagérée du tissu dentaire et respectent la vitalité pulpaire. [78]

Ils décrivent un trajet d'insertion selon des mouvements complexes qui associent les trois plans de référence dentaire : mésio-distal, vestibulo-lingual, transversal ainsi que les plans obliques. Les mouvements possibles sont des mouvements de rotation ou de translation. Lors du trajet d'insertion en rotation, la pièce prothétique pivote autour de l'un des points d'appui. Cette rotation permet l'engagement des moyens d'ancrage d'une reconstruction plurale sur des points d'appui présentant une radiculo-divergence et préparés selon leur axe propre, sans aucun parallélisme des parois des différents points d'appui entre eux.

Certains éléments vont favoriser les mouvements complexes :

- Le profil des préparations doit prévoir des surfaces de glissement et ne pas s'opposer au passage de la prothèse.
- La mobilité physiologique des dents. (1à2 /10 de mm)
- L'éloignement des piliers d'un bridge (plus la distance qui les sépare est importante, plus l'angle qu'ils forment entre eux peut être important.).
- L'élasticité des tenons radiculaires.
- La situation du pilier postérieur par rapport au plan d'occlusion : La divergence des piliers dentaires peut être d'autant plus accentuée que ce dernier est situé en dessous du plan d'occlusion.

Il existe cependant des limites à ce type d'insertion des bridges. En effet une angulation très marquée, des piliers très rapprochés, des dents adjacentes gênant les mouvements d'insertion nécessitent de rectifier ces malpositions :

Si la version n'est pas trop marquée, la difficulté peut être contournée par un meulage de la face mésiale ou une obturation permettant de remodeler la forme.

Le moyen d'ancrage postérieur peut être un demi-couronne. La face distale n'est pas recouverte et elle doit être dépourvue de lésion. La demi-couronne est contre indiquée si le patient présente une mauvaise hygiène et si l'écart entre les crêtes marginales adjacentes des deux molaires est important.

III.8.2 plan d'occlusion : un plan d'occlusion plat ne permet pas aux dents point d'appui de travailler selon leur grand axe.

A l'inverse une courbe de Spee trop marquée entraîne une mauvaise répartition des contraintes occlusales sur le parodonte.

D'autre part l'égression des dents en face d'édentements non compensés pose un problème vis à vis du plan d'occlusion : les bridges doivent impérativement rétablir des plans d'occlusion fonctionnels et à ce titre les dents égressées doivent être modifiées. (coronoplastie, prothèse fixée...)

Les dents contiguës posent un problème car on ne doit pas laisser isoler une dent distale, d'autant qu'il paraît toujours rassurant d'adjoindre un pilier supplémentaire. (Cf. loi deHante). Mais cependant il ne faut pas oublier que des ancrages supplémentaires distaux ou mésiaux, sont soumis à des contraintes de traction : dans ce cas les appuis attenants aux éléments intermédiaires deviennent des centres de rotation, les risques de descellement pouvant être majorés s'il existe une inégalité de rétention entre les deux extrémités du bridge. En effet les moyens d'ancrage secondaires doivent être aussi rétentifs que les autres.

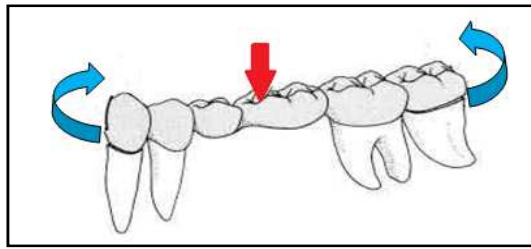


Figure III.19 :Lorsque les forces occlusales s'appliquent au niveau des intermédiaires, les moyens d'ancrage annexes sont soumis à des efforts de tractions ; (D'après SHILLINGBURG) [77]

III.8.3 point d'appui central : Il s'agit d'une situation clinique fréquente : souvent une dent est isolée et doit servir de point d'appui médian au bridge intéressant les deux secteurs édentés qui la bordent .

Pour TYLMAN [79], la surface occlusale du pilier intermédiaire de bridge doit être recouverte en totalité. En effet si chacun des trois ancrages est à face occlusale totale, il y aura moins de risque de descellement, sauf en direction axiale.

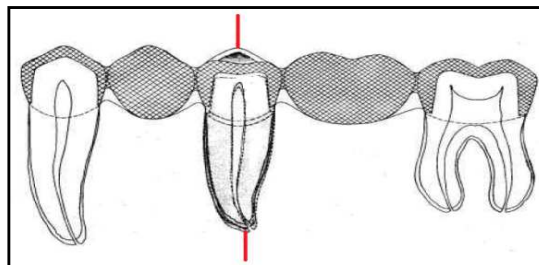


Figure III.20 : Un pilier intermédiaire entre deux piliers réclame un ancrage avec une face occlusale totalement métallique (D'après TYLMAN) [79]

Alors, si la prémolaire (cf schéma ci-dessus) est porteuse d'un ancrage intracoronnaire de type mésio occluso distal, les cuspides vestibulaires et linguales n'étant pas recouvertes, une pression verticale sur l'une de ces pointes cuspidiennes peut « enfoncer » la dent dans son alvéole provoquant le descellement de l'ancrage.

D'après Hobo, Schillingburg et Fisher, un point d'appui central peut constituer un centre de rotation. [77]

Selon ces auteurs il convient donc pour éviter ce mouvement d'utiliser une connexion semirigide (distale par rapport au point d'appui central de façon que le déplacement mésial, intervenant lors de l'occlusion en bloque les deux parties l'une dans l'autre.). Il s'agit d'un attachement qui répartit les contraintes entre le moyen d'ancrage et l'intermédiaire. Leur utilisation est limitée aux bridges destinés au remplacement d'une seule dent car l'ampleur des mouvements transmis à une travée plus longue serait trop importante pour être acceptée par la dent portant le moyen d'ancrage. De plus le point d'appui central ne doit présenter aucune mobilité.

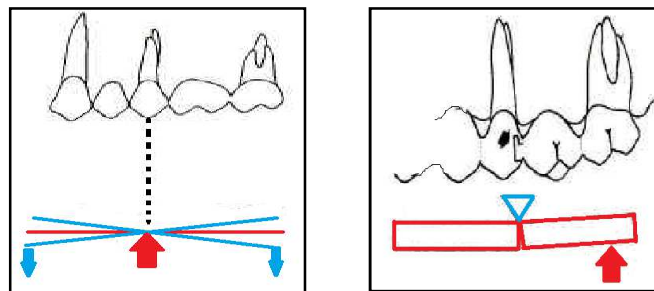


Figure III.21 : Effets des contraintes appliquées sur un pont présentant un point d'appui central. (D'après M. VIGNON) [80]

III.8.4 ponts curvilignes :

Les éléments concernant les ponts rectilignes s'appliquent également aux ponts curvilignes. Dans les ponts curvilignes, les intermédiaires sont à distance d'un axe joignant les moyens d'ancrage. Ils agissent comme un levier et provoquent un mouvement de rotation autour de cet axe. Ce mouvement est d'autant plus important que la courbure est prononcée. [81]

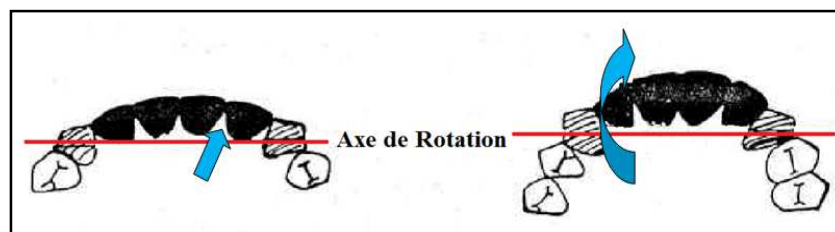


Figure III.22 : Rotation du pont. (D'après ROUCOULES.) [82]

Il faut éviter ou diminuer ce mouvement de rotation ; ce qui implique d'adjoindre des appuis annexes. (Extension des bridges aux prémolaires.).

De plus les problèmes liés aux courbures sont différents au maxillaire et à la mandibule. En effet l'orientation des contraintes, centripète au niveau de la mandibule et centrifuge à celui

du maxillaire impose dans ce dernier cas un renforcement des appuis d'autant que la distance entre les points d'application des contraintes et l'axe réunissant les piliers est plus importante à son niveau.

Ainsi les conditions sont plus favorables à l'arcade mandibulaire car ces forces sont dirigées vers l'intérieur de la courbure sur l'élément intermédiaire, plus proche de l'axe joignant les moyens d'ancrage. [82]

D'autre part il s'agit d'un pont intercalaire, il bénéficie à la mandibule du calage assuré par les dents limitant l'édentement.

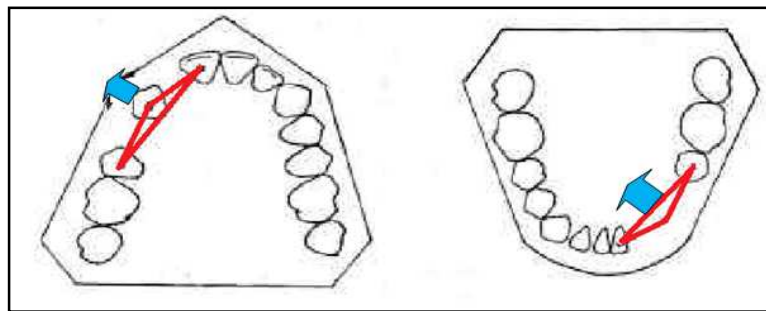


Figure III.23 : Orientation des contraintes : centrifuge au maxillaire, centripète à la mandibule (D'après M. VIGNON) [80]

La conception, des ponts curvilignes de grande étendue est dominée par les théories de ROY, de HOUSSET, de BELIARD et de WEINBERG entre autres auteurs. Ces conceptions sont également à l'origine des possibilités de contention qu'autorise ce type de restaurations prothétiques, nuancées toutefois par les auteurs nordiques. Sur le plan mécanique, l'effet de contention est obtenu lorsque trois piliers sont situés dans des plans différents. (FOURQUET, ROY, BELIARD, HOUSSET).

En effet pour BELIARD l'augmentation du nombre de points d'appui non alignés améliore les conditions d'équilibre en limitant le nombre d'axes de rotation. [83]

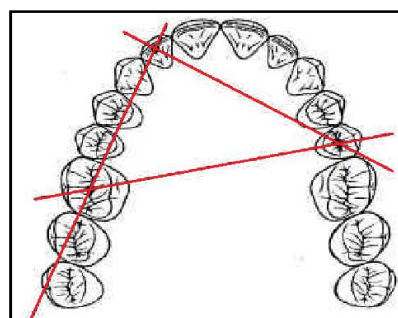


Figure III.24 : Loi de Béliard l'augmentation du nombre de piliers améliore les conditions d'équilibre (D'après MORENAS et Coll.) [84]

L'adjonction d'un pilier supplémentaire ne peut que renforcer la stabilité de l'ensemble. [80] Bien que ces conceptions mécanistes sur l'immobilisation des piliers aient été à l'origine de grandes constructions de contentions et de grands bridges de restaurations, elles semblent contraires aux principes biologiques actuels.

Quoi qu'il en soit, l'expérience clinique [80] révèle que ce type de construction peut durer longtemps même avec un nombre réduit d'appuis à condition que les canines soient présentes et que les supports parodontaux des piliers le permettent.

Plus un édentement est important et plus sa restauration par prothèse fixée est complexe. En effet une travée de bridge est d'autant plus flexible qu'elle est longue et cette flexibilité peut être responsable de descellement ou de forces traumatiques sur les piliers. [85]

III.8.5 Analyse mécanique de la travée

Schématiquement un bridge peut être assimilé à une poutre encastree aux deux extrémités, voire à une extrémité (bridge cantilever.). [84]

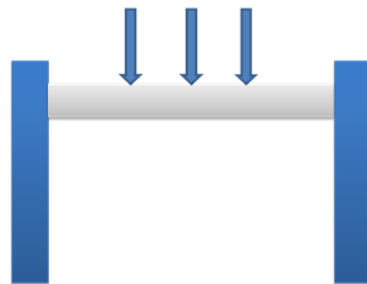


Figure III.25: représentation schématique d'un bridge
(D'après MORENAS, AUBRY et Coll) [84]

Les forces agissant sur cette poutre vont provoquer sa flexion et l'apparition de contraintes aux zones de connexions. (Contraintes de cisaillement).

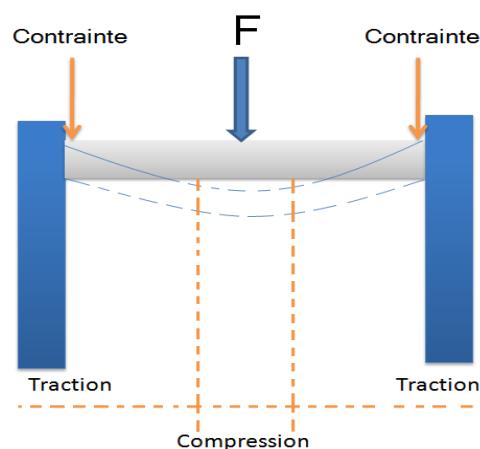


Figure III.26 : Flexion et contrainte d'un système bridge sous l'action d'une force F appliquée sur la travée. (D'après MORENAS, AUBRY et COLL.) [84]

III.8.5.1 Flexion de la poutre

Ces contraintes dépendent de la forme, de la longueur et de l'épaisseur de la travée. La flexion ou la courbure de la travée sont proportionnelles au cube de sa longueur et inversement proportionnelles au cube de son épaisseur. Si les autres éléments mécaniques restent constants, une travée de deux intermédiaires fléchit huit fois plus que si elle n'en comportait qu'un et vingt sept fois plus si trois dents sont remplacées.

Si l'épaisseur est moitié moindre, la flexion est aussi huit fois supérieure. [77]

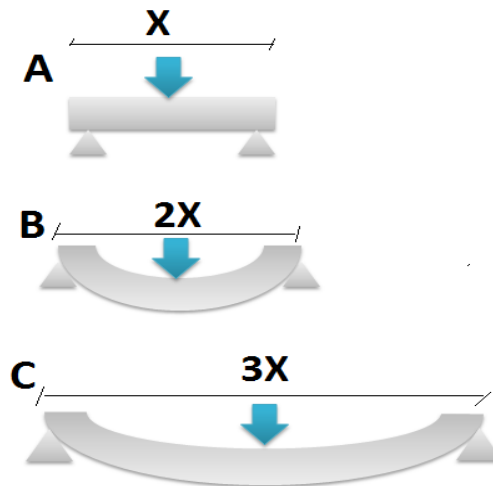


Figure III.27 : Déformation et flexion d'une poutre en fonction de sa longueur.
(D'après SHILLINBURG et Coll) [77]

D'autre part, l'amplitude de la déformation en flexion est inversement proportionnelle au module de rigidité de la poutre qui est défini par le produit du Module de young de l'alliage et de l'inertie de la section droite de la travée. [84]

D'où se dégagent :

Une influence néfaste de la longueur de la poutre.

Une influence favorable d'un module de Young élevé.

Une influence favorable d'un module d'inertie élevé. (Forme géométrique.)

Ainsi pour minimiser la déformation d'un bridge de longueur imposée, il est possible de jouer sur ces deux derniers facteurs en choisissant un matériau à module de Young élevé et une forme géométrique qui conduit à la plus grande inertie possible.

III.8.5.2 Formes géométriques :

L'inertie de la travée est proportionnelle à sa largeur et à sa hauteur élevée à la puissance trois. Pour optimiser l'inertie d'une travée c'est à dire obtenir la meilleure rigidité pour une même quantité de matière, il est nécessaire d'avoir des formes :

En T ou ovale au niveau des dents postérieures.

En losange dans les zones antérieures, compte tenu de l'anatomie dentaire et de la résultante des forces à ce niveau. [86]

Pour une connexion il faudra privilégier la hauteur plus que la largeur. Les efforts de torsion auxquels peuvent être soumises les prothèses scellées de grandes étendues sont répercutés sur les dents supports et particulièrement ressenties par les plus fragiles.

III.8.5.3 Principes de l'équilibre statique :

Les lois de l'équilibre statique concernent un corps au repos sous l'influence d'un système de forces. Ces lois sont très importantes dans l'étude des forces appliquées à la structure dentaire

Loi 1 : La somme de toutes les forces verticales extérieures agissant sur un corps est égale à zéro.

Loi 2 : La somme de toutes les forces extérieures horizontales agissant sur un corps au repos est égale zéro.

Loi 3 : La somme des moments par rapport à n'importe quel point de l'espace de toutes les forces extérieures agissant sur un corps au repos est égale à zéro.

C'est grâce à ces lois que les réactions des dents piliers sont déterminées quand un bridge est soumis aux forces d'occlusion. [79]

$$a + b = L$$

$$\text{Loi n}^{\circ}1: (R_1 + R_2) - F = 0$$

$$\text{Loi n}^{\circ}2: R_1 * L - F * b = 0$$

$$\text{Loi n}^{\circ}3: R_2 * L - F * a = 0$$

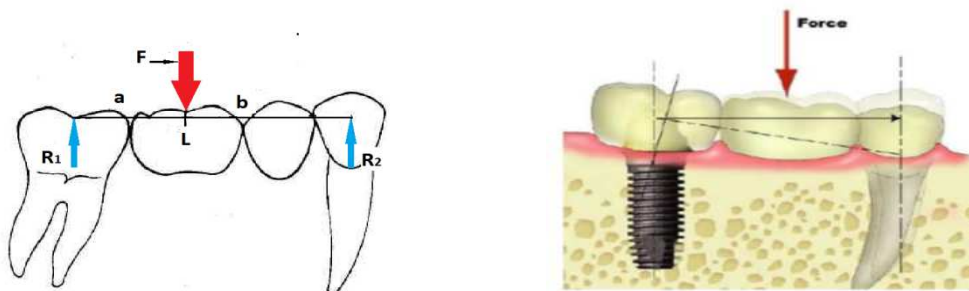


Figure III.28: Les lois de l'équilibre statique ; réaction des piliers d'un bridge recevant une force verticale F. (D'après G. MALQUARTI) [87]

III.9 La méthode des éléments finis et la biomécanique dentaire :

La méthode des éléments finis (*F.E.M.*), utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ. En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images en 2D

(*Histomorphométrie*) ou en 3D (par tomographie, micro tomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation *in vitro* de l'os, la modélisation par éléments finis permet d'analyser les comportements mécaniques de tissu osseux sous des charges induites par des implants. Cette méthode permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses. Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes, ...etc) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé. L'échantillon d'étude devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés « *nœuds* ». Les éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches constituant les éléments, comme le montre la figure 4, formant ainsi le *maillage* de la structure initiale. Il existe plusieurs types d'éléments pour les systèmes de modélisation en 3D : l'élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds et l'élément tétraédrique à 4 nœuds par exemple.

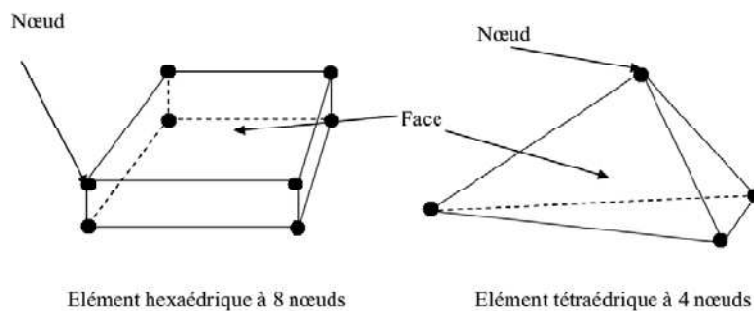


Figure III.29: Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis [88]

III.9.1 Utilisations :

Le domaine de l'implantologie dentaire est le plus productif de la MEF, comme en témoigne la revue de Van Staden et al. [89]. Le placement ou la forme des implants dentaires fait l'objet de multiples études [90.91] afin d'en optimiser les propriétés biomécaniques, avant même la phase de conception. Ces modèles pourraient à l'avenir s'ajouter aux logiciels existants de simulation préimplantaires. Ils permettent à l'implantologiste une simulation spécifique pour chaque patient des conséquences biomécaniques du positionnement d'un implant dentaire lors de sa mise en charge.

La MEF n'est qu'une méthode d'approche simplifiée et théorique et elle ne reflète pas parfaitement la réalité physiologique. Cet outil de recherche, qui se diffuse dans de nombreux

champs de la chirurgie maxillofaciale, est surtout un complément des essais mécaniques traditionnels de compréhension des phénomènes biomécaniques maxillofaciaux. Malgré cela, une fois le modèle numérique mis en place et validé sur la base d'une comparaison avec des essais expérimentaux, la MEF est un outil formidable pour explorer de nouvelles solutions implantaire, par exemple. De nombreux paramètres peuvent être modifiés (position des implants, nombres d'implants, forme des implants, etc.) afin d'analyser l'impact en termes de répartition des contraintes sur l'os. Toutes ces solutions ne peuvent pas être testées expérimentalement. Grâce à ces informations « numériques », le clinicien peut alors choisir la solution qui lui semble la plus physiologique et la plus efficace d'un point de vue biomécanique.

III.9.2 Outils de modélisation par éléments finis :

Il faut savoir que les outils de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont *Abaqus*, *Nastran*, *Catia*, *SolidWorks*, ... etc. Tous ces outils effectuent les mêmes tâches, c'est à dire qu'ils génèrent des structures, leurs caractéristiques et celles du problème étudié, ensuite ils calculent le comportement de cette structure (déformations, ruptures, plastification, ...etc.) et enfin ils permettent de traiter ces résultats afin d'en sortir des données utilisables et exploitables. La plupart des entreprises utilisent un assortiment de logiciels qui sont plus ou moins performants dans l'une ou l'autre de ces tâches, par exemple, dessiner avec *SolidWorks*, calculer avec *Abaqus* et faire du post traitement avec *Nastran*. Il sera donc certainement demandé dans le monde de l'entreprise une maîtrise de plusieurs de ces outils. Dans notre étude, pour l'analyse de la structure os-implant, nous utilisons les performances du logiciel *Abaqus* version 6.9. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'*Abaqus* est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage.

Le programme *Abaqus* a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire. Les guides d'analyse de la sa documentation décrivent les procédures à suivre pour effectuer des analyses pour différentes disciplines de l'ingénierie. Le but ultime d'une analyse par éléments finis est de recréer mathématiquement le comportement d'un véritable système d'ingénierie. En d'autres termes, l'analyse doit être basée sur un modèle mathématique précis d'un prototype physique. Au sens le plus large, ce modèle se compose de tous les noeuds, les éléments, les

propriétés des matériaux, de véritables constantes, des conditions aux limites, et d'autres caractéristiques qui sont utilisées pour représenter le système physique.

III.10 Logiciel de modélisation/simulation :

Abaqus [88] *Abaqus* est considéré parmi les logiciels de simulation les plus puissants actuellement. C'est un outil basé sur la méthode des éléments finis, qui peut résoudre des problèmes allant des analyses linéaires relativement simples aux simulations non linéaires très complexes. Il possède une librairie riche d'éléments permettant de modéliser virtuellement n'importe quelle géométrie. Il possède également un nombre très important de modèles de matériaux permettant de simuler les comportements de la plupart des matériaux typiques de technologie comprenant les métaux, le caoutchouc, le polymère, les composés, ...etc. Le logiciel *Abaqus* a été développé par Hibbit, Karlsson et Sorensen (HKS), devenue *Abaqus Incorporation* depuis 30 ans et le début de la théorie des éléments finis. Il a été amélioré au fur et à mesure pour intégrer toutes les nouveautés de cette théorie et les besoins de cette entreprise, jusqu'à ce que l'entreprise soit rachetée par *Dassault industries* en Octobre 2005. Le coeur du logiciel est appelé *moteur de calcul*. À partir d'un fichier de données caractérisé par le suffixe *.inp*, qui décrit l'ensemble du problème mécanique, le logiciel analyse les données, effectue les simulations demandées et fournit les résultats dans un fichier *.odb*. Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (pré-traitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier *.odb* (post-traitement). La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, ...etc., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré-traitement et le post-traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. *Abaqus* propose le module *Abaqus CAE*, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation :

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

III.10.1 Structure et tâches :

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

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

2. Module « PROPERTY »

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

3. Module « ASSEMBLY »

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

4. Module « STEP »

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

5. Module « INTERACTION »

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

6. Module « LOAD »

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

7. Module « MESH »

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

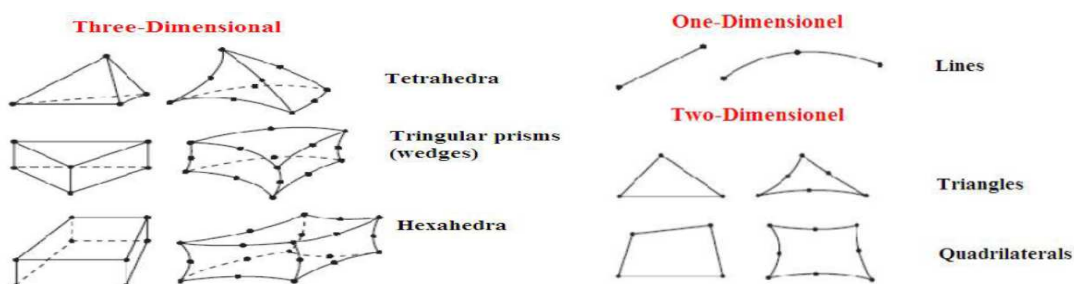


Figure III.30 : Types de maillages possibles dans Abaqus [88]

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

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

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

8. Module « JOB »

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

9. Module « VISUALIZATION »

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

10. Module « SKETCH »

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

III.10.2 L'arbre du modèle

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

III.10.3 Méthodologie :




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

1. *Création du modèle* : Dessiner le profil 2D de la forme voulue, le développer en 3D et rajouter les détails qui peuvent être manquants.

2. *Affectation des propriétés aux objets* : Créer le matériau, créer les sections sur lesquelles appliquer les matériaux, et affecter les matériaux aux sections correspondantes.
3. *Assemblage du modèle* : Créer les instances et les positionner dans le repère général.
4. *Définition des pas d'analyse*.
5. *Création des interactions entre les instances* : Créer les surfaces, définir les types de contacts, et associer des surfaces avec des types de contact.
6. *Application des conditions aux limites et des chargements* : Définir les pas d'application et définir les types des conditions aux limites ou des chargements.
7. *Maillage du modèle* : Partitionner le modèle, choisir les techniques de maillage et choisir les types de maillage.

III.10.4 Discussion :

Abaqus est un logiciel simple d'utilisation offrant un large éventail de possibilités. En effet, dans la plupart des simulations, notamment les non linéaires, l'utilisateur fournit seulement les données sur la géométrie de la structure, son comportement matériel, les conditions aux limites, et les charges appliquées. Dans une analyse non linéaire, *Abaqus* choisit automatiquement les valeurs des charges appropriées et les tolérances de convergence, non seulement il permet de choisir les valeurs de ces paramètres, mais il les ajuste continuellement pendant l'analyse afin d'obtenir une meilleure solution efficacement. Rarement que l'utilisateur définit les paramètres de contrôle de la solution numérique au problème. Grâce à cet outil, la plupart des problèmes complexes peuvent être modélisés facilement. Par exemple, les problèmes avec des composantes multiples sont modélisés par l'association de géométries et la définition de chaque composant à l'aide de modèles appropriés. Toutefois, *Abaqus* s'adapte plus particulièrement aux problèmes qui n'ont pu aboutir à des solutions analytiques ou expérimentales par les méthodes classiques, comme les diverses applications actuellement très intéressantes dans le domaine de l'analyse biomécanique. Citons dans ce domaine l'utilisation relative aux travaux de cette thèse, il s'agit de l'analyse des contraintes mécaniques dans un système d'implant dentaire. Cette analyse peut être en effet réalisée de trois manières différentes :

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

III.11 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 systèmes artificiels dans ce domaine. Dans ce chapitre, nous avons vu des généralités sur la biomécanique, les domaines d'applications de la biomécanique, ainsi que le comportement mécanique de l'os humain et la structure mécanique du système de mastication.

D'après la littérature sur le remodelage il apparaît que l'os est une structure très complexe. Il est difficile d'évaluer ses propriétés mécaniques, d'autant que celles-ci ne sont valables que pour un type d'os, pour un individu à un instant donné. C'est pour ces raisons qu'un certain nombre d'auteurs ont introduit des corrélations entre des grandeurs facilement mesurables et les propriétés élastiques. Il faut superposer à cela le remodelage permanent de cet os qui modifie perpétuellement ses caractéristiques élastiques pour s'adapter, entre autres, au chargement qui lui est imposé.

Ainsi, 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 opérant ainsi que les rôles des différents muscles masticateurs tout en classifiant leurs mouvements, leurs types de forces générées et leurs effets conséquents dans l'ensemble.

Nous avons vu que plus le niveau osseux est réduit, plus les contraintes exercées sur les dents supports sont importantes.

D'autre part pour un niveau osseux normal l'augmentation de la longueur de la travée entraîne des contraintes osseuses et dentaires importantes.

Références bibliographiques:

- [01] Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen, Jack E. Lemons. Biomaterials Science : An Introduction to Materials in Medicine. Academic Press. 1996.
- [02] Amogh T, Mangesh G, Anna Pratima N. A Brief Review : Biomaterials and their Application. Int J Pharm Pharm Sci. 2010 ; Vol 2, Suppl 4 : 19-23.
- [03] John DE, Joseph DB. Introduction to Biomedical Engineering. 3rd Edition, Elsevier Inc. 2012.
- [04] Carl E. Misch. Dental Implant Prosthetics, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [05] MICHELLAND A. Analyse critique des données bibliographiques au sujet de la biomécanique des piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire. Thèse :dentaire : Nantes, 1998, 141p.
- [06] Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. J Prosthet Dent 2005;93:38–44..
- [07] Evans FG. Mechanical properties and histology of cortical bone from younger and older man. Anat Rec 1976,185:1-11.
- [08] Burstein AH, Reilly DT, Martens M. Aging of bone tissue: mechanical properties. J Bone Surg 1976,21:939-945.
- [09] Mosekilde M. Age-related changes in vertebral trabecular bone architecture – assessed by new method. Bone 1988,9:247-250.
- [10] Parfitt AM. Implications of architecture for the pathogenesis and prevention of vertebral fracture. Bone 1992,213:S41-S47.
- [11] Wolff J. Das Gesetz der Transmation der Knochen, Hirschwald 1892 Spinger, Berlin. (The law of bone remodelling. Translated by Maquet, P. and Furlong, R.1986).
- [12] Lipinski P, Berveiller M, Reubrez E, Morreale J. Transition theories of elastic-plastic deformation of metallic polycrystals. Arch Appl Mechanics 1995,65:291-311.
- [13] Reilly, D.T. and Burstein, A.H., The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. Journal of Biomechanics, 1975. 8: p. 393-405.
- [14] Van Buskirk, W.C., Cowin, S.C., and Ward, R.N., Ultrasonic measurements of orthotropic elastic constants of bovine femoral bone. Journal of Biomechanical Engineering, 1981. 103: p. 67-71.
- [15] Yoon, H.S. and Katz, J.L., Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II Measurements of elastic properties and microhardness. Journal of Biomechanics, 1976. 9: p. 459-464.
- [16] Goldstein, S.A., The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function. Journal of Biomechanics, 1987. 20: p. 1055-1061.
- [17] Hobatho, M.C., Rho, J.Y., and Ashman, R.B., Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone. "In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques". Part II. Eds. Van der Perre G., Lowet G., Borgwardt A., Leuven, 1992: p. 7-38.
- [18] Ashman, R.B., Rho, J.Y., and Turner, C.H., Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia. Journal of Biomechanics, 1989. 22: p. 895-900.

- [19] Gibson, L.J., The Mechanical Behavior of Cancellous Bone. *Journal of Biomechanics*, 1985. 18(5): p. 317-328.
- [20] Carter, D.E. and Hayes, W.C., The compressive behavior of bone as two-phase porous structure. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 1977. 59(7): p. 954-962.
- [21] Marcelli, C. and Sébert, J.L., *Architecture et résistance mécanique osseuses*, E. Masson, Editor. 1993. p. 27-28, 49-50, 97-98.
- [22] Ashman, R.B., Corin, J.D., and Turner, C.H., Elastic properties of cancellous bone: measurement by a technique. *Journal of Biomechanics*, 1987. 20(10): p. 979-986. [
- [23] Turner, C.H., Cowin, S.C., Rho, J.Y., Ashman, R.B., and Rice, J.C., The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone. *Journal of Biomechanics*, 1990. 23.: p. 549-561.
- [24] McElhaney J.H. (1966), Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*, 21(4): 1231-1236.
- [25] Johnson M. and Katz J.L. (1984), Some new developments in the rheology of bone. *Biorheology (supplement)*, 1: 169-174.
- [26] Wright T.M. and Hayes W.C. (1976), Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density. *Medical and biological Engineering*: 671-679.
- [27] Yang, J. (1998), HUMOS Bibliographic study – Biomaterials, version B: 10-28.
- [28] Williams J.L., Do P.D., Eick J.D. and Schmidt T.L. (2001), Tensile properties of the physis vary with anatomic location, thickness, strain rate and age. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(6): 1043-1048.
- [29] Pithioux M. (2000), *Lois de comportement et modèles de rupture des os longs*. Thèse en Mécanique des solides et présentée à l'université d'Aix Marseille II.
- [30] Jacobs C. Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.
- [31] Doblaré M, Garcia JM. Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage repair theory. *J Biomech* 2001,35, 1-17.
- [32] Jacobs C, Simo J, Beaupré G, Carter D. Adaptive bone remodelling incorporating simultaneous density and anisotropy considerations. *J Biomech* 1997, 30, 603-613
- [33] Miller Z, Moshe B, Fuchs MA. Trabecular bone adaptation with an orthotropic material model. *J Biomech* 2001, 35:247-256.
- [34] Turner C, Vital A, Pidaparti R. A uniform strain criterion for trabecular bone adaptation: do continuum-level strain gradient drive adaptation? *J Biomech* 1997,30(6):555-563.
- [35] Feldkamp LA, Goldstein SA, Parfitt AM, Jesion G, Kleerekoper M. The Direct Examination of Three-Dimensional Bone Architecture in Vitro by Computed Tomography. *J Bone Min Res*. 1989 ; 4 (1) : 3-11.
- [36] Rho JY, Hobatho MC, Ashman RB. Relations of Mechanical Properties to Density and CT Numbers in Human Bone. *Med Eng Phys*. 1995 ; 17 (5) : 347-355.
- [37] Genat HK, Engelke K, Fuerst T, Gluer C, Grampp S, Harris ST, Jergas M, Lang T, Lu Y, Majumdar S, Mathur A, Takada M. Review Non Invasive Assessment of Bone Mineral and Structure : state of the art. *J Bone Min Res*. 1996 ; 11 (6) : 707-730.
- [38] Laib A, Hildebrand T, Ruegsegger P. In Vivo Assessment of Trabecular Bone Structure

- with 3D Computed Tomography and Local Reconstruction. *Bone*. 1996 ; 19 (3) : 147.
- [39] Ulrich D, Van Rietbergen B, Laib A, Ruegsegger P. Load Transfert Analysis of the Distal Radius From in-Vivo High-Resolution CT-Imaging. *J Biomech*. 1999 ; 32 (8) : 821-828.34
- [40] Li Z, Jingsong Y, Xuefeng H, Jiaoming L. Three Dimensional Finite Element Analysis of a Novel Osteointegrated Dental Implant Designed to Reduce Stress Peak of Cortical Bone. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2014 ; Vol. 16, No. 3, p. 21-28.
- [41] Carl E. Misch. *Dental Implant Prosthetics*, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [42] Renzo G, Luciano G, Roberto C, Roberto R. Cementum Formation Around a Titanium Implant : A Case Report. *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2002 ; No. 5, Vol. 17, p. 729-732.
- [43] Ming-Lun H, Chih-Ling C. Application of Finite Element Analysis in Dentistry. In *FiniteElement Analysis*. Edited by David Moratal, Sciyo. 2010 ; p. 43-60.
- [44] Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue Integrated Prostheses : osseointegration in clinical dentistry*. Quintessence, Chicago. 1985.
- [45] Misch CE, Qu Z, Bidez MW. Mechanical Properties of Trabecular Bone in the Human Mandible : implications of dental implant treatment planning and surgical placement, *J Oral Maxillofac Surg*. 1999 ; 57 : 700–706.
- [46] Hylander WL, Johnson KR. Relation Between Masseter EMG and Force During Mastication in Macaques. *J Dent Res*. 1986 ; 65 : 754-762.
- [47]<https://www.orthodontisteenligne.com/appareils/articulations-atm>
- [48]<http://www.orthodiet.org/fr/dysfonctionnement-temporo-mandibulaires>.
- [49] Alvarez-Arenal A., Brizuela-Velasco A., DeLlanos-Lanchares H., Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture?
- [50] Dimensional-model finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):508-14.
- [51] Kamina P. *Anatomie clinique : Tête, cou, dos*. Tome 2. Maloine, Paris. 2007.
- [52] Lotfi H. Modélisation mécanique de la fracture et de la fragmentation d'aliments céréaliers modèle sous des conditions aux limites de la mastication. Thèse de doctorat, Université de Nantes. 2010.
- [53] Justin MG, Anthony S. Dynamic Evaluation of Forces During Mastication. Thèse, Worcester Polytechnic Institute.http://www.wikiwand.com/fr/Muscle_digastrique.
- [54] Lotfi H. Modélisation mécanique de la fracture et de la fragmentation d'aliments céréaliers modèle sous des conditions aux limites de la mastication. Thèse de doctorat, Université de Nantes. 2010.
- [55]. Ernst-Jürgen R. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995,10,99-108.
- [56]. Merisecke-Stem R. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 1995; 10:345-54.
- [57] Rues S, Schindler HJ, Lenz J, Schweizerhof K. Calculation of Muscle and Joint Forces in the Masticatory System. Research Group Biomechanics, University of Karlsruhe 76128. Karlsruhe, Germany. 2006.
- [58] Carl E. Misch. *Dental Implant Prosthetics*, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [59] Assif, D. Analysis of load transfer and stress distribution by an implantsupported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 285-291.

- [60] Gurcan E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent* 2004 ;91:144-50.
- [61] Soumeire J. Transmission des chocs occlusaux à l'interface os-implant en fonction du matériau de reconstitution occlusale. In: *Actualités en biomatériaux*. volume IV Romillat,1998. 517-526.
- [62] Naert I. A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partially edentulism. *J. Prosthet Dent* 1992 ;67 :236-245 .
- [63] Behr M. Complication rate with prosthodontic reconstruction on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9:51-58.
- [64] Assif, D. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996;75: 285-291.
- [65] Watzak G. Histologie and histomorphometric analysis of three types of dental implants following 18 months of occlusal loading: a preliminary study in baboons. *Clin Oral Implants Res* 2005;16: 408-416.
- [66] <https://www.orthodontisteenligne.com/sensibilite-mobilite-dents-pendant-lorthodontie->
- [67] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge). Prélât, Paris. 1975 ; p. 917.
- [68] WISKOTT A. et BELSER U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent*.1995; 73:169-183.
- [69] Mélanie Gauthier, Jia Lin Liu, Nishio C. Interactions médicamenteuses et remodelage osseux en orthodontie. *JOURNAL DE L'ORDRE DES DENTISTES DU QUÉBEC*. 2016(Avril).
- [70] UNGER F., LEMAITRE P. et HOORNAERT. Prothèse fixée et parodontie Paris : édition CdP, 1997, -151p.
- [71] VIGNON M., OGOLNIK R., TAIEB F. Prothèse fixée principes et pratique Paris : édition Masson, 1993 –246 p.
- [72] ALLARD Y., MALQUARTI G., MARTIN J.-P et BOIS D. Différents types de bridges. Editions techniques.- *Encycl. Med. Chir. (Paris- France), Stomatologie- Odontologie*, 23-270-A-20, 1993, 5p.
- [73] GERLACH A., OLLIER B., MOREL F. et BOIS D. Réalisation pratique d'une prothèse fixée.- *Encycl Med Chir : Paris, odontologie*, 1993, 15.
- [74] BOUNIOL C. Classification des solutions cliniques au problème de l'insertion et de la rétention des prothèses plurales conjointes. – Thèse Dentaire : Paris : 1976.-43 p.-
- [75] KALIFA P. et KALIFA.F. L'orthodontie préprothétique à la portée du généraliste ouvert à l'O.D.F. *Rev.Odonto-stomato*. Tome 27 N2. 1998 – p123-131.
- [76] MALQUARTI G., ALLARDY. , MARTIN J.-P. et BOIS D. Principes généraux des bridges. Editions techniques- *Encycl. Med. Chir. (Paris France), Stomatologie et odontologie*, 23270 A, 1992 11p.
- [77] SHILLINBURG H., HOBBS S. et WHITSETT L. Bases fondamentales de prothèse fixée. Paris :édition CdP, 1978 – p. 1-118.
- [78] BRUNNEL A. et LAKERMANCE J Possibilités offertes par la convergence ou la divergence des ancrages en prothèse conjointe. *Revue de stomato*.62(3) : 105-114,1961.

- [79] TYLMAN SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, 1975 – 917p.
- [80] VIGNON M., OGOLNIK R., TAIEB F. Prothèse fixée principes et pratique Paris : édition Masson, 1993 –246 p.
- [81] MICHELLAND A. Analyse critique des données bibliographiques au sujet de la biomécanique des piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire.Thèse :dentaire : Nantes, 1998, 141p.
- [82] ROUCOULES Principes généraux de prothèses dentaires à éléments inamovibles. Paris : édition Malone, 1968. - p. 55-57.
- [83] BOREL J.C, MORENAS M. et GOURDON AM. Principes généraux des bridges Encycl. Med. Chir. (Paris-France), Stomatologie et Odontologie, 23270 A 10, 1984,
- [84] AUBRY B., BABEL L., DURAND M. Conception mécanique des infrastructures de bridge. Art et techn. Dent. , 1991,2,147-153.
- [85] UNGER F., LEMAITRE P. et HOORNAERT. Prothèse fixée et parodonte Paris : édition CdP, 1997, -151p.
- [86] AUGEREAU D., PIERRISNARD L. Comportement mécanique des dents support de bridge et de l'os environnement: Analyse par la méthode des éléments finis. Actual odonto stomatol, 1996. 196 p 627-638.
- [87] MALQUARTI G., ALLARDY. , MARTIN J.-P. et BOIS D. Principes généraux des bridges. Editions techniques- Encycl. Med. Chir. (Paris France), Stomatologie et odontologie, 23270 A, 1992 11p.
- [88] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [89] Van Staden RC,Guan H, LooYC.Application of the Finite Element Method in DentalImplant Research. Comput Methods Biomech Biomed Engin.2006 Aug ;9 (4):257–270.
- [90] Mellal A, Wiskott HW, Botsis J, Scherrer SS, Belser UC. Stimulating Effect of ImplantLoading on Surrounding Bone : Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res. 2004 ; 15 : 239–248
- [91] Kong L, Hu K, Li D, Song Y, Yang J, Wu Z, et al. Evaluation of the Cylinder Implant Thread Height and Width : a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2008 ; 23 : 65–74.

CHAPITRE



Résultats et Discussions

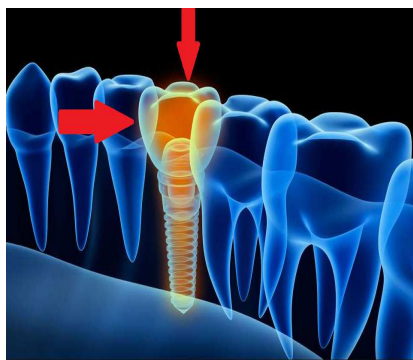
1 ère Partie : Effets de la direction des charges occlusales sur le comportement biomécanique des bridges dentaires.

2 ème Partie : Effet du nombre d'implants de soutien sur la stabilité d'un bridge dentaire.

3 ème Partie : Effet de l'inclinaison d'implants

Effets de la direction des charges occlusales sur le comportement biomécanique des bridges dentaires

- *Introduction*
- *Modèle géométrique*
- *Application aux modèles numériques*
- *Modèles de matériaux*
- *Modèle d'éléments finis*
- *Résultats*
- *Discussion*
- *Conclusion*



1^{ère} Partie Effet de la direction Des charges occlusales sur le Comportement Biomécanique Des bridges Dentaires

IV.1. Introduction :

La prédiction du comportement biomécanique du système implantaire est une problématique majeure de la biomécanique dentaire [01]. Une meilleure compréhension des mécanismes de déplacement d'un bridge fixe implanto-porté sous différentes charges et de la répartition des contraintes dans ce système est d'importance fondamentale dans l'avancement des technologies dans les domaines de la restauration dentaire [02].

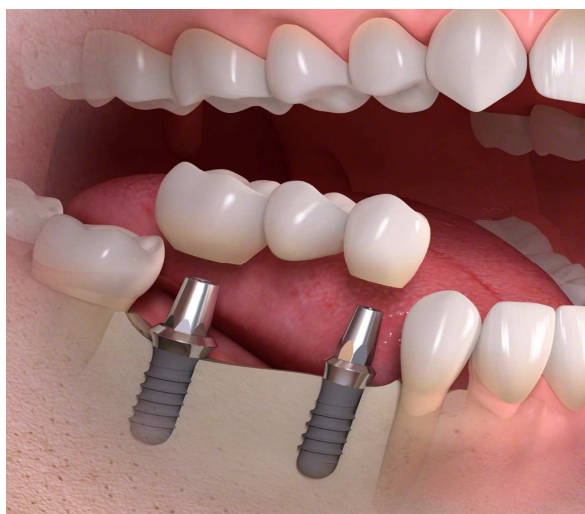


Figure IV.1 : Bridge fixe implanto-porté (3 dents/2 implants) [03]

Comme toutes les thérapeutiques, les traitements par les bridges fixes implanto-portés présentent des risques de complications et échecs. Le but final de l'implantologie est une reconstruction prothétique rétablissant la fonction, l'esthétique, et la phonation. L'absence ou la perturbation d'une de ces dernières, constitue un échec. Il est important de distinguer les différents types d'échecs :

1. Echecs implantaires : ils vont mettre en péril la viabilité de l'implant.
2. Echecs prothétiques : mettent en péril la reconstitution prothétique. Ils peuvent entraîner une perte de l'ostéo-intégration de l'implant.
3. Echecs thérapeutiques : ce sont les échecs de conception du projet chirurgical et prothétique. Ces échecs peuvent être regroupés en cinq catégories :
 - Biologiques.
 - Esthétiques.
 - Mécaniques
 - Infectieux

La fiabilité des bridges fixes implanto-portés constitue actuellement un acquis scientifique. Les importantes études longitudinales à moyen et à long terme en témoignent [04]. Néanmoins, malgré leur excellent pronostic à long terme, de nombreux problèmes chirurgicaux et prothétiques ont été également rapportés [05]. D'un point de vue mécanique, les surcharges occlusales et les infrastructures prothétiques peuvent être à l'origine de complication prothétique allant jusqu'à l'échec de l'implant. Les complications mécaniques les plus fréquentes sont :

- Le dévissage des différents composants prothétiques.
- La fracture de vis prothétique.
- La fracture des pièces intermédiaires.

Ainsi, la façon dont les implants porteurs du bridge fixe implanto-porté vont interagir avec l'os environnant a fait l'objet de nombreuses recherches. L'étude du comportement biomécanique des implants en situation osseuse repose à la fois sur la connaissance des propriétés mécaniques ainsi que sur l'évaluation de la transmission des contraintes à l'interface os-implant à travers des modèles théoriques [4-6].

Afin de prévenir ces complications, il faut réaliser un « design » prothétique adapté au cas clinique. Ainsi, la surcharge occlusale peut se manifester par une souffrance osseuse péri-implantaire, sous la forme d'une cratérisation en forme de V étroite ou par une perte de l'ostéo-intégration, plus rarement par une fracture implantaire.

Dans ce contexte, nous proposons dans ce chapitre de caractériser les propriétés mécaniques du bridge fixe implanto-porté et de l'os alvéolaire entourant la partie structurale d'implants porteurs. Ces implants affectent considérablement la distribution des contraintes biomécaniques dans les tissus implantés sous l'effet des charges masticatoires.

Avant de traiter en détail dans les prochains chapitres l'effet de la nature de la fixation d'implants de soutien sur la stabilité mécanique des bridges fixes implanto-portés dans l'os alvéolaire, nous proposons de réaliser une étude préliminaire sur le comportement biomécanique d'un bridge fixe implanto-porté afin de voir de plus près la répartition des contraintes dans l'os ainsi que dans les composantes du bridge fixe implanto-porté tout en expliquant les effets de la direction des charges masticatoires appliquées sur le cadre prothétique supérieur. Afin de réaliser cette tâche nous utilisons une analyse basée sur la méthode MEF.

Dans cette section, et afin d'étudier le comportement du bridge fixe implanto-porté avec sa structure d'appui, nous proposons de pousser l'analyse sur la zone molaire inférieure et sa structure à savoir les composantes du bridge fixe implanto-porté et l'os alvéolaire environnant qui vont être développés.

IV.2 Modèle géométrique :

L'analyse des problèmes en biomécanique comporte plusieurs étapes. La première consiste à étudier la forme en vue de définir la configuration géométrique de l'objet, ce qui permet la reconstitution du cadre, des implants et de l'os en utilisant des programmes de CAO. Le résultat est un modèle géométrique 3D reprenant ces trois composantes qui ensuite va être préparé pour une utilisation dans des analyses par éléments finis permettant l'étude de la répartition des contraintes dans le système.

Un modèle tridimensionnel (3D) d'éléments finis d'une section mandibulaire de l'os avec des implants lisses pour recevoir un cadre prothétique par rapport à la région antérieure de la mandibule a été construit à l'aide du logiciel de conception assistée par ordinateur SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) et exportés vers la version logicielle ABAQUS 16.10.1 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour le pré-traitement et le post-traitement. L'os mandibulaire était représenté par un bloc cuboïdal

simplifié. Le bloc osseux avait une hauteur de 25 mm, une longueur de 50 mm dans la direction mésio-distale et une largeur de 12 mm dans la direction bucco-linguale.

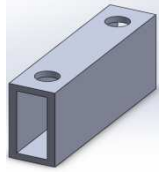
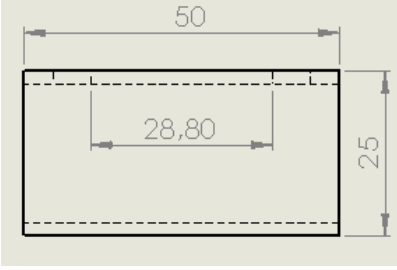
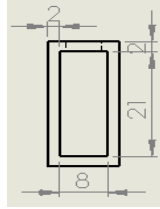
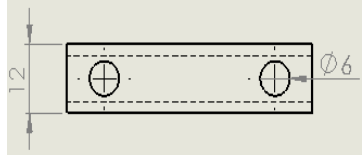
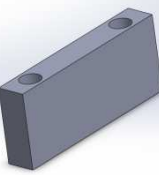
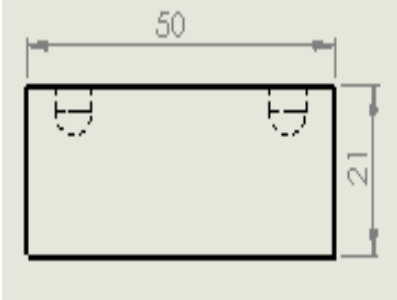
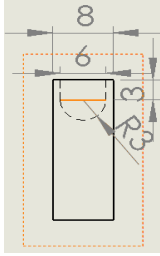
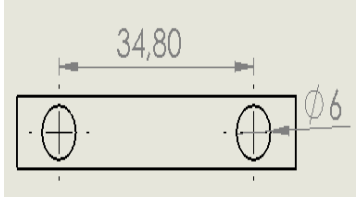
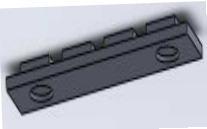
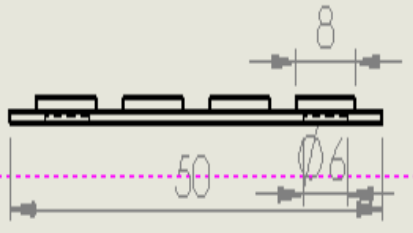
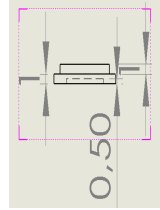
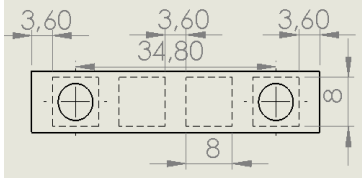
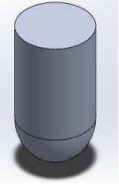
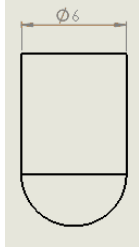
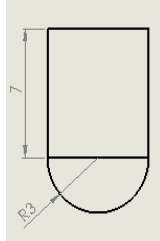
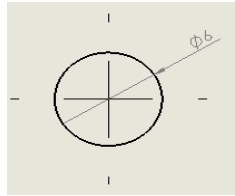
Modèles 3D	Vue de face	Vue de droite	Vue de dessus
 <p>OS Cortical</p>			
 <p>OS Spongieux</p>			
 <p>Cadre de Bridge</p>			
 <p>Implant</p>			

Figure IV.2 : Dimensions des modèles 3D analysés dans cette étude.

L'os mandibulaire était constitué d'un noyau spongieux, entouré d'une gaine d'os cortical de 2 mm d'épaisseur. Deux implants lisses en alliage de titane de 6 mm de diamètre et de 10 mm de long étaient pratiquement encastrés dans l'os mandibulaire. Un cadre prothétique en alliage chrome / cobalt de 1 mm de haut et de 50 mm de long était pratiquement fixé aux implants

(figure. IV.2). Les couronnes n'ont pas été incluses dans cette étude car le chargement occlusal a été mis sur la répartition de contrainte dans les implants et les tissus osseux, où l'échec se produit généralement.

Les modèles complets (figure. IV.3) qui consistent en (a) un cadre de bridge, (b) des implants porteurs, (c) de l'os cortical et (d) de l'os spongieux, ont été assemblés à l'aide de SolidWorks puis exportés vers le programme ABAQUS.

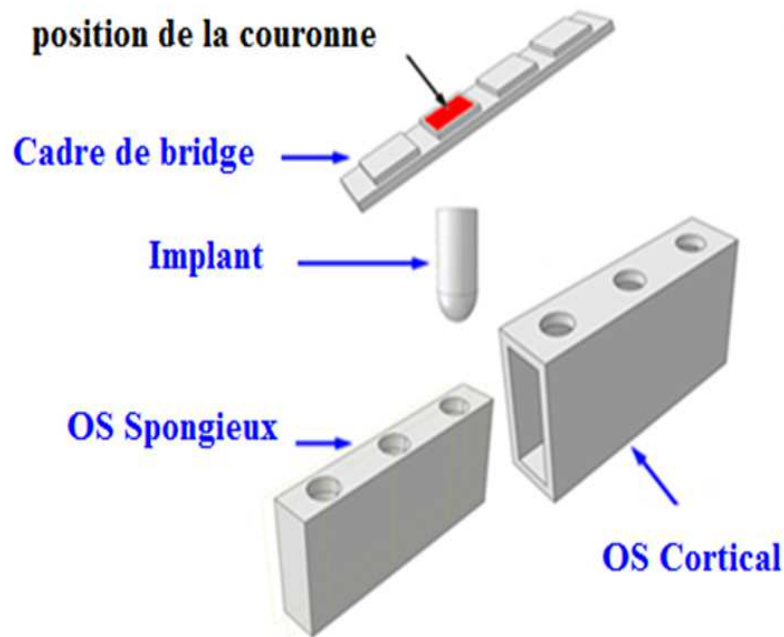


Figure IV. 3 : Modèle géométrique 3D du bridge dentaire: (a) cadre du bridge, (b) implant, (c) os cortical, (d) os spongieux

IV.3 Application aux modèles numériques :

Dans des conditions de chargement statique, le modèle du bridge dentaire construit est utilisé dans une analyse permettant d'étudier l'effet de la direction du chargement occlusal et la répartition des contraintes dans ce système de bridge ainsi que dans ses structures d'appui. Le modèle en 3D est construit aussi pour étudier les dimensions du système cadre-implants-os. Ce modèle est préparé pour une analyse par éléments finis, ce système est utilisé comme un moyen d'analyse des contraintes.

IV.3.1 Définition du problème :

Tous les problèmes statiques en mécanique des solides peuvent généralement être définis par les trois points principaux suivants : [07]

- La géométrie des composantes
- Le comportement mécanique de ces composantes
- Les conditions aux limites.

IV.3.2 Conditions aux limites :

Afin de définir les conditions aux limites, une restriction sur les mouvements de translation et de rotation de l'os mandibulaire a été appliquée dont le plan inférieur est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls. Trois types de charges dans les directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale ont été appliquées séparément de la manière suivante :

- La surface supérieure du cadre est soumise à une charge de 3 MPa dans les directions disto-mésiale, linguo-buccale, ou de 10 MPa dans la direction corono-apicale. [08]
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges zéro).

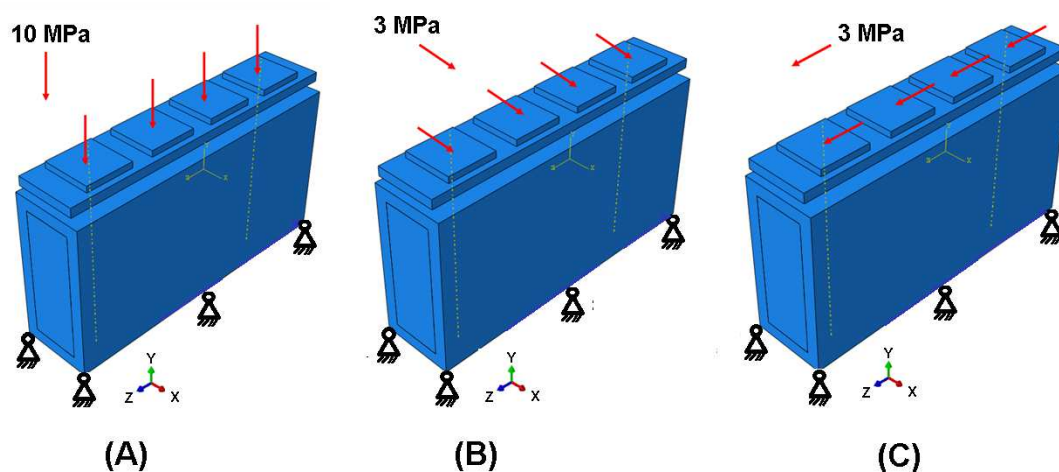


Figure IV. 4 : Conditions aux limites et types de chargement
 A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale

La qualité de la modélisation des diverses interactions possibles dans notre modèle a une influence importante sur la précision et la qualité des résultats [09]. Pour cela, d'importants efforts de modélisation ont porté sur les conditions aux limites et la gestion des contacts entre les différents composants (os, implants, cadre).

IV.3.3 États de l'interface :

Les interfaces entre les différentes composantes du système parodontal, à savoir, les implants porteurs, le cadre et l'os alvéolaire sont traitées comme des interfaces parfaitement collées. [19] [10]

IV.4 Modèles de matériaux :

Il a été montré dans [19] que le matériau de l'os n'est ni homogène ni isotrope et devrait être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe. Comme mentionné dans le chapitre 3 précédent, il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux. Toutefois, Des chercheurs [11] supposaient les propriétés isotropes, élastique linéaire et homogène pour ce matériau vivant.

A la lumière de cela, les matériaux de l'os et le bridge fixe implanto-porté ont été considérés comme isotropes et élastiques linéaires. Les propriétés des matériaux des systèmes d'implants et l'os mandibulaire de la présente étude figurent dans le tableau 1.

Composant	Matériau	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson (ν)
Cadre de Bridge Implant	Chrome/Cobalt	218	0.33
	Titane	110	0.35
Os	Os cortical	13.7	0.3
	OS spongieux	1.5	0.3

Tableau IV. 1 : Résumé des composants et leur comportement mécanique

IV.5. Modèle d'éléments finis :

Comme le montre la (figure IV.5), les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds. Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales et déformations sous un chargement occlusal, on a jugé fondamental de raffiner le maillage au niveau de cette interface (figure IV.5) afin d'aboutir à une précision optimale. Le maillage des composants est vérifié pour une utilisation dans une analyse des contraintes et déformations conséquentes par éléments finis.

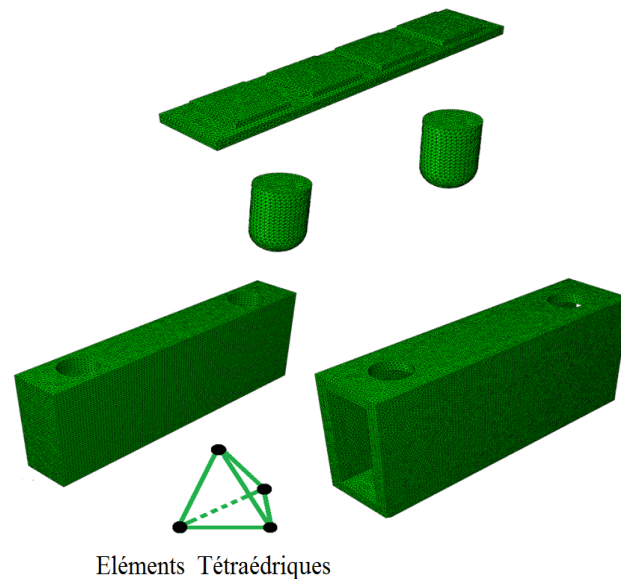


Figure IV.05 : Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques

Les caractéristiques de maillage pour chaque composant sont présentées dans le tableau 2.

Composant	Taille d'élément (mm)	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds	Type d'éléments
Cadre de bridge implant	0.5	60693	13018	Tétraédriques linéaires de type C3D4
Os corticale		367377	75039	
OS spongieux		299449	56529	

Tableau IV .02 : Taille et nombre des éléments utilisés pour l'os et les composantes du bridge fixe implanto-porté

Plusieurs cas sont examinés afin d'aboutir à des observations et résultats explicatifs sur la phénoménologie de ce qui se passe lorsque la prothèse fixée implanto-portée est soumise à différents types de charges définies à cet effet.

IV.6. Résultats :

Dans cette étude numérique tridimensionnelle (3D) par éléments finis, les distributions de la contrainte équivalente de Von Mises dans la partie osseuse entourant l'implant ont été analysées. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles et, par conséquent, elle constitue un très bon représentant de l'état précis de l'ensemble des contraintes biomécaniques dans les tissus vivants. [12] La valeur de la contrainte de Von Mises équivalente est définie en termes de l'état de contrainte principale par la formule suivante:

$$\sigma_e = \frac{1}{2} \left[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 \right]^{1/2} \quad (1)$$

Où σ_1, σ_2 , et σ_3 sont les contraintes principales

Dans la première étape de cette analyse, les distributions de l'état global des contraintes équivalentes pour chacun des composants du modèle ont été étudiées en considérant des charges axiales et horizontales dans les directions corono-apicale, linguo-buccale et disto-mésiale. Une analyse qualitative et quantitative a été effectuée, basée sur une échelle de couleur visuelle progressive, allant du bleu foncé au rouge, comme la montre les figures (6.7.8.11).

IV.6.1. Contraintes dans le cadre prothétique :

La (figure IV.6) représente la distribution des contraintes de von Mises au sein de la prothèse fixée implanto-portée. Pour les deux chargements corono-apical et bucco-lingual, le maximum de ces contraintes est fortement concentré dans la surface supérieure du cadre. Ceci n'est pas le cas pour le chargement disto-mésial, où le maximum des contraintes est concentré dans les surfaces de connexion de cette composante avec les implants de soutien. Toutefois, nous constatons que le maximum de ces contraintes a été généré aux côtés buccal et lingual pour les deux chargements corono-apical et linguo-buccal, et aux côtés mesial et distal pour un chargement disto-mésial. Nous constatons également que le type du chargement corono-apical engendre des contraintes biomécaniques intenses dans le cadre prothétique par rapport aux effets des autres chargements qui ont été analysés (linguo-buccal et disto-mésial).

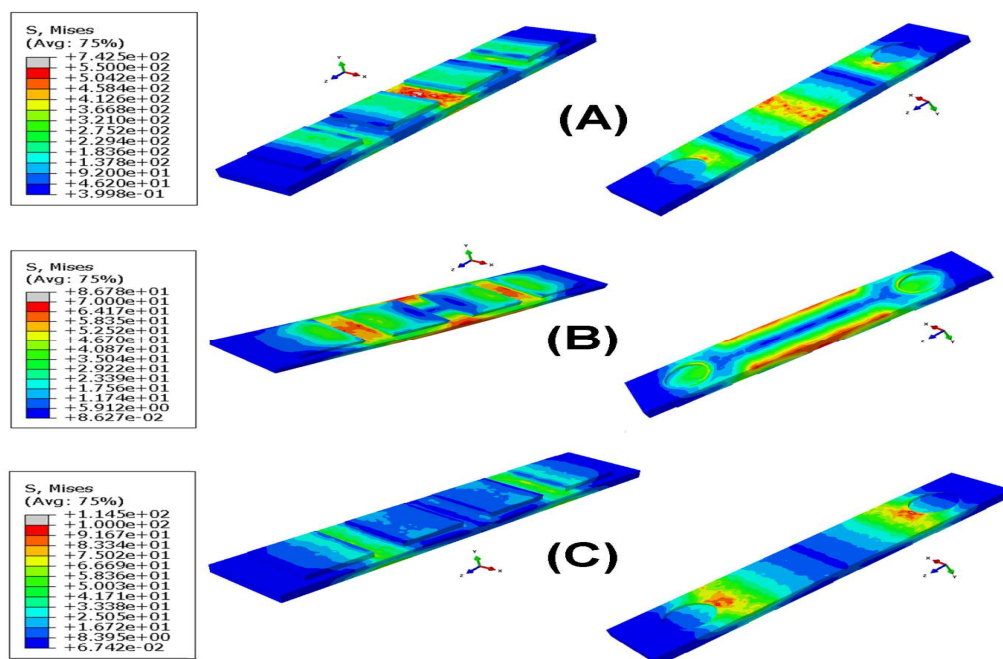


Figure IV.06: Distribution des contraintes dans cadre prothétique
A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.

IV.6.2. Contraintes dans les implants porteurs :

La (figure IV.7) représente la distribution des contraintes de Von Mises au sein des implants porteurs. Un maximum de contraintes de Von Mises sont concentrées dans l'implant à la région du cou, sur un côté de la marge cervicale de l'implant porteur en contact avec la couche corticale de l'os à la partie supérieure de la fixation de l'implant dans le système prothétique. Toutefois, nous constatons que le maximum de ces contraintes a été généré dans les deux cotés mésial et distal pour les trois types du chargement corono-apical, linguo-buccal, et disto-mésial. De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de ces zones. Constatons également que le type du chargement corono-apical conduit à des contraintes biomécaniques intenses dans les implants porteurs par rapport aux effets des autres chargements qui ont été analysés (linguo-buccal et disto-mésial).

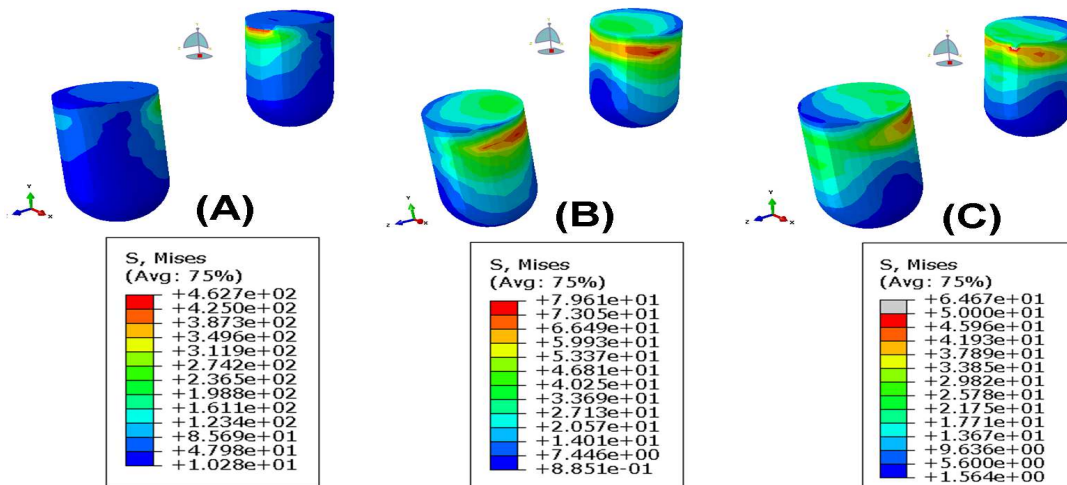


Figure IV. 7 : Distribution des contraintes dans les implants porteurs
A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.

IV.6.3 Contraintes dans l'os alvéolaire :

La partie osseuse implantée a également présenté une concentration de contraintes dans la région cervicale, coïncidant avec cette même région d'implant porteur. Toutefois, et comme le montre (la figure 8), les contraintes sont maximales à la marge du col dans la couche corticale où l'implant est en contact avec l'os alvéolaire. Elles sont situées aux côtés mésial et distal pour les trois cas du chargement corono-apical, linguo-buccal, et disto-mésial. Constatons également que le type du chargement corono-apical conduit à des contraintes biomécaniques intenses dans l'os cortical par rapport aux effets des autres chargements qui ont été analysés (linguo-buccal et disto-mésial)

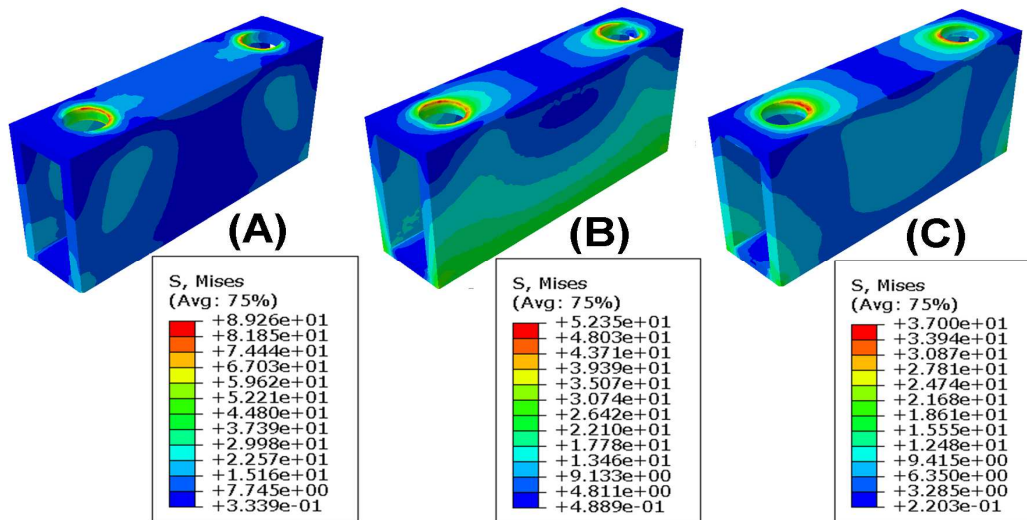


Figure IV. 8 : Distribution des contraintes dans l’os cortical
 A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.

Les résultats obtenus montrent clairement que la zone osseuse corticale inter-implantaire est fortement sollicitée par l’effet des interactions biomécaniques entre l’os et les implants porteurs lorsque la prothèse est soumise à une charge occlusale. Pour illustrer l’effet de la nature du chargement appliqué sur le niveau et la répartition des contraintes dans la couche cervicale de l’os cortical ainsi que dans la zone inter-implantaire, les deux figures 9 et 10 confirment notre constatation et montrent les différents niveaux de contraintes pour chaque type de chargement. Nous remarquons que le chargement corono-apical présente la concentration de contraintes la plus élevée.

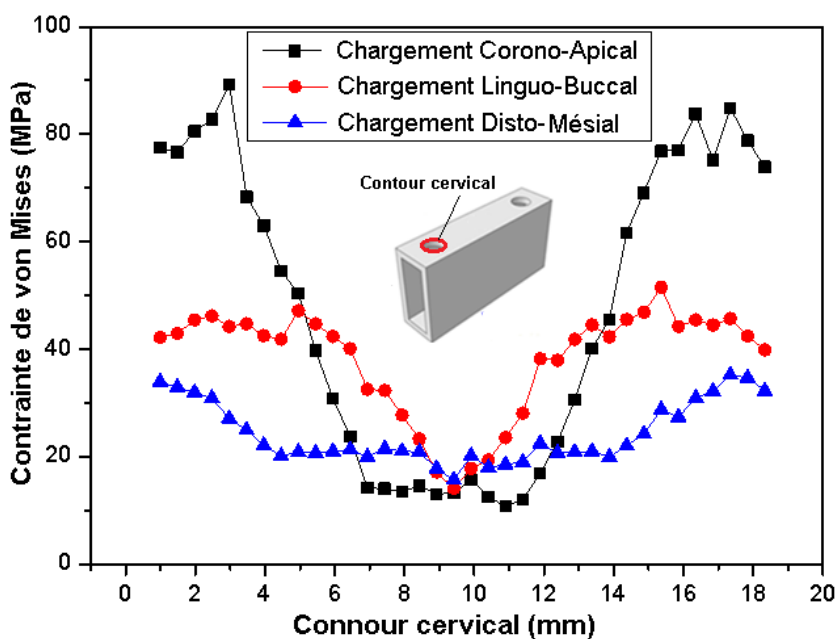


Figure IV. 9 : Distribution cervicale des contraintes dans l’os cortical

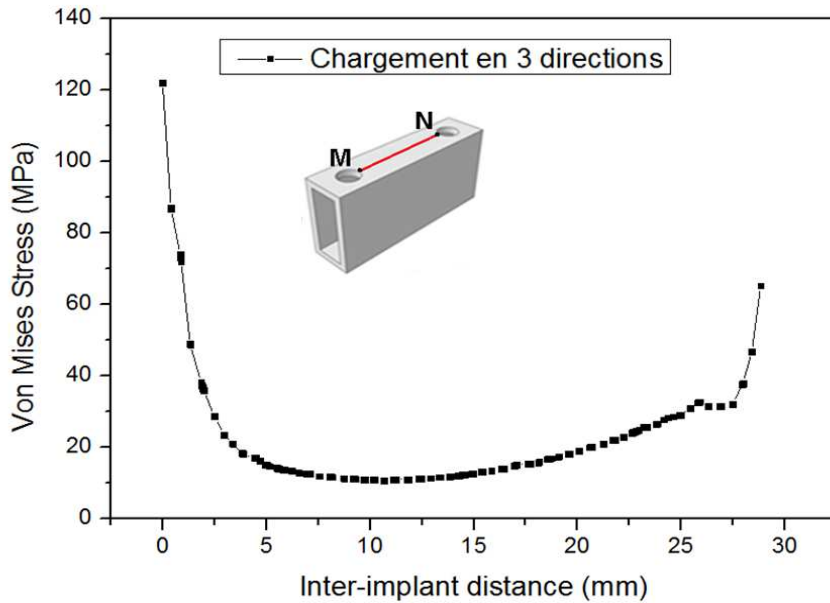


Figure IV.10 : Distribution interimplantaire des contraintes dans l'os cortical

La partie apicale de l'os alvéolaire en contact avec les apex des implants porteurs, se situant à la zone spongieuse a également connu un niveau de contraintes, mais de faibles valeurs par rapport à la partie corticale. De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de cette zone (Figure IV.11).

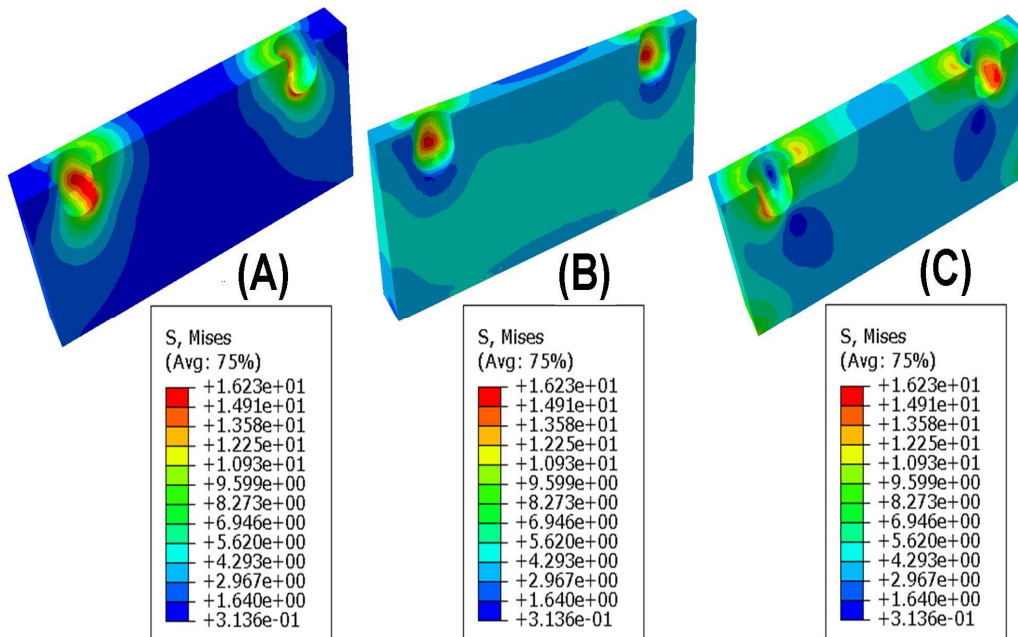


Figure IV.11 : Distribution des contraintes dans l'os cortical
A, charge corono-apicale. B, charge linguo-buccale. C, charge disto-mésiale.

IV.7 Discussion :

La pérennité de la prothèse fixée implanto-portée, repose sur le maintien à long terme de son ostéo-intégration. Ce processus alliant une stabilité mécanique primaire et une stabilité secondaire par intégration biologique garantit le maintien de l'ostéointégration implantaire par la mise en place d'un complexe os/implant doté d'une grande stabilité sous l'action de charges fonctionnelles.

Depuis les années 1960, le Titane et les alliages Chrome/Cobalt font figure de matériaux de référence en implantologie orale avec des taux de succès fiables et durables [13]. Cependant les implants, soumis à des contraintes fonctionnelles excessives, sont parfois victimes d'une résorption osseuse marginale au niveau de leur interface favorisant une péri-implantite et/ou aboutissant à la perte de l'ostéo-intégration partielle puis totale conduisant à la perte de l'implant.

L'analyse de ces échecs a mis en lumière des différences majeures en termes de structure et de comportement biomécanique du tissu osseux d'une part, et des biomatériaux implantaires d'autre part. Cette divergence peut être responsable d'une répartition néfaste des contraintes à l'interface os-implant [14].

L'intérêt croissant dans les types implantaires vient d'une part, en réponse aux limites biologiques des matériaux métalliques (corrosion, électro-galvanisme, hypersensibilité, potentiel allergène) et d'autre part, dans la nécessité de mise au point de biomatériaux implantables pour l'orthopédie dont les propriétés mécaniques se rapprochaient de celles du tissu osseux tout en offrant des propriétés de biocompatibilité et/ou d'ostéo-intégration permettant une utilisation en site osseux [15].

Une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes biomécaniques équivalentes de Von Mises dans un système de restauration dentaire constitué du bridge fixe implanto-porté, et de l'os alvéolaire sous l'effet de sollicitations mécaniques a été effectuée et les résultats ont été résumés dans la figure (6-11) ci-dessous.

Un chargement appliqué sur la surface supérieure de la partie occlusale du bridge fixe implanto-porté entraîne une forte concentration de contraintes dans la partie supérieure proximale de la zone de fixation des implants porteurs en contact avec l'os cortical. Cette zone est intensivement sollicitée du fait que ses propriétés mécaniques sont les plus élevées par rapport à celles de la zone spongieuse [16]. De plus, c'est la zone subissant le maximum des forces masticatoires. Ceci justifie le fait que les pertes osseuses dans cette zone sont liées

à cette concentration de contraintes [17]. Cela donne à penser qu'une grande importance doit être accordée au contact de l'implant avec la couche corticale de l'os.

Dans certaines grandes études en radiologie, les implants chargés présentaient des pertes osseuses typiques autour du col de l'implant [18]. Ceci concorde bien avec les résultats de notre étude basée sur la méthode des éléments finis, dans lesquels il a été confirmé que les plus hauts niveaux de contraintes se sont produits essentiellement dans cette zone. (figure. IV 11)

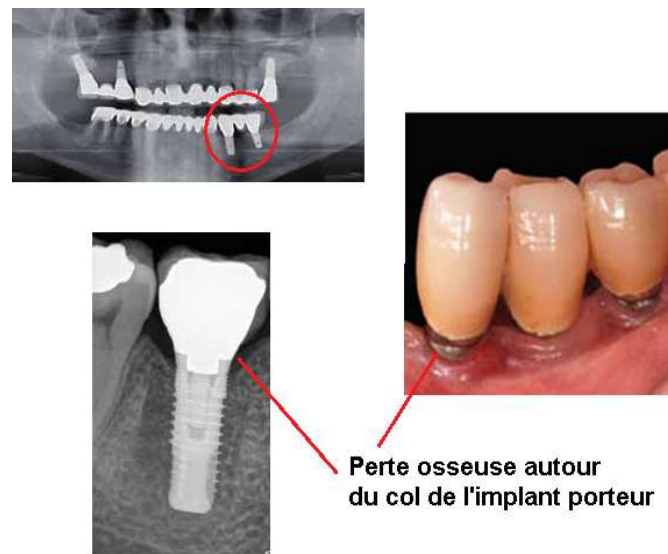


Figure IV.11 : Vue radiographique de perte osseuse autour du col de l'implant porteur

D'autre part, les pics des contraintes observés dans la partie corticale n'éliminent pas l'existence de contraintes osseuses relativement faibles à la zone apicale en contact avec les apex d'implants porteurs, justifiées par les charges de compression exercées sur le bridge fixe implanto-porté. [19]

Cependant, le cadre du bridge représente le niveau de contraintes le plus élevé par rapport aux autres composantes du système parodontal. Ceci est également dû aux propriétés mécaniques très élevées de la dent mais surtout au fait que cette composante est la plus directement exposée aux différentes charges. A souligner l'importance de l'effet de la géométrie complexe et non uniforme de la prothèse fixée implanto-portée ainsi que la nature du chargement sur la répartition des contraintes qui en dépend fortement. [20-21]

En effet, nous avons constaté pour un chargement corono-apical, une concentration de contraintes la plus élevée par rapport aux autres chargements, dans les régions cervicales de

l'os cortical, et d'implants porteurs. Cette constatation n'est en effet pas enregistrée pour la partie spongieuse de l'os. Cette dernière étant plus sensible aux charges de compression. A notre plus grande connaissance basée sur l'étude que nous avons réalisée, ceci peut être à priori justifié par les conditions aux limites appliquées sur le système. Mentionnons également que l'analyse effectuée prenait en considération une prothèse de deux implants supportant un bridge fixe de quatre 4 dents artificielles sur l'arcade dentaire, ce qui a généré les plus fortes contraintes de flexion dans le cadre prothétique ainsi que dans les implants porteurs. [22-23]. Ceci justifie l'importance du renforcement de la prothèse par d'autres implants porteurs afin de minimiser ce type de contraintes.

Dans cette analyse, la condition idéale de 100% d'ostéo-intégration entre les implants porteurs et l'os est prise en compte. D'autre part, les analyses de contraintes sont réalisées en supposant des charges statiques concentrées et les tissus vivants sont modélisés comme étant des matériaux élastiques isotropes linéaires, en distinguant deux matériaux homogènes pour décrire les régions spongieuse et corticale. Ces hypothèses ne constituent pas des conditions cliniques réelles en raison des défauts possibles de l'ostéo-intégration entre l'os et l'implant, des dépendances au temps, des charges fonctionnellement distribuées, et du comportement anisotropique, non homogène ainsi que non linéaire de l'os [24-25]. Néanmoins, cette modélisation est au-delà du champ d'application de cette analyse, et en accord avec un certain nombre de résultats numériques bien établis [26-27]. Les hypothèses actuelles peuvent être considérées comme acceptables dans le sens du calcul permettant de déduire des indications utiles et cliniquement significatives.

L'analyse des résultats montre que la direction de la charge occlusale est le paramètre le plus influent sur les contraintes générées dans le système. Il est important de bien définir la physiologie de la mastication des patients pour pouvoir décider du protocole opératoire et des différentes étapes thérapeutiques. La décision se fait tout d'abord lors des examens cliniques, mais elle peut être modifiée en cas d'aléas thérapeutiques.

IV.8 Conclusion :

Sur la base des résultats de l'analyse par la méthode des éléments finis, les hypothèses suivantes sont obtenues à partir de cette étude par l'examen biomécanique. Il est visible que les contraintes biomécaniques se propagent dans les régions de l'os plus proches d'implants porteurs, et la diminution de leur ampleur vers la région externe. Ces contraintes atteignent le niveau le plus élevé dans les zones d'os cortical qui sont justes sur un seul côté de la partie de fixation proximale cervicale des implants porteurs. Toutefois, le maximum des contraintes équivalentes se produit à l'intérieur du cadre qui confirme d'un point de vue biomécanique que cette composante est géométriquement la plus faible du système prothétique. En outre, l'ampleur des contraintes dans l'os cortical est plus élevée que celle dans l'os spongieux. Sans surprise, les contraintes dans l'os spongieux atteignent leur niveau maximum dans les bas des apex distaux d'implants porteurs qui supportent les charges occlusales. Enfin, il est très important de souligner l'effet de la physiologie de la mastication sur les niveaux de contrainte générée dans l'os et dans les composantes du système prothétique.

Références bibliographiques:

- [01] KIM Y, OH TJ, MISCH CE, WANG HL. Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implant Res.* 2005;16: 26-35.
- [02] RANGERT BR, SULLIVAN RM, JEMT T M. - Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1997;12 (3): 360-70.
- [03] RENOUARD F, RANGERT B. - *Prise de decision en pratique implantaire.* Quintessence International. Paris, 2005. 209 p.
- [04] TAWIL G, YOUNAN R. - Clinical evaluation of short, machined-surface implants followed for 12 to 92 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2003;18894-901.
- [05] TAYLOR TD, WIENS J, CARR A. - Evidence-based considerations for removable prosthodontic and dental implant occlusion: A literature review. *J Prosthet Dent.* 2005; 94:555-60.
- [06] WALTON JN, MacENTEE MI. – Choosing or refusing oral implants : a retrospective study of edentulous volunteers for a clinical trial. *Int J Prosthodont.* 2005;18 : 483.
- [07] ZARB GA, ANDERSON JD, FENTON AH. - *Prise de décision en prothèse.* In : Öwall B, Käyser AF, Carlsson GE. *Prothèse dentaire. Principes et stratégies thérapeutiques.* Paris, Masson, 1998 : 125-34.
- [08] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *Implantologist* 1977; 1(2): 104-9.
- [09] Holmes DC & Loftus JT. (1997) Influence of bone quality of stress distribution for endosseous Implants. *J Oral Implantol* 23:104-111.
- [10] Lekholm U, Zarb G. *Sélection et préparation de patient en implantologie,* Ed. COP. Paris. 1987, 199-209.
- [11] Tada S, Stegariou R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral maxillofac Implants* 2003; 18(3): 357-68.
- [12] Sevimay M, Turhan F, Kilic MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant supported crown *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005;93:227–234,
- [13] Assif D, Marshak B, Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 285-91.
- [14] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20(4): 578–83.
- [15] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523–30.
- [16] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6):633–40.
- [17] Lídia C, Ramos A, Simões A. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier, summer bioengineering conference, June 25–29, Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida; 2003.

- [18] Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. In: Symposia of the Society for Experimental Biology (The Mechanical Properties of Biological Materials). London: Cambridge University Press; 1980.
- [19] Patra AK, Depaolo JM, D'Souza KS, Detolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7(4): 355–68.
- [20] Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional, finite-element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 1993; 38(6):491–6.
- [21] Ravald N, Dahlgren S, Teiwik A, Grondahl K. Long-term evaluation of Astra Tech and Branemark implants in patients treated with full-arch bridges. Results after 12-15 years. *Clin Oral Implants Res.* 2013 Oct;24(10):1144–51.
- [22] Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth—implant supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.* 2004 Dec;15(6):643–53.
- [23] Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11–25.
- [24] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Analysis of bone–implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Feb 1;17(1):67–74.
- [25] Sotto-Maior BS, Lima C de A, Senna PM, Camargos G de V, Del Bel Cury AA. Biomechanical evaluation of subcrestal dental implants with different bone anchorages. *Braz Oral Res.* 2014;28.
- [26] Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Gilat A. Use of an Axisymmetric Finite Element Method to Compare Maxillary Bone Variables for a Loaded Implant. *J Prosthodont.* 1993 Sep 1;2(3):183–9.
- [27] Huang C-C, Lan T-H, Lee H-E, Wang C-H. The Biomechanical Analysis of Relative Position Between Implant and Alveolar Bone: Finite Element Method. *J Periodontol.* 2010 Oct 11;82(3):489–96.

Effet du nombre d'implants de soutien sur la stabilité d'un bridge dentaire

- *Introduction*
- *Modèles géométriques*
- *Propriétés du matériau*
- *Modèles d'éléments finis*
- *Conditions limites*
- *Etat d'interface*
- *Résultats*
- *Discussion*
- *Conclusion*



2^{ème} Partie

Effet du nombre d'implants de soutien sur la stabilité d'un bridge dentaire

IV.1. Introduction :

Dans la restauration dentaire par bridge fixe implanto-porté soutenu par des implants dentaires intra-osseux, le nombre d'implants porteurs est un critère important pour la fixation des bridges dentaires, ce qui a un impact considérable sur les caractères de transfert de charge biomécanique dans les deux parties osseuses et prothétiques. Une contrainte excessive à l'interface os / implant par l'effet des charges masticatoires peut entraîner une défaillance de l'implant et de l'os.



Figure IV.1 : la restauration dentaire par bridge fixe implanto-porté.

Le but de ce chapitre est d'évaluer l'impact des nombres d'implant de soutien dans le bridge fixe implanto-porté sur les tissus voisins entourant les implants. Les résultats de l'étude aideront à développer une méthodologie scientifique permettant de connaître la technique appropriée pour la fixation des bridges dentaires.

L'impact du nombre d'implants porteurs sur la stabilité biomécanique du bridge dentaire a été examiné à l'aide de deux, trois et quatre implants. Tous les matériaux ont été supposés linéairement élastiques et isotropes. La charge masticatoire a été appliquée dans la direction coron-apicale sur la partie externe du bridge dentaire. Le logiciel Eléments finis (EF) Abaqus a été utilisé pour l'analyse numérique.

Les implants dentaires cylindriques lisses ostéointégrés de même diamètre et de même longueur ont été analysés numériquement à l'aide de modèles os-implants développés à partir de CAD 3D Solidworks.

IV.2 Modèles géométriques :

Trois modèles géométriques de bridges dentaires de la région molaire inférieure ont été créés dans le logiciel de conception assistée par ordinateur (DAO) SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) et exportés vers le logiciel ABAQUS version 16.10.1 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour pré et post-traitement.

L'os mandibulaire était représenté par un bloc cuboïdal simplifié. Le bloc osseux avait une hauteur de 25 mm, une longueur de 50 mm dans la direction mésio-distale et une largeur de 12 mm dans la direction bucco-linguale. L'os mandibulaire était constitué d'un noyau spongieux, entouré par une couche d'os cortical de 2 mm d'épaisseur.

Un implant lisse en alliage de titane de 6 mm de diamètre et de 10 mm de long était pratiquement encastré dans l'os mandibulaire. Un cadre de bridge fixe implanto-porté en chrome / cobalt de 1 mm de haut et de 50 mm de long était pratiquement fixé aux implants (figure v.2). Les couronnes n'ont pas été incluses dans cette étude car l'accent a été mis sur la distribution de contraintes dans les implants et les tissus osseux, où l'échec se produit généralement. Les modèles complets comprenant (a) la structure du bridge, (b) les implants porteurs, (c) l'os cortical et (d) l'os spongieux, ont été assemblés à l'aide de SolidWorks puis exportés vers le programme ABAQUS. Les différentes techniques de fixation considérées dans cette étude, illustrées à la Fig. 2, consistent en (A) un deux, (B) trois et (C) quatre implants.

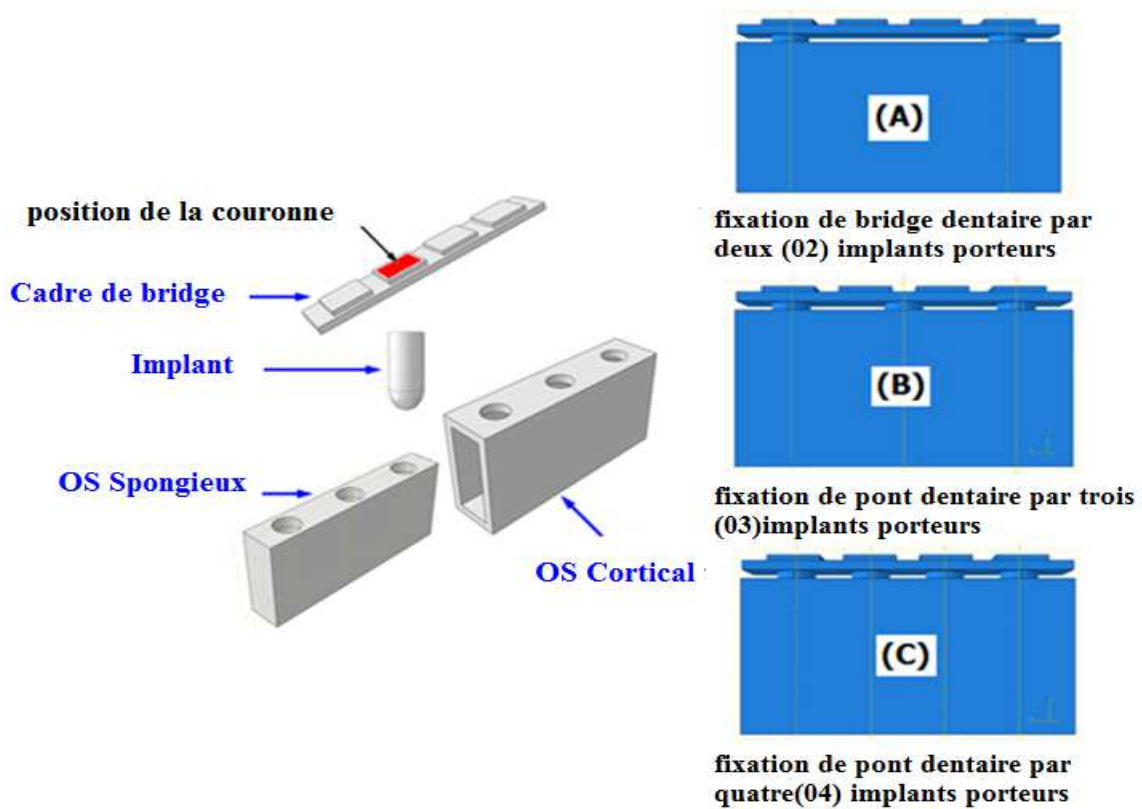


Figure IV. 2 : Différentes techniques de fixation du bridge dentaire: (A) par deux implants, (B) par trois implants et (C) par quatre implants

IV.3 Propriétés du matériau :

Tous les matériaux ont été considérés comme isotropes, homogènes et linéairement élastiques. [5-11] Pour l'os, cela a permis la création de modèles complexes. Les propriétés élastiques utilisées dans le modèle ont été extraites de la littérature, comme indiqué dans le [Tableau 1]

Composant	Matériau	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson (ν)
Cadre de Bridge	Chrome/Cobalt	218	0.33
Implant	Titane	110	0.35
	Os cortical	13.7	0.3
Os	OS spongieux	1.5	0.3

Tableau IV. 1 : Résumé des composants et leur comportement mécanique

IV.4 Modèles d'éléments finis :

Les modèles 3D des différentes techniques de fixation, créés dans le logiciel Solidworks CAD, ont été exportés vers le logiciel ABAQUS FE à des fins d'analyse. Le maillage des composants est simpliste et consiste en des éléments de tétraèdre linéaires à quatre nœuds. La solution peut améliorer l'utilisation de plus d'éléments et le résultat convergera vers une solution plus exacte. Étant donné que les interfaces os-implants subissent les contraintes maximales sous charge, il est nécessaire de mailler cette limite en petits éléments (Fig.3). Les systèmes de bridges dentaires et l'os sont maillés avec des éléments de plus en plus grands à mesure que la distance de l'interface augmente, la taille des éléments en contact avec l'interface étant définie par les éléments du maillage limite.

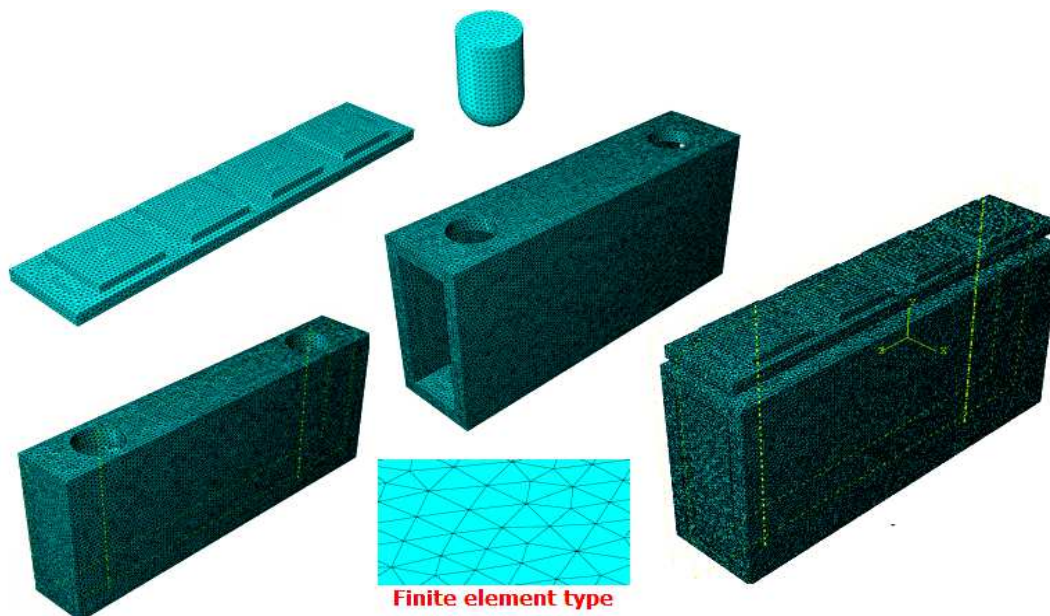


Figure IV.3 : Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D)

IV.5 Conditions limites :

Les restaurations dentaires par bridge dentaire au cours de sa fonctionnalité dans la cavité buccale sont soumises à différents types de charges, souvent difficiles à reproduire et à mesurer. Dans la plupart des recherches actuelles, des charges statiques appliquées axialement dans la direction apicale-coronale ont été supposées au lieu des charges cyclo-dynamiques plus réalistes [3,7].

On a considéré que la base du modèle avait un déplacement nul, les conditions aux limites étant appliquées pour restreindre toutes les formes de mouvements de translation. Une charge

occlusale de 10 MPa dans la direction coronale-apicale a été appliquée sur les surfaces supérieures des quatre couronnes pour chaque cas de fixation afin d'estimer l'effet de la charge sur les composants du modèle [6-15], Fig. 4. La charge verticale a été appliquée à la surface centrale dans la face occlusale des positions de la couronne. Les autres surfaces sont traitées comme des surfaces libres avec zéro charge.

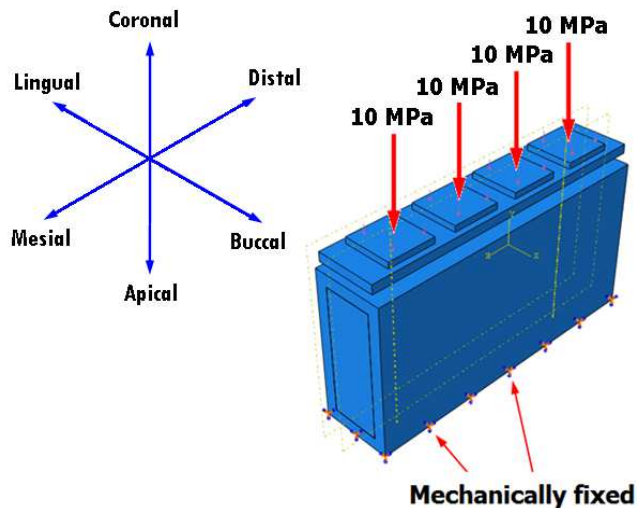


Figure IV. 4 : Limites et conditions de chargement

IV.6Etat d'interface :

L'interface entre les implants porteurs et l'os a été modélisée comme une liaison continue. Cela implique une ostéo-intégration idéale, sans aucun mouvement relatif à l'interface. En d'autres termes, l'implant était ancré de manière rigide dans l'os, montrant un type de liaison fixe et identique à toutes les interfaces des composants des bridges dentaires.

IV.7Résultats :

Lors de la première étape de cette étude, les distributions globales des états de contrainte de chacun des composants des trois modèles de fixation ont été étudiées en considérant les charges axiales dans la direction corono-apicale. Une analyse qualitative et quantitative a été réalisée, basée sur une échelle de couleur visuelle progressive, allant du bleu foncé au rouge, comme le montrent les figures 5-7.

Les valeurs de contrainte de Von Mises ont été rapportées pour chaque modèle de fixation. La distribution des contraintes a été identifiée pour chaque composant de la prothèse dentaire

ainsi que pour les zones osseuses autour de l'implant. Les contraintes maximales de Von Mises qui se sont produites au niveau des composants des bridges dentaires et de l'os sont présentées à la figure 5-6 et 7.

IV.8 Cadre dubridge :

La répartition des contraintes dans cet élément a été analysée sous l'effet d'un certain nombre d'implants de support avec une charge mécanique d'amplitude 10 MPa appliquée sur les positions des couronnes le long de l'axe corono-apical de la structure. Les résultats obtenus de cette analyse sont illustrés à (la figure V.5). Cette figure montre le niveau de contrainte équivalente de Von Mises dans le cadre du bridge sous l'effet d'une force exercée perpendiculairement à l'axe des implants de support dans la direction corono-apicale. Dans tous les cas, la contrainte équivalente est fortement concentrée sur les parties externes de ce composant. Les autres zones sont faiblement sollicitées (figure V.5).

D'autre part, il est très clair que le modèle de bridge dentaire avec deux implants de support présente plus de valeurs de contrainte que les autres cas de fixation sur trois et quatre implants. Dans ce type de fixation, ces contraintes peuvent conduire à la rupture du cadre du bridge par l'effet d'une surcharge occlusale. Une valeur de contrainte maximale au niveau de la structure métallique dans cette condition de charge était inférieure à la limite d'élasticité (limite d'élasticité pour l'alliage Co – Cr, 720 MPa).

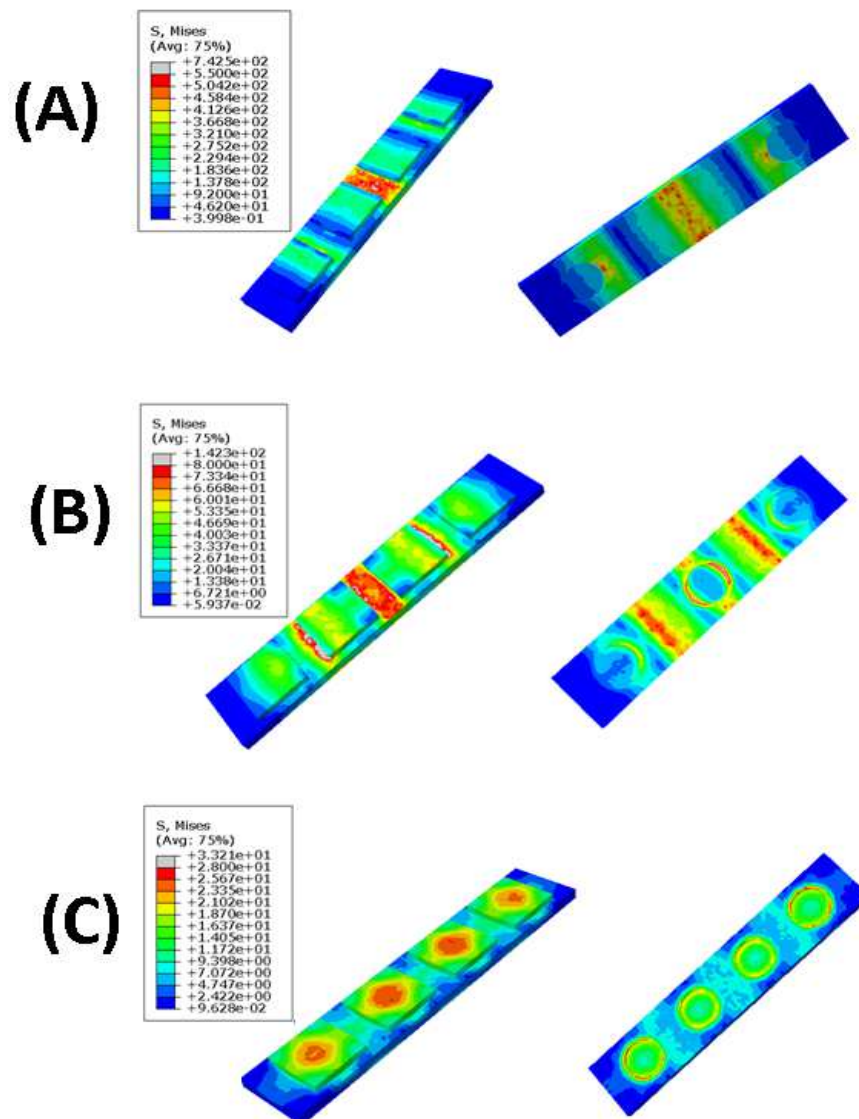


Figure IV.5 : Distribution des contraintes dans les bridges-cadres. (A) fixation par deux implants, (B) fixation par trois implants, (C) fixation par quatre implants

IV.9 Implants de soutien :

Dans cette étude, nous nous intéressons uniquement à l'analyse tridimensionnelle de la distribution de la contrainte de Von Mises dans l'implant sous l'effet d'une contrainte mécanique appliquée normalement à l'axe principal du bridge dentaire (figureV.6). Une charge appliquée parallèlement à l'axe de la structure provoque une concentration élevée de la contrainte équivalente dans la partie interne entre les implants et l'os. Ces forces entraînent des contraintes de niveau et de distribution différentes pour chaque type de fixation. En effet, la contrainte équivalente la plus forte se situe sur la partie supérieure de l'implant. La zone

cervicale des implants est fortement sollicitée dans la zone où les forces mécaniques sont appliquées. Dans le cas de la fixation par deux implants porteurs, la Fig. 6-A montre qu'une force normale exercée sur la face latérale de l'implant dans la direction corono-apicale de la structure conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente. Les zones distales et mésiales autour des implants ont une intensité beaucoup plus élevée que celle induite pour les autres types de fixation par trois et quatre implants, où les contraintes sont réparties de manière intensive dans les régions buccales et linguales autour des implants porteurs. Dans les autres parties des implants, la contrainte est distribuée presque uniformément et son niveau reste bas. Un bridge dentaire supporté par deux implants entraînerait probablement une défaillance future induite par cette condition de charge (limite d'élasticité pour le titane, 462 MPa).

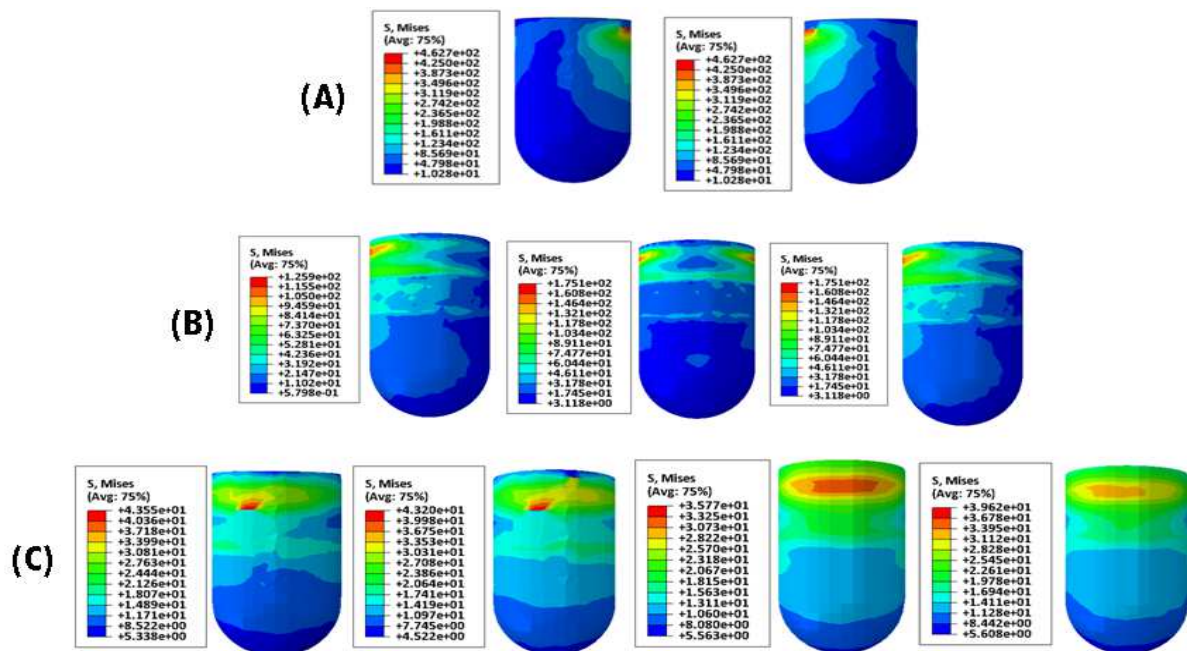


Figure IV. 6 : Distribution des contraintes dans les implants de soutien. (A) fixation par deux implants, (B) fixation par trois implants, (C) fixation par quatre implants

IV.10L'OS :

Une charge normalement appliquée sur la surface supérieure du bridge dentaire induit des contraintes équivalentes dans l'os fortement situées sur les surfaces de contact de cet organe vivant avec les implants de soutien et plus particulièrement sur une partie de sa surface supérieure (figure.7). Cette répartition de la contrainte est due aux forces de compression

exercées par la contrainte appliquée. Cependant, la figure 7-A montre qu'une force normale exercée sur le bridge latéral supporté par deux implants conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente dans l'os autour des implants, ce qui peut être un facteur de perte osseuse péri-implantaire. L'intensité du contrainte dans ce cas de fixation est beaucoup plus élevée que celle induite par les deux autres types de fixation par trois ou quatre implants où les contraintes sont réparties uniformément autour des implants. Ces contraintes sont localisées aux côté distal et mésial pour la fixation par deux implants et les côtés lingual et buccal pour les fixations par trois et quatre implants. La partie apicale de l'os en contact avec les racines des implants, située dans la zone spongieuse, a également subi un niveau de contrainte, mais de valeurs faibles par rapport à la partie corticale. En outre, ces contraintes ont tendance à être progressivement en pour s'éloignent de cette zone. Pour une meilleure visualisation, les distributions de contrainte dans ces régions osseuses sont présentées séparément.

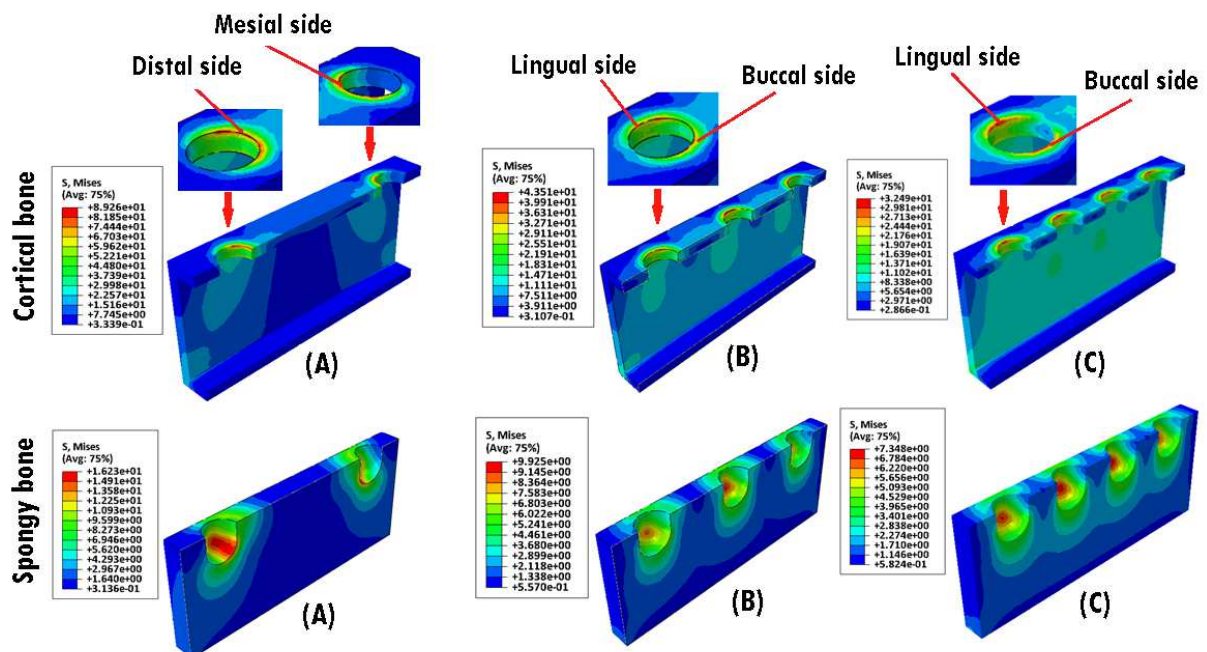


Figure IV. 7 : Distribution des contraintes dans les os. (A) fixation par deux implants, (B) fixation par trois implants, (C) fixation par quatre implants.

Cette étude porte sur la caractérisation de l'état de contrainte des os corticaux et spongieux autour des implants de soutien dans trois cas de fixation. À cette fin, les implants de support ont été exclus des illustrations pour plus de clarté. Dans ce scénario de charge, le contrainte le plus élevé dans l'os était concentré dans l'os cortical autour de la région cervicale des implants de soutien. Ainsi, cette zone doit être préservée cliniquement afin de maintenir l'interface os-

implant de manière structurelle et fonctionnelle. La variation de la contrainte normale et de la contrainte de cisaillement le long de l'interface os-implant est présentée par rapport au trajet interfacial. La figure 8 montre des points répartis le long de l'interface cervicale utilisée pour tracer la variation des contraintes de Von Mises le long de l'interface corticale os-implant. L'analyse a montré une répartition inégale des contraintes à l'intérieur de la cavité osseuse autour du col de l'implant porteur. La concentration de contrainte est apparue du côté mésial de l'interface entre l'implant et l'os cortical supérieur (point A - Fig. 9A).

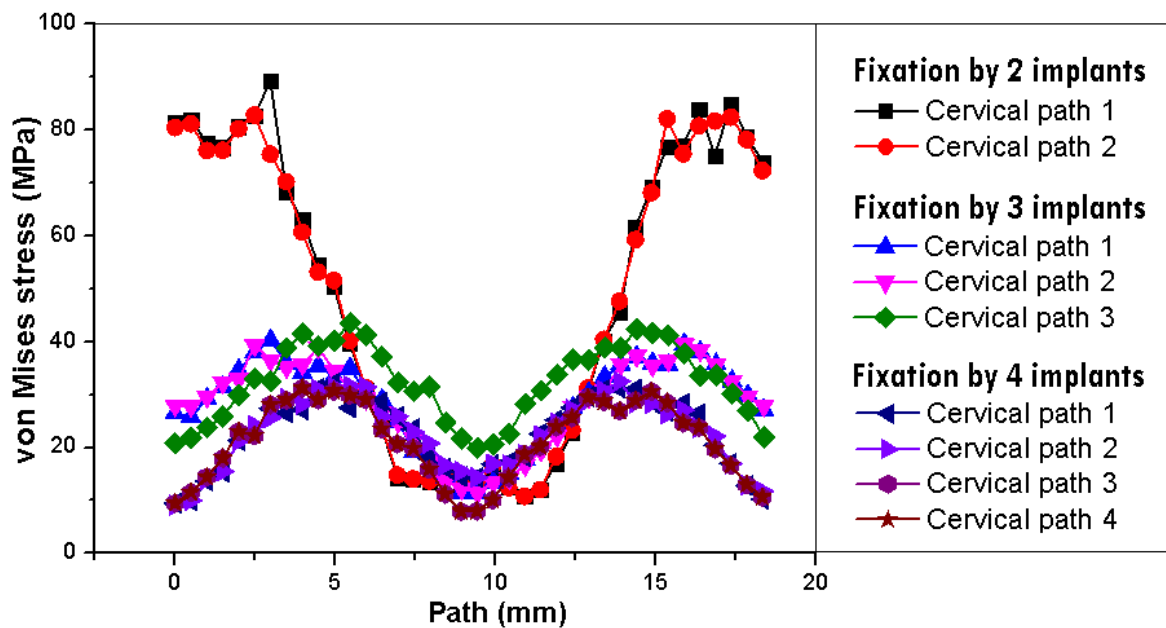


Figure IV.8 : Trajectoires cervicales de contraintes dans l'os autour des cols de l'implant porteur

La figure 8 montre qu'une augmentation du nombre d'implants porteurs de 2 à 3 implants a entraîné une diminution de 51,25% des valeurs maximales de contrainte de Von Mises dans la couche corticale de l'os. Un changement minimal (diminution de 25,32%) des valeurs maximales de la contrainte de Von Mises a été prédit dans l'os cortical lorsque le nombre d'implants porteurs a été augmenté de 3 à 4 implants.

L'histogramme de (la figure V.9) résume la répartition de la contrainte entre les composants du bridge dentaire et l'os avec différents types de fixation. Cette figure montre clairement que les contraintes dans les deux modèles de fixation (avec 3 et 4 implants porteurs) sont généralement inférieures à celles du modèle de fixation avec 2 implants, ce qui indique que la résorption osseuse sous contrainte est moins susceptible de causer des lésions osseuses.

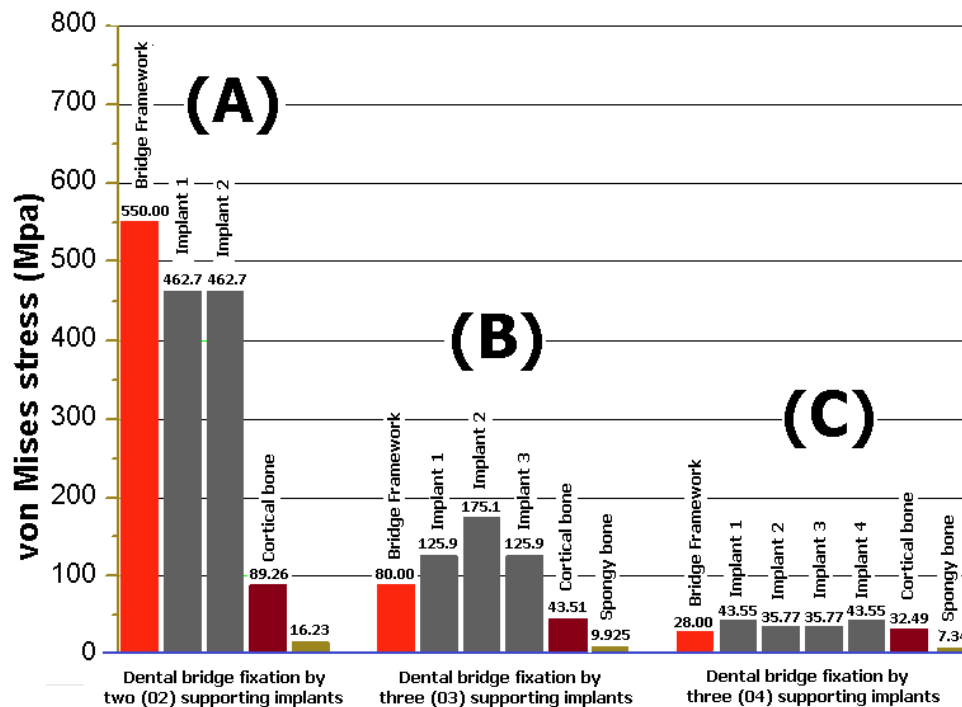


Figure IV. 9 : Histogrammes de comparaison des contraintes de Von Mises pour différents types de fixation.

IV.11 Discussion :

La compréhension du comportement biomécanique du bridge dentaire supporté par des implants pendant le processus de chargement provient des résultats de la pratique clinique, où le problème de la prédiction de la durabilité au cours de la procédure d'implantation se pose. Dans cette étude, trois modèles FE décrivant différentes fixations appliquées possibles formées lors de l'implantation du bridge ont été choisis comme méthode appropriée. L'analyse par FE représente un outil puissant pour comprendre ce comportement biomécanique afin d'optimiser la conception de futurs tests de fixation. Cependant, l'analyse peut être limitée par des difficultés liées à la génération du modèle. Pour surmonter ce problème, la présente étude a décrit une technique de modélisation qui a abouti à des modèles d'analyse d'effets 3D valides.

Le comportement biomécanique du bridge dentaire supporté par des implants est assez différent de celui des dents naturelles. L'une des principales raisons est que, pour les implants porteurs, le ligament parodontal ne fonctionne pas. Cela est dû au fait que le matériau du ligament parodontal est un tissu mou et pourrait jouer le rôle d'élément d'amortissement intermédiaire [7-9] qui absorbe les forces d'impact et se transmet uniformément à l'os alvéolaire. Cependant, l'implant dentaire est directement lié à l'os. Cela provoquerait un

schéma de contrainte non uniforme au niveau de l'os et pourrait induire des défaillances de surcharge biomécanique dans l'implant et dans l'os. [14-16] Cette surcharge entraînerait une accumulation de micro-dommages au niveau des os et entraînerait une perte osseuse marginale primaire [17,19]. L'invasion bactérienne pourrait alors se produire dans le domaine de la perte osseuse et provoquer une grave résorption osseuse progressive [18-20]. Cet os insuffisant pourrait augmenter le risque de fracture de l'os marginal et des implants porteurs.

Étant donné que les contraintes biomécaniques dans les tissus vivants entourant les implants de bridge dentaire sont considérées comme un facteur clé du changement biologique et du succès de l'implantologie dentaire, il est important d'élucider les contraintes pour comprendre ses relations avec le remodelage osseux [17-16]. La méthode EF tridimensionnelle, un puissant outil non invasif de la technique analytique numérique, permet de simuler le système de force masticatoire appliqué cliniquement et permet d'analyser la réponse des composants du bridge de restauration et de la charge osseuse vis-à-vis des charges occlusales en un point donné. Dans la présente étude, le bridge dentaire avec différentes techniques de fixation (par deux, par trois et par quatre implants porteurs) ainsi que les contraintes développées dans les systèmes bridge-os ont été évalués à l'aide d'une analyse 3D en EF.

Lorsque nous comparons les trois cas de fixation et une condition de charge axiale occlusale sur laquelle nous avons obtenu des valeurs de contrainte, il est très clair que les valeurs de contrainte les plus élevées sont celles pour le cas (A) de fixation par deux implants. Par ailleurs, les valeurs de contrainte diminuaient avec l'ajout d'un autre implant dentaire, comme le montre clairement le cas (B). Enfin, nous avons obtenu des valeurs de contrainte uniformément basses sur le cas (C) selon lequel nous avons utilisé quatre implants dentaires pour notre fixation du bridge dans la mandibule. . Les résultats de l'analyse EF confirment que la fixation du bridge dentaire en fonction du nombre d'implants représente un point important dans les systèmes de restauration. Les restaurations solidaires avec des implants peuvent sauver et renforcer la structure du bridge dentaire [14-17].

Même si les matériaux osseux et les systèmes de bridges dentaires sont considérés comme homogènes et élastiques, une ostéo-intégration complète entre l'os et les implants de soutien et l'hypothèse d'une charge corono-apicale appliquée aux systèmes sous forme de charges statiques, les résultats du modèle peuvent être très proches des résultats réels. Situations observées actuellement dans les études cliniques. [12,17]

Des analyses comparatives des différentes fixations de bridges dentaires pourraient servir de référence, mais n'auront aucune valeur déterminante. Cependant, leurs résultats peuvent fournir des modèles de comportement biomécanique valables non seulement pour la géométrie prothétique conventionnelle, mais également pour les systèmes de bridges dentaires. Ces modèles peuvent être utilisés comme références pour étudier d'autres types de fixation de bridges dentaires. Ils peuvent également être vérifiés par tout bridge soumis à différentes analyses et à une condition comprenant l'étude de la concentration de contraintes dans le cou et la région apicale autour des implants de soutien [9-11]. Outre les caractéristiques très intéressantes, le comportement biomécanique de toute fixation de bridge dentaire peut apporter de très bons résultats.

Dans notre étude, les plus grandes valeurs de contraintes ont été enregistrées pour les fixations par deux implants. L'interprétation des résultats numériques doit tenir compte du fait que dans cette étude, lors de la mastication, les composants de charge produisent des contraintes plus élevées. Cela s'explique par le fait que des forces de mastication importantes provoquent des moments de flexion sur la structure du bridge, contribuant ainsi à une surcharge potentielle de l'os et de l'implant [17-20]. De plus, les charges de mastication peuvent être contrôlées dans les autres fixations par le nombre d'implants porteurs [16].

La limite de ces types d'études découle des limites de l'analyse EF. Il est important de savoir que les valeurs de contrainte qui produisent des modifications biologiques des structures dentaires (processus de résorption) ne sont pas entièrement connues et comprises. Les valeurs fournies par les études d'analyse EF ne sont pas nécessairement identiques aux valeurs réelles [15-20], en fonction d'un grand nombre de variables de la méthode EF. Mais en résumé, les résultats obtenus fournissent une solution efficace qui ne compromet pas les niveaux de contrainte appliqués dans l'os. De plus, les fixations qui éloignent les pics de contrainte de la crête osseuse devraient être celles choisies pour une utilisation clinique.

IV.12. Conclusion :

L'analyse par éléments finis a été largement utilisée pour prédire les performances mécaniques de différentes conceptions de restaurations dentaires, ainsi que l'effet des facteurs cliniques sur le succès du bridge dentaire soutenu par des implants. La principale difficulté à simuler le comportement mécanique d'un bridge dentaire supporté par des implants est de générer des modèles précis du tissu osseux humain et de sa réponse aux forces mécaniques de mastication appliquées. Cette recherche a été menée sur la comparaison des contraintes biomécaniques formées dans les composants de bridges dentaires et les os pour différentes procédures de fixation en utilisant des implants de support. Les résultats de cette analyse montrent qu'une sollicitation mécanique, normalement exercée sur les surfaces du système de bridge dentaire, sollicite l'implant porteur et l'os. Le niveau et la répartition des contraintes induites dans ces deux éléments sont plus marqués lorsque la structure est sollicitée mécaniquement dans le cas d'un bridge dentaire fixé par deux implants de support. Ce type de fixation met la zone proximale de la structure sous forte contrainte. Les contraintes enregistrées dans l'organe vivant sont de très haute intensité et peuvent entraîner des dommages par entaille (filets dans l'os). La durabilité d'un tel bridge dentaire est étroitement liée au niveau et à la répartition des contraintes dans les éléments de la structure et en particulier dans l'élément osseux le moins résistant. En revanche, les fortes contraintes sont insupportables pour le patient et peuvent entraîner des douleurs très intenses. Les résultats ont montré l'importance de la fixation du bridge dentaire sur le mécanisme de transfert de charge d'occlusion. Ainsi, il est démontré que les forts gradients de contrainte peuvent être évités par la solidarité des implants de soutien, afin de prévenir la fracture de l'implant entourant le tissu osseux.

Références bibliographiques:

- [01] E.O. Almeida, E.P. Rocha, A.C. Freitas Júnior, R.B. Anchieta, R. Poveda, N. Gupta, P.G. Coelho, Tilted and short implants supporting fixed prosthesis in an atrophic maxilla : A 3D-FEA biomechanical evaluation. *Clin Implant Dent Relat Res.* 17 (2015) 332-342.
- [02] G.A.A. Rasouli, A. Geramy, S. Yaghobee, A. Khorsand, H. Yousefifakhr, A. Rokn, A. Soolari, Evaluation of Platform Switching on Crestal Bone Constraint in Tapered and Cylindrical Implants: A Finite Element Analyses. *J Int Acad Periodontol.* 17 (2015) 2-13.
- [03] M.I. Fanuscu, H.V. Vu, B. Poncelet, Implant biomechanics in grafted sinus: A finite element analysis. *J Oral Implantol.* 30 (2004) 59-68.
- [04] H. Fischer, M. Weber, R. Marx. Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges by Computational Methods. *J Dent Res.* 82 (2003) 238-242.
- [05] S.M.M. Rezaei, H. Heidarifar, F.F. Arezodar, A. Azary, S. Moktarykhoe, Influence of Connector Width on the Constraint Distribution of Posterior Bridges under Loading. *J Dent.* 8 (2011) 67-74.
- [06] M.D.S. Lanza, P.I. Seraidarian, W.C. Jansen, M.D. Lanza, Constraint analysis of a fixed implant supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J Appl Oral Sci.* 19 (2011) 655-661.
- [07] R.H. Mathog, V. Toma, L. Clayman, S. Wolf, Nonunion of the mandible: An analysis of contributing factors. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 58 (2000) 746-752.
- [08] P. Magne, Virtual prototyping of adhesively restored, endodontically treated molars. *J Prosthet Dent.* 103 (2010) 343-351.
- [09] B.T. Rafferty, M.N. Janal, R.A. Zavanelli, N.R. Silva, E.D. Rekow, V.P. Thompson, P.G. Coelho, Design features of a three-dimensional molar crown and related maximum principal constraint. A finite element model study. *Dent Mater J.* 26 (2010) 156-163.
- [10] K. Plengsombut, J.D. Brewer, E.A. Monaco Jr., E.L. Davis, Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 101 (2009) 166-173.
- [11] W.S. Oh, K.J. Anusavice, Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 87 (2002) 536-542.
- [12] J.B. Quinn, G.D. Quinn, J.R. Kelly, S.S. Scherrer, Fractographic analyses of three ceramic whole crown restoration failures. *Dent Mater J,* 21 (2005) 920-929.
- [13] F.E. Lambert, H.P. Weber, S.M. Susarla, U.C. Belserand, and G. O. Gallucci, Descriptive analysis of implant and prosthodontic survival rates with fixed implant-supported rehabilitations in the edentulous maxilla. *J. Periodontol.* 80 (2009) 1220-1230.
- [14] W. Moreira, C. Hermann, J.T. Pereira, J.A. Balbinoti, and R. Tiozzi. A three dimensional finite element study on the constraint distribution pattern of two prosthetic abutments for external hexagon implants. *Eur J Dent.* 7(2013) 484-491.
- [15] N. Sykaras, A. M. Iacopino, V. A. Marker, R. G. Triplett, and R. D. Woody, Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15 (2000) 675-690.
- [16] L. Kong, K. Hu, D. Li, Y. Song, J. Yang, Z. Wu, B. Liu, Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 23 (2008) 65-74.

- [17] A. N. Natali, P. G. Pavan, and A. L. Ruggero, Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.* 17 (2006) 67-74.[18] M.R. Dimashieh, A.R. Al-Shammery, Long-term survival of sleeve-designed fixed partial dentures: A clinical report. *J Prosthet Dent.* 84 (2000) 591-593.[19] S. Ukon, H. Moroi, K. Okimoto, M. Fujita, M. Ishikawa, Y. Terada, H. Satoh, Influence of different elastic moduli of dowel and core on constraint distribution in root. *Dent Mater J.* 19 (2000) 50.
- [20] M. Sevimay, A. Usumez, G. Eskitascioglu. The influence of various occlusal materials on constraints transferred to implant supported prostheses and supporting bone: A finite element analysis. *J Biomed Mater Res.* 73(2005) 140-147.

Effet de l'inclinaison d'implants

- *Introduction*
- *Modèles géométriques*
- *Propriétés du matériau*
- *Modèles d'éléments finis*
- *Conditions aux limites*
- *Etat de l'interface*
- *Résultats*
- *Discussion*
- *Conclusion*



3^{ème} Partie Effet de l'inclinaison d'implants

IV.1 Introduction :

Le succès de remplacement des dents manquantes par des bridges dentaires reposant sur des implants est basé principalement sur la capacité mécanique et biologique du substitut anatomique à remplacer les fonctions physiologiques perdues, principalement celles du masticateur. Le succès clinique de ces types de bridges dentaires dépend fortement de la stabilité initiale et de l'ostéo-intégration à long terme d'implants porteurs qui offrent une incorporation durable dans le support osseux et des caractéristiques de conception du bridge dentaire tel que matériaux, géométrie et méthodes de fixation. La tendance en matière d'investigation, concernant la conception des bridges dentaires, et le développement d'appareils de conception pouvant également participer à l'ajustement qualitatif et quantitatif du remodelage continu de l'os interfacial. Par conséquent, les futures prothèses fonctionnelles doivent prendre en compte la durabilité de l'ostéo-intégration des implants de soutien dans l'os. [7-9]

L'utilisation des implants angulés s'est largement répandue depuis le développement des techniques « all on for » décrites par Malo en 2003 et 2005. (figure IV.1)

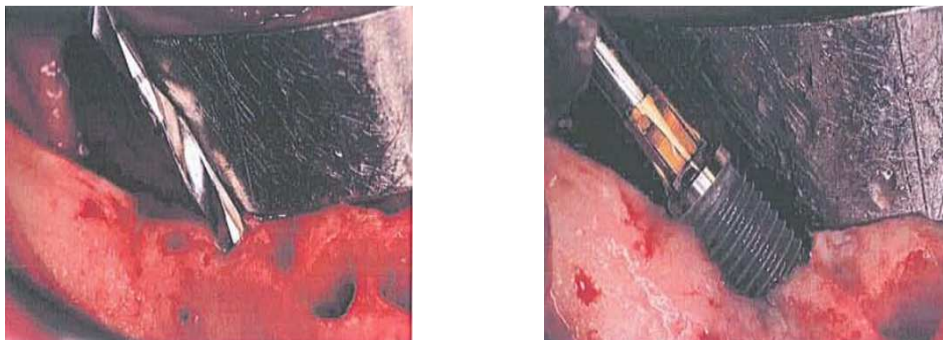


Figure IV. 1 : l'implant distal avec un foret incliné à 30°

afin de restaurer une mâchoire entièrement édentée, en particulier pour les patients présentant un manque de plusieurs dents voisines avec des limitations anatomiques et un volume osseux réduit on propose un modèle biomécanique afin d'analyser l'effet de l'inclinaison des implants sur la distribution des contraintes dans l'os, l'implant et le cadre de bridge.

IV.2 Modèles géométriques :

Un modèle tridimensionnel (3D) d'éléments finis d'une section mandibulaire de l'os avec implants lisses pour recevoir une structure de bridge en relation avec la première zone molaire a été construit à l'aide du logiciel de conception assistée par ordinateur SOLIDWORKS (Dassault Systèmes, Vélizy- Villacoublay, France) et exportés vers le logiciel ABAQUS version 16.10.1 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France) pour le pré et le post-traitement. L'os mandibulaire était représenté par un bloc cuboïdal simplifié. Le bloc osseux avait une hauteur de 25 mm, une longueur de 50 mm dans la direction mésio-distale et une largeur de 12 mm dans la direction bucco-linguale. L'os mandibulaire était constitué d'un noyau spongieux, entouré d'une gaine d'os cortical de 2 mm d'épaisseur. Un implant lisse en alliage de titane de 6 mm de diamètre et de 10 mm de long était pratiquement encastré dans l'os mandibulaire. Une structure de bridge en chrome / cobalt de 1 mm de haut et de 50 mm de long était pratiquement fixée aux implants (figure. IV.2). Les couronnes n'ont pas été incluses dans cette étude car l'accent a été mis sur la distribution des contraintes dans les implants et les tissus osseux, où l'échec se produit généralement.

Les modèles complets (figure IV.2) qui consistent en (a) une structure de bridge, (b) des implants de support, (c) de l'os cortical et (d) de l'os spongieux, ont été assemblés à l'aide de SolidWorks puis exportés vers le programme ABAQUS. Pour la présente étude, trois types de fixation avec différentes inclinaisons d'implants ont été considérés. Par conséquent, trois modèles ont été créés, à savoir le modèle 1- avec une inclinaison d'implants de 00 degré (Fig.3.A), le modèle 2- avec une inclinaison d'implants de 15 ° (Fig. 3.B) et le modèle 3- avec une inclinaison d'implants de 300 degrés (figure 3.C).

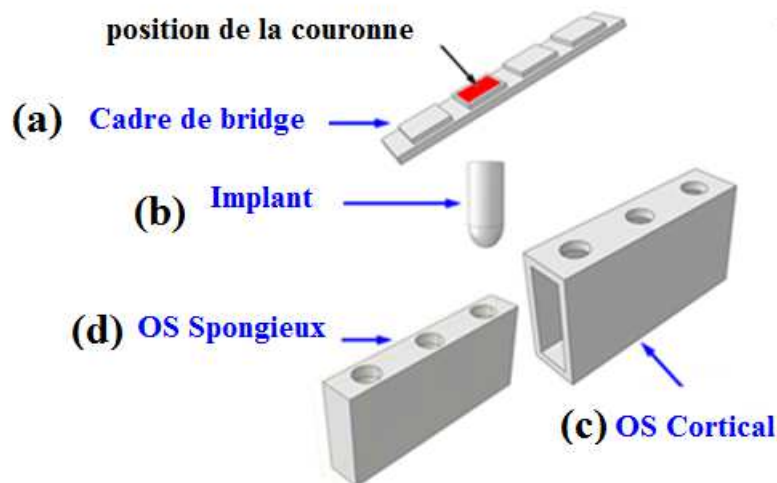


Figure IV.2 : Modèle tridimensionnel de bridge dentaire. (a) fond de bridge, (b) implant, (c) os cortical, (d) os spongieux

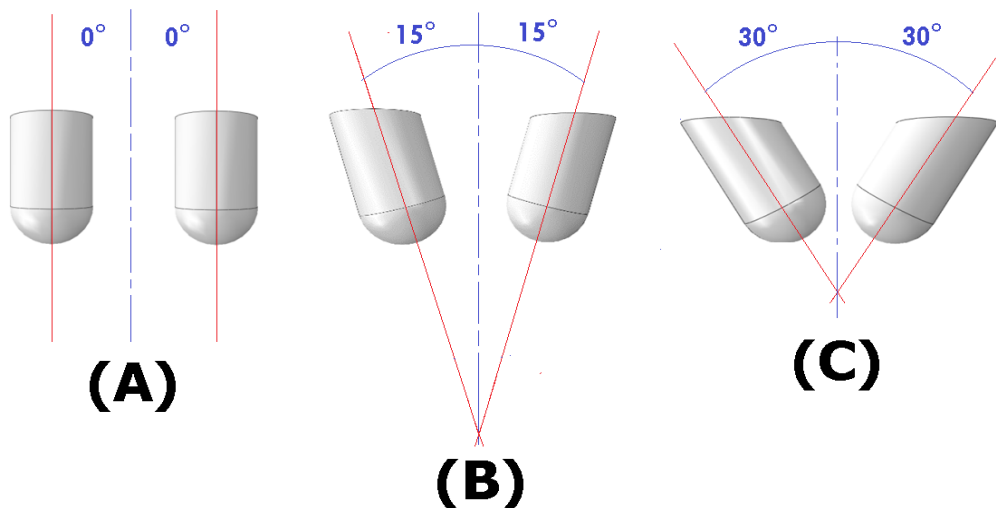


Figure IV.3 : Différentes techniques de fixation du bridge dentaire: (A) avec une inclinaison d'implants à 0 degré, (B) avec une inclinaison d'implants à 15 degrés et (C) avec une inclinaison d'implants à 30 degrés.

IV.3 Propriétés du matériau:

Les propriétés mécaniques des matériaux des modèles de bridges dentaires et de l'os mandibulaire de cette étude sont résumées dans le tableau 1. La loi de Hooke-Lame décrit le comportement élastique avec deux paramètres nécessaires à la description d'un tel matériau: module d'élasticité et coefficient de Poisson. Dans cette étude, tous les matériaux ont été considérés comme isotropes, homogènes et linéairement élastiques. Les propriétés élastiques utilisées dans les modèles ont été extraites de la littérature [5-11].

Composant	Matériau	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson (ν)
Cadre de Bridge Implant	Chrome/Cobalt	218	0.33
	Titane	110	0.35
Os	Os cortical	13.7	0.3
	OS spongieux	1.5	0.3

Tableau IV. 1 : Propriétés matérielles de tous les composants de l'élément fini

IV.4 Modèles d'éléments finis:

Pour effectuer une analyse 3D par éléments finis, nous avons utilisé le logiciel ABAQUS (Dassault Systèmes, Johnston, RI, États-Unis). Le maillage de chaque composant du modèle de bridge est constitué d'éléments tétraèdres linéaires à quatre branches. Pour y parvenir, dans la phase de conception du modèle, implants et os ont été mis en forme à l'aide de nombreux volumes indépendants, similaires à ceux d'une mosaïque. Au voisinage de l'interface os-implant, la forme et la taille de ces volumes leur permettaient de faire partie intégrante de l'implant ou de l'os, en fonction des propriétés matérielles qui leur étaient décrites. En fonction du type d'implant souhaité et de son angle d'inclinaison, ces volumes ont été conçus pour faire partie du corps de l'implant ou de l'os. 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. IV.4).

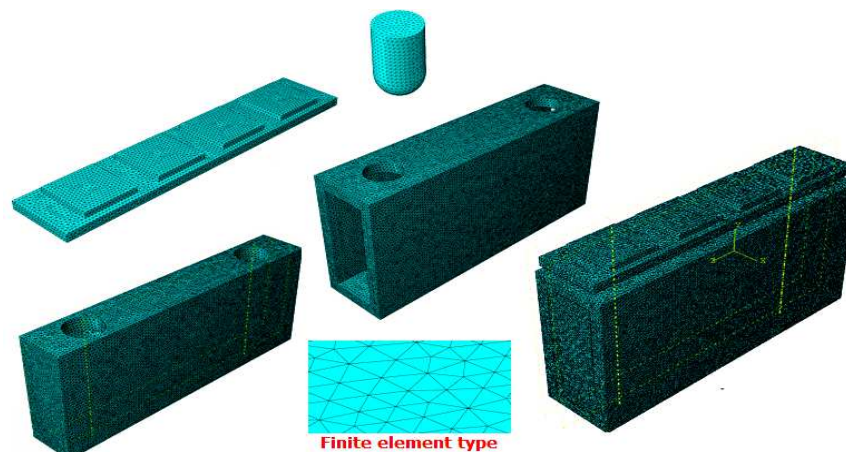


Figure IV.4 : Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D)

IV.5 Conditions aux limites :

Afin de définir les conditions aux limites, la base du modèle a été considérée comme ayant un déplacement nul, les conditions aux limites étant appliquées pour limiter toutes les formes de mouvements de translation. Une charge occlusale de 10 MPa dans la direction coronale-apicale a été appliquée sur les surfaces supérieures des quatre couronnes pour chaque cas de fixation afin d'estimer l'effet de la charge sur les composants du modèle [6-15], la charge verticale a été appliquée à la surface centrale sur la face occlusale des positions de la couronne ; la base du modèle a été mise à la terre mécaniquement pour simuler un déplacement nul, et les autres surfaces sont traitées comme des surfaces libres avec des charges nulles.

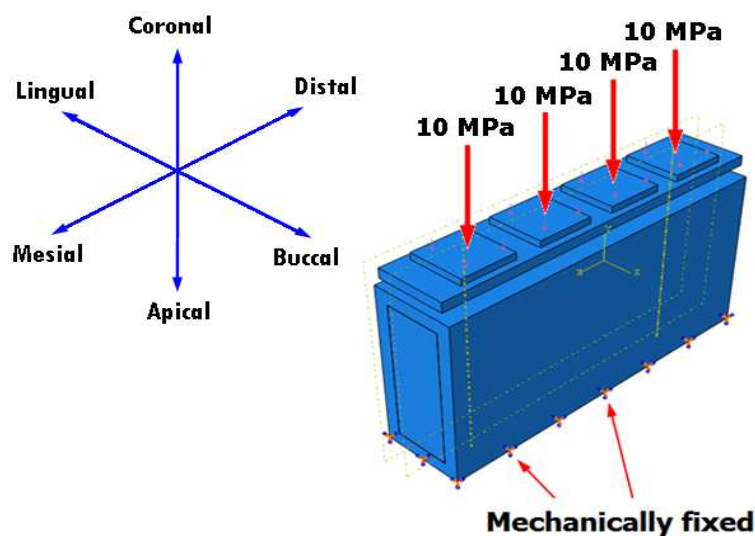


Figure IV.5: Limites et conditions de chargement

IV.6 Etat de l'interface :

L'interface entre les implants porteurs et l'os a été modélisée comme une liaison continue. Cela implique une ostéo-intégration idéale, sans aucun mouvement relatif à l'interface. En d'autres termes, l'implant était ancré de manière rigide dans l'os, montrant un type de liaison fixe et identique à toutes les interfaces des composants des bridges dentaires.

IV.7 résultats:

Les forces verticales appliquées sur chaque modèle de bridge dentaire produisent des contraintes biomécaniques dans l'os, ce qui entraîne une déformation de sa structure, selon l'hypothèse du remodelage de l'os cortical en réponse à une charge biomécanique. En règle générale, les modifications des propriétés du matériau et / ou de la valeur de chargement, de la

position ou de la direction engendrent un nouveau système de contraintes et de déformations. Dans notre étude, l'analyse par éléments finis permet d'obtenir de nombreux résultats et de les représenter graphiquement sous forme de distributions de contraintes basées sur une échelle de couleur visuelle progressive, prédéfinie par le logiciel ABAQUS, allant des valeurs de contrainte minimales de Von Mises maximales. Comme illustré dans les figures ci-dessous, la répartition des contraintes de Von Mises sur les implants de support, la structure de bridge et l'os peut indiquer les points critiques de tous les composants de chaque modèle.

IV.7.1 Cadre de bridge:

La (figure IV.6) montre que le niveau de contrainte de Von Mises dans le bridge-cadre sous l'effet d'une force exercée perpendiculairement au bridge dentaire dans le sens corono-apical. Dans tous les cas de fixation, la contrainte équivalente est fortement concentrée sur les parties externes de ce composant. Les autres zones sont faiblement sollicitées (Fig. 6). D'autre part, il est très clair que le modèle de bridge dentaire avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré a plus de valeurs de contrainte que d'autres types de fixation avec une inclinaison d'implants de 15 ° et 30 °. Ainsi, dans le type de fixation avec une inclinaison de 00 degré, ces contraintes peuvent conduire à la rupture du cadre du bridge par l'effet de la surcharge occlusale en flexion. Une valeur de contrainte maximale au niveau de la structure métallique dans cette condition de charge était inférieure à la limite d'élasticité (limite d'élasticité de l'alliage Co – Cr, 720 MPa).

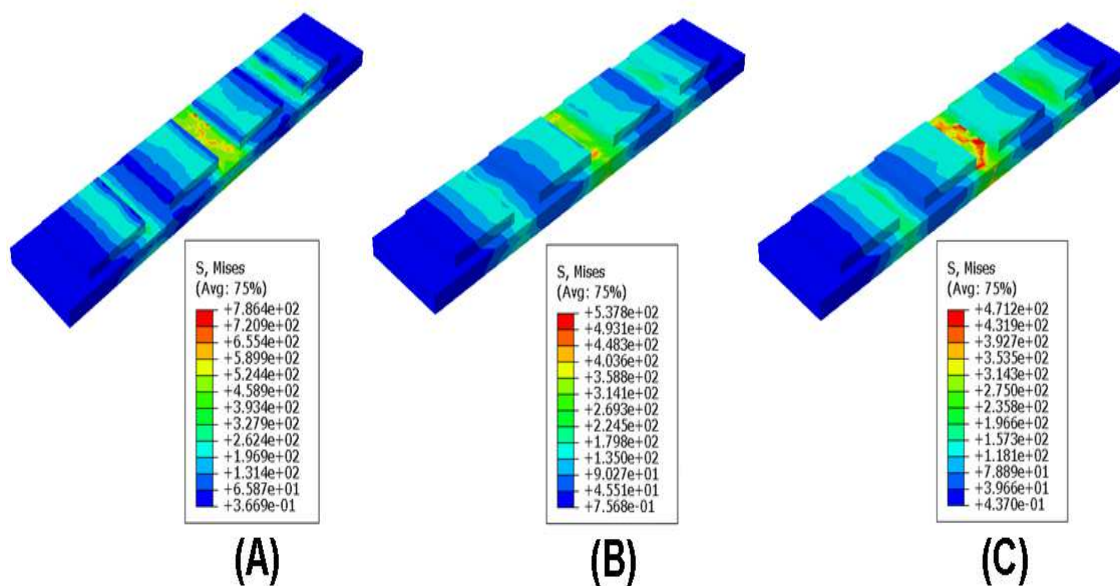


Figure IV.6: Distribution des contraintes dans les cadres des bridges. (A) fixation avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré, (B) fixation avec une inclinaison d'implants de 15 ° degrés et (C) fixation avec des inclinaisons d'implants de 30 ° degrés.

IV.7.2 Implant de soutien :

La (figure IV.7) montre que la région cervicale du col de l'implant est soumise à une contrainte intense. Pour le cas de fixation avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré, une force normale exercée sur la face latérale de l'implant dans la direction corono-apicale de la structure conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente dans les zones distale et mésiale autour des implants dont l'intensité est beaucoup plus élevée que celle induite pour les autres types de fixation avec une inclinaison d'implants de 15 ° et 30 °. Dans les autres parties des implants de support, la contrainte est distribuée presque uniformément et son niveau reste bas. Un bridge dentaire avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré conduirait probablement à une défaillance future induite par cette condition de charge en fonction du temps (limite d'élasticité pour le titane, 462 MPa).

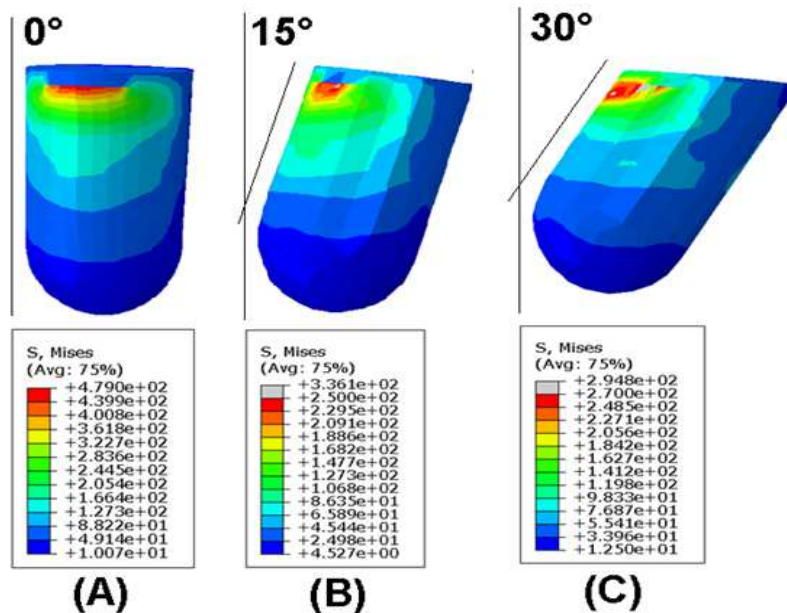


Figure IV.7: Distribution des contraintes dans les implants de soutien. (A) avec une inclinaison d'implants à 0 inclinaison, (B)) avec une inclinaison d'implants à 15 degrés et (C) avec une inclinaison d'implants à 30 degrés.

VI.7.3 OS :

La (figure IV.8) montre qu'une force normale exercée sur le bridge latéral avec une inclinaison de 0 ° degré sur les implants conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente autour de l'interface implants-os au niveau du cou distal, ce qui peut être un facteur de perte osseuse péri-implantaire. . L'intensité de la contrainte dans ce cas de fixation est beaucoup plus élevée que celle induite par les deux autres types de fixation à 15 ° ou 30 ° où les contraintes dans ces deux cas sont uniformément réparties autour des implants

des deux côtés, lingual et buccal. D'autre part, la partie apicale de l'os en contact avec le fond des implants, située dans la zone spongieuse (figure IV.8), a également subi un niveau de contrainte, mais des valeurs faibles par rapport à la partie corticale. En outre, ces contraintes ont tendance à être progressivement réduites en s'éloignant de cette zone. Pour une meilleure visualisation, les distributions des contraintes dans ces régions osseuses sont présentées séparément.

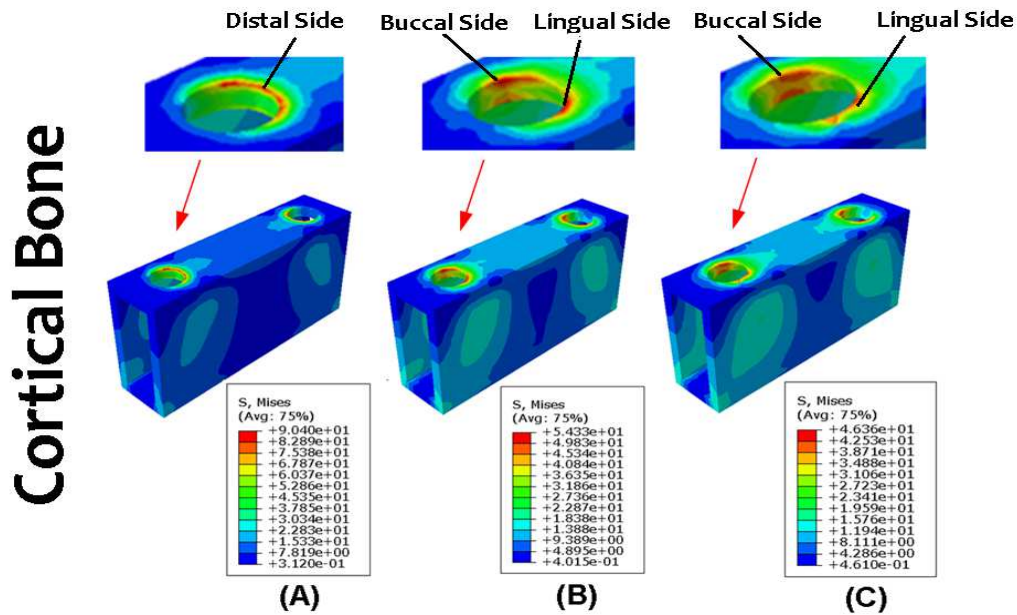


Figure IV.8: Distribution des contraintes dans l'os cortical. (A) fixation avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré, (B) fixation avec une inclinaison d'implants de 15 ° degrés et (C) fixation avec des inclinaisons d'implants de 30 ° degrés

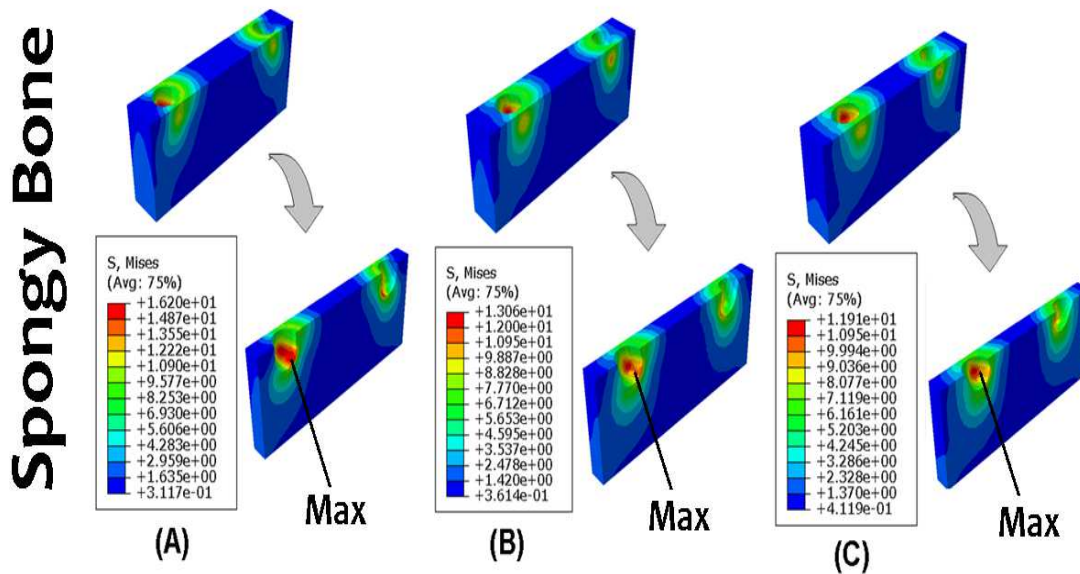


Figure IV.9: Distribution des contraintes dans l'os spongieux. (A) fixation avec une inclinaison d'implants de 0 ° degré, (B) fixation avec une inclinaison d'implants de 15 ° degrés et (C) fixation avec des inclinaisons d'implants de 30 ° degrés

La deuxième partie de cette analyse est basée sur l'observation de la répartition des contraintes dans les zones fortement sollicitées au voisinage des implants de soutien inclus dans la partie osseuse en fonction de l'inclinaison des implants à l'aide des courbes comparatives des contours des contraintes.

Afin de mieux éclairer la distribution des contraintes biomécaniques dans l'os, les implants de support sont exclus des illustrations pour une meilleure visualisation. Les figures 10 et 11, respectivement, montrent des points répartis le long de la distance inter-implantaire MN et en ligne cervicale autour du col de l'implant pour illustrer qualitativement et quantitativement la variation de contrainte de Von Mises. Le long des trajectoires montrées dans les mêmes figures, des graphiques ont été générés pour comparer tous les systèmes, présentant les valeurs de contrainte de Von Mises pour tous les modèles sous un chargement statique corono-apical.

Selon les résultats exprimés dans les courbes, il est clair que dans tous les modèles, la concentration de contrainte la plus élevée au niveau de l'os marginal et des implants s'est produite du même côté de l'application de la charge verticale dans la ligne inter-implantaire près du col des implants. D'autre part, la fixation avec des inclinaisons d'implant à 30 ° est plus résistante aux contraintes de compression.

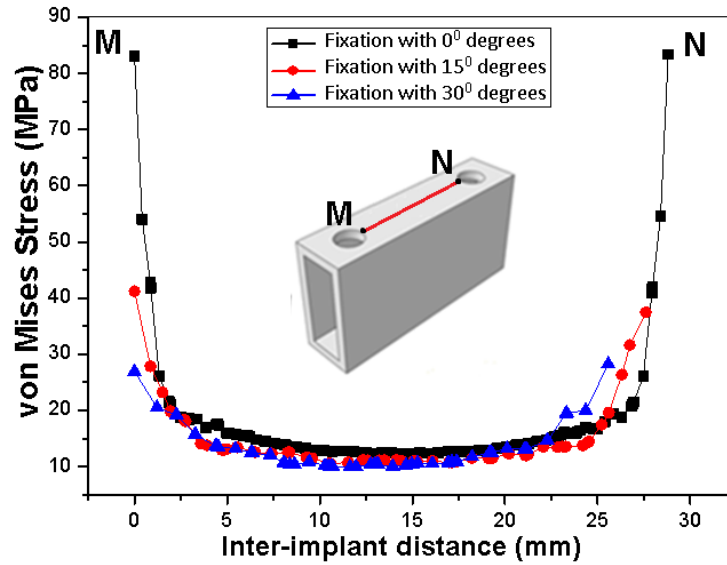


Figure IV.10: Trajets inter-implantaires des contraintes dans l'os entre les cous d'implant de support

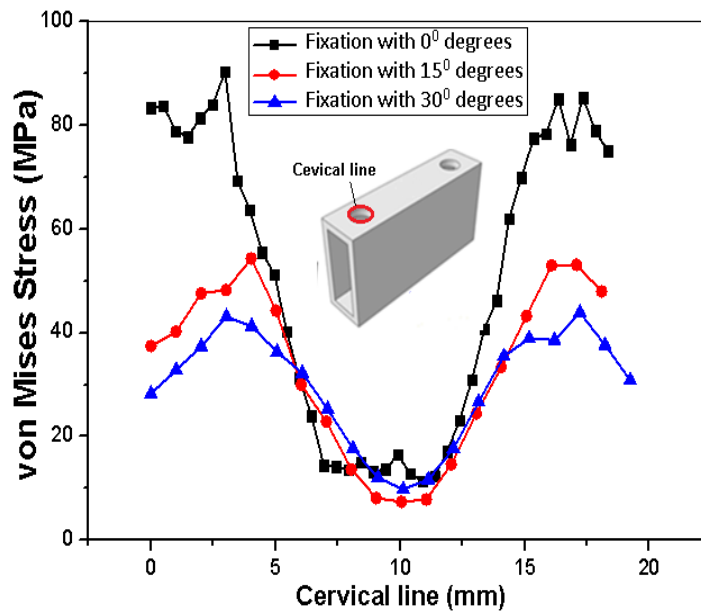


Figure IV.11: Trajectoires cervicales des contraintes dans l'os cortical autour des cous d'implant de soutien

L'historique de la figure 12 résume les valeurs de contrainte sur les composants du bridge dentaire et de l'os avec différents types de fixation. Cette figure montre clairement que les contraintes dans les deux modèles de fixation (avec une inclinaison d'implants de 15 ° et 30 °) sont généralement inférieures à celles du modèle de fixation avec une inclinaison d'implants de 00 degré, ce qui indique que la résorption osseuse sous contrainte est moins susceptible de causer des lésions osseuses.

En général, nous avons observé une augmentation de l'inclinaison des implants de support de 0 ° à 15 °, entraînant une diminution de 39,9% des valeurs maximales de contrainte de Von Mises dans la couche corticale de l'os. Un changement minimal (diminution de 14,6%) des valeurs maximales du contrainte de Von Mises a été prédit dans l'os cortical lorsque le nombre d'implants porteurs a été augmenté de 15 ° à 30 °.

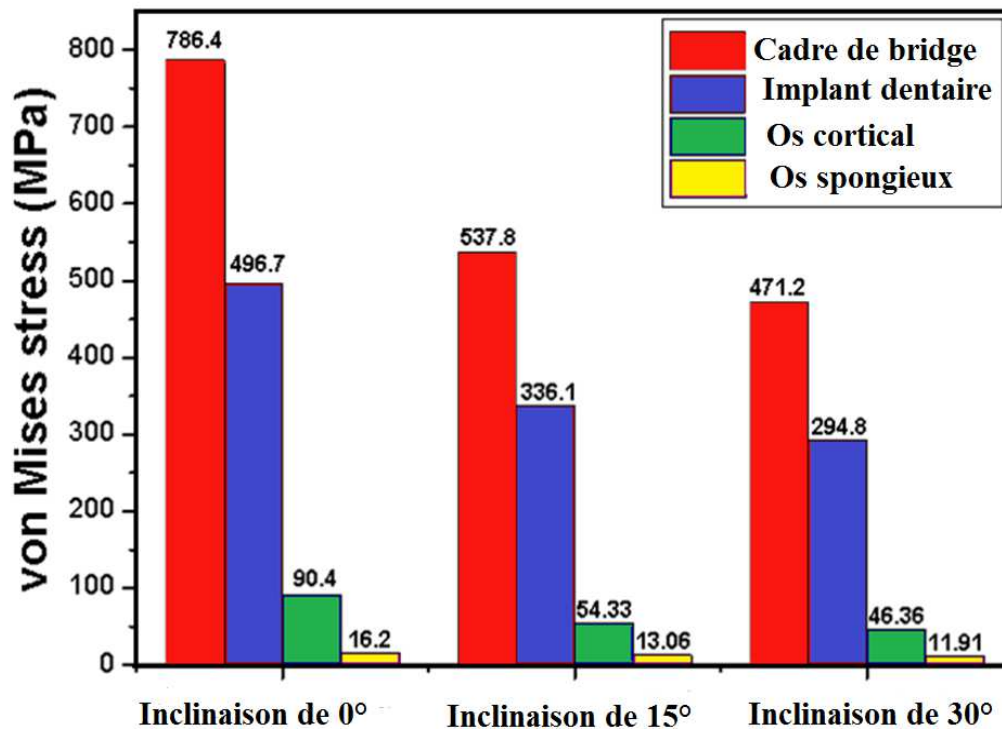


Figure IV.12: Histogrammes de comparaison des contraintes de Von Mises pour différents types de fixation

IV.8 Discussion :

Dans toutes les études biomécaniques, la principale stabilité de la restauration dentaire par des implants supportant une prothèse fixe est l'absence de mobilité qui résulte souvent d'une interaction mécanique avec l'os.

La présente étude a évalué l'influence de l'inclinaison des implants de soutien associée à une charge verticale occlusale sur la répartition des contraintes dans le tissu osseux péri-implantaire et les composants de bridge dentaire retenus par deux implants. Les résultats de l'analyse des contraintes lors de la comparaison de toutes les attaches étudiées ont montré de manière générale que les valeurs de contraintes les plus élevées ont été trouvées au niveau de la crête osseuse, suivie de l'os apical et enfin des parois latérales du site péri-implantaire. Les résultats de la localisation des valeurs de contraintes maximales sont conformes aux résultats démontrés des contraintes maximales sur l'os cortical [8-21-23].

Pour cette raison, la perte de partie d'os cortical autour des implants intra-osseux après la restauration a fait l'objet de discussions et a été utilisée comme référence pour évaluer tout bridge supporté par des implants. [5-7]. Cependant, dans le cas de deux implants de support adjacents, la résorption osseuse affectera la position des marges des tissus mous, ce qui aura un impact significatif sur les résultats esthétiques du traitement des implants de support.

D'un point de vue biomécanique, afin de réaliser et de maintenir l'ostéointégration du bridge soutenu par des implants en fonctionnement, il convient d'éviter une concentration excessive des forces au niveau de l'os. Dans la littérature, il a été rapporté que la résorption de l'os cortical est liée à une charge excessive et à des micro-dommages osseux, pouvant conduire à une cratérisation de l'os autour de l'implant. [8-12]

Comme indiqué dans des études précédentes [13-17], la résorption de l'os cortical près d'implants dentaires contigus séparés et utilisés pour soutenir les bridges dentaires présentait des différences significatives. Ces différences ont été observées par plusieurs études dans les deux zones inter-implant osseux et interface implant-os, ce qui était l'objectif de notre étude.

Lindquist et ses collaborateurs, ainsi que Weinberg et Kruger, ont affirmé le rôle de l'occlusion dans le contrôle de la concentration des contraintes sur une prothèse supportée par un implant. [16-17] Il a été observé que les forces occlusales affectaient l'os environnant des implants dentaires et pouvaient entraîner des pertes d'os marginal ou perte d'ostéointégration. [1-5]

La prévisibilité des implants pris en charge Le traitement par bridge est corroboré par de nombreuses études cliniques rapportant des taux de réussite supérieurs à 90% pour de nombreux systèmes de restauration implantaire. [13-18] Cependant, dans les cas d'échec d'implantologie, les causes prédominantes sont de nature biomécanique. [15-17] Ces facteurs incluent la rigidité mécanique de l'implant et de l'os, ainsi que la magnitude, la direction et l'emplacement des forces exercées sur l'implant restauré [16-20]. Ainsi, cette étude a confirmé que les forces transférées sur l'os autour des implants de support peuvent être contrôlées dans une certaine mesure en modifiant le type de fixation du bridge supporté par des implants à l'aide d'implants inclinés.

En raison de la géométrie complexe de la restauration dentaire, la méthode FE a été largement utilisée pour analyser la biomécanique du transfert de contraintes en dentisterie afin de prédire la fiabilité des systèmes implantaires. Les résultats obtenus à partir de l'analyse FE sur le système de bridge supporté par des implants contiennent des informations sur la distribution des contraintes de chaque composant de la restauration et sur l'os autour des implants de support.

Dans toutes les études biomécaniques, la principale stabilité de la restauration dentaire par des implants supportant une prothèse fixe est l'absence de mobilité qui résulte souvent d'une interaction mécanique avec l'os cortical.

Les résultats de l'analyse des contraintes lors de la comparaison de toutes les attaches étudiées à différents sites péri-implantaires ont montré de manière générale que les valeurs de contraintes les plus élevées ont été trouvées au niveau de la crête osseuse, suivie par l'os apical et enfin les parois latérales du site péri-implantaire. Les résultats de la localisation des valeurs de contraintes maximales sont conformes aux résultats démontrés des contraintes maximales sur l'os cortical [8-21-23].

Pour cette raison, la perte de partie d'os cortical autour des implants intra-osseux après la restauration a fait l'objet de discussions et a été utilisée comme référence pour évaluer tout bridge supporté par des implants. [5-7]. Cependant, dans le cas de deux implants de support adjacents, la résorption osseuse affectera la position des marges des tissus mous, ce qui aura un impact significatif sur les résultats esthétiques du traitement des implants de support.

D'un point de vue biomécanique, afin de réaliser et de maintenir l'ostéointégration du bridge soutenu par des implants en fonctionnement, il convient d'éviter une concentration excessive des forces au niveau de l'os. Dans la littérature, il a été rapporté que la résorption de l'os cortical est liée à une charge excessive [15-20].

Notre analyse a montré que, sous une charge statique occlusale de 10 MPa appliquée sur la structure du bridge, la contrainte de Von Mises était plus proche de l'implant de support avec une inclinaison de 0 ° que les deux fixations avec une inclinaison de 15 ° et 30 ° des implants de support. La raison en est peut-être l'augmentation de la surface de contact autour de l'os pour les cas d'implants inclinés. En conséquence, la fixation du bridge dentaire par des

implants inclinés joue un rôle essentiel dans la bonne performance à long terme de l'implant connecté par des bridges fixes.

Cette étude biomécanique était basée sur l'analyse par la méthode 3D EF. Cette méthode utilisée présente plusieurs limitations en ce qui concerne la simulation irréaliste des propriétés matérielles de la structure. Le programme utilisé suppose que l'os, les implants de soutien et la structure du bridge sont homogènes, linéaires, élastiques et isotropes. De plus, toutes les forces de mastication statiques appliquées aux modèles de systèmes de bridges ont été soumises à une charge axiale dans cette étude. Cependant, les forces masticatoires sont dynamiques et peuvent être dirigées obliquement vers la surface occlusale (position des couronnes) de la structure du bridge. Par conséquent, il est généralement impossible de reproduire tous les détails du comportement naturel. En raison de ces limites dans cette analyse, les valeurs obtenues dans cette étude peuvent ne pas ressembler aux valeurs réelles, mais cela peut indiquer les différences des contraintes et les avantages ou inconvénients de divers types de fixation du bridge dentaire.

IV.9 Conclusion :

La présente étude numérique par analyse 3D EF a montré que les types de fixations de bridges dentaires sont significatifs pour l'optimisation des contraintes biomécaniques dans l'os humain, avec un impact plus prononcé pour les modèles inclinés. Cette inclinaison des implants distaux a entraîné une diminution significative des contraintes sur les composants du bridge dentaire et sur l'os autour de ses implants de soutien. Ces résultats suggèrent également que l'inclinaison pourrait être biomécaniquement plus favorable au bridge supporté par implants afin de restaurer une mâchoire entièrement édentée, en particulier pour les patients présentant un manque de plusieurs dents voisines avec des limitations anatomiques et un volume osseux réduit. Cependant, il convient de souligner que les présents résultats ne peuvent pas être extrapolés directement à la situation clinique et que la méthode utilisée pour mesurer la déformation présente des limites expérimentales en raison du positionnement des jauges de contrainte sur la surface du pilier. Des études complémentaires devraient étudier l'influence d'autres variables, telles que les différentes conditions de charge et la fatigue des composants. De plus, les études cliniques longitudinales devraient fournir des informations sur la prévisibilité de différentes conceptions pour le bridge soutenu par implants.

Références bibliographiques:

- [01] Srinivasan M, Makarov NA, Herrmann FR, Muller F. Implant survival in 1-versus 2-implant mandibular overdentures: a systematic review and metaanalysis. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27:63–72.
- [02] Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent.* 2013; 41:241–9.
- [03] De Souza RF, Ribeiro AB, Della Vecchia MP, Costa L, Cunha TR, Reis AC, et al. Mini vs. standard implants for mandibular overdentures: a randomized trial. *J Dent Res.* 2015;94:1376–84.
- [04] Kern JS, Kern T, Wolfart S, Heussen N. A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res* 2016;27:174-95.
- [05] Ozan O, Ramoglu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *J Oral Implantol* 2015;41:e50-9.
- [06] Elsyad MA, Agha NN, Habib AA. Retention and stability of implant-retained mandibular overdentures using different types of resilient attachments: An in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:1040-8.
- [07] Elsyad MA, Setta FA, Khirallah AS. Strains around distally inclined implants retaining mandibular overdentures with Locator attachments: an in vitro study. *J Adv Prosthodont* 2016;8:116-24.
- [08] Petrie CS, Walker MP, Lu Y, Thiagarajan G. A preliminary three-dimensional finite element analysis of mandibular implant overdentures. *Int J Prosthodont* 2014;27:70-2.
- [09] Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H, et al. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant retained/supported overdentures: A three dimensional finite element analysis. *J Dent* 2013;41:241-9.
- [10] El-Anwar MI, Yousief SA, Soliman TA, Saleh MM, Omar WS. A finite element study on stress distribution of two different attachment designs under implant supported overdenture. *Saudi Dent J* 2015;27:201-7.
- [11] Caetano CR, Mesquita MF, Consani RLX, Correr-Sobrinho L, Dos Santos MBF. Overdenture retaining bar stress distribution: A finite-element analysis. *Acta Odontol Scand* 2015;73:274–279.
- [12] dos Santos M, Bacchi A, Correr-Sobrinho L, Consani R. The Influence of Clip Material and Cross Sections of the Bar Framework Associated with Vertical Misfit on Stress Distribution in Implant-Retained Overdentures. *Int J Prosthodont* 2014;27:26–32.
- [13] Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20:533-9.
- [14] Sütpideler, M, Eckert, SE, Zobitz, M, An, K. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19:819-25.

- [15] Chandra S, Singh A, Gupta H, Chandra C. Treatment using functionally fixed prosthesis: A case report. *J Indian Prosthodont Soc* 2014;(14 Suppl 1):206-9
- [16] Lindquist LW, Rockler B, Carlsson GE. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1988;59:59-63.18.
- [17] Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-33
- [18] Chang SH, Huang SR, Huang SF, Lin CL. Mechanical response comparison in an implant overdenture retained by ball attachments on conventional regular and mini dental implants: a finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19:911–21.
- [19] Maminskas J, Puisys A, Kuoppala R, Raustia A, Juodzbaly G. The prosthetic influence and biomechanics on peri-implant strain: a systematic literature review of finite element studies. *J Oral Maxillofac Res.* 2016;7:e4.
- [20] Lauritano, F.; Runci, M.; Cervino, G.; Fiorillo, L.; Bramanti, E.; Cicciù, M. Three-dimensional evaluation of different prosthesis retention systems using finite element analysis and the Von Mises stress test. *Minerva Stomatol.* 2016, 65, 353–367.
- [21] Bankoglu G, Güngör M, Yilmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2016;116:346-55.
- [22] Gustavo Assis de Paula, Guilherme Carvalho Silva, Ênio Lacerda Vilaça, Tulimar Machado Cornacchia, Cláudia Silami de Magalhães and Allyson Nogueira Moreira. (2018) Biomechanical Behavior of Tooth-Implant Supported Prostheses With Different Implant Connections. *Implant Dentistry* 27:3, 294-302.
- [23] Valdey SUEDAM, Rafael Tobias MORETTI NETO, Edson Antonio Capello SOUSA and José Henrique RUBO. (2016) Effect of cantilever length and alloy framework on the stress distribution in peri-implant area of cantilevered implant-supported fixed partial dentures. *Journal of Applied Oral Science* 24:2, 114-120

Conclusion Générale

Conclusion

La pérennité du bridge fixé implanto-porté, repose sur le maintien à long terme de son ostéo-intégration. Ce processus alliant une stabilité mécanique primaire et une stabilité secondaire par intégration biologique garantit le maintien de l'ostéo-intégration implantaire par la mise en place d'un complexe os/implant doté d'une grande stabilité sous l'action de charge fonctionnelle. Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

Les résultats obtenus dans cette étude numérique tridimensionnelle *in vitro* par l'utilisation de la méthode des éléments finis mettent en évidence l'effet prépondérant de la technique de fixation d'un bridge dentaire implanto-porté par rapport à un autre sur la distribution des contraintes équivalentes de Von Mises générées dans l'os alvéolaire et les composantes prothétiques.

Il est indispensable de conclure que les champs de contraintes biomécaniques autour des implants porteurs ostéo-intégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux du bridge, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, et la nature de l'interface os-implant.

En ce qui concerne le système de bridge, les paramètres de conception qui affectent principalement les distributions des contraintes dans l'os, incluent le biomatériau utilisé ainsi que la géométrie du bridge.

À cet effet, Il est donc nécessaire de prendre en considération l'effet d'interaction des champs de contrainte inter-implantaire dans l'os cortical. Plusieurs alternatives visant à réduire les forces transmises aux implants ont été étudiées. Ainsi, des nouveaux concepts de fixation les composantes prothétiques du bridge dentaire ont été étudiés afin d'atténuer les chocs occlusifs et les contraintes concentrées à l'interface os-implants. Les nouvelles conceptions du système de bridge ont été évaluées par la technique des éléments finis tridimensionnelle (3D) en se basant sur une simulation numérique qui a permis d'analyser les effets du nombre et l'inclinaison d'implants porteurs sous une charge occlusive sur les contraintes équivalents de Von Mises induite dans l'os et les composantes prothétiques.

L'étude de la distribution des contraintes a indiqué que l'effort était maximal autour du dessus d'implants porteurs avec des intensités variables dans les différents cas de chargement. L'effort était maximal dans l'os cortical au collet d'implants porteurs et le plus faible dans l'os spongieux.

De manière générale, les nouveaux systèmes d'implants proposés ont provoqué des contraintes osseuses inter-implantaires inférieures dans l'os cortical grâce au choix de fixation que nous avons proposée.