

Université MUSTAPHA Stambouli

Mascara



جامعة مصطفى أسطبولي
معسكر

Faculté des sciences et technologies

Département de Génie Mécanique

THESE DE DOCTORAT DE 3^{eme} CYCLE

Domaine: Génie Mécanique

Spécialité: Mécanique des Matériaux et des Structures

THÈME

Évaluation des Contraintes Biomécaniques dans un Système Masticatoire

Présentée par : TAHAROU BELAID

Devant le jury :

Président	Ould Chikh El Bahri	Professeur	Université de Mascara
Encadreur	Merdji Ali	Professeur	Université de Mascara
Co-Encadreur	Aid Abdelkarim	Professeur	Université de Mascara
Examineur	Aminallah Laid	Professeur	Université de Mascara
Examineur	Fekirini Hamida	Professeur	Université de Sidi Bel Abbas
Examineur	Maachou Fatima Zohra	MCA	Université de Sidi Bel Abbas

Le 31 / 05 / 2023

Remerciements

Je remercie tout d'abord dieu le tout puissant pour la patience, le courage et la volonté qu'il m'a donné pour commencer, réaliser, et arriver à bout de ce travail.

Je remercie chaleureusement mon directeur de thèse Merdji Ali pour son soutien, ses conseils, sa motivation et sa bonne humeur qui m'ont encouragé tout au long de cette période.

Je tiens à remercier toutes les personnes qui ont contribué de manière directe ou indirecte, de loin ou de près, à l'aboutissement de ce travail.

Ces remerciements ne seraient pas complets si je ne citerais pas le département de Mécanique de l'université Mustapha Istambouli.

Enfin, je remercie l'ensemble des membres du Jury et mes rapporteurs pour avoir accepté de juger ce travail.

Résumé

Ces dernières années, les troubles de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) sont devenus d'un grand intérêt en dentisterie et en pathologie. Les troubles de l'ATM sont liés à l'instabilité mécanique des composants structurels de l'articulation et à leur mouvement irrégulier. Parmi eux, le disque articulaire qui est un élément clé pour comprendre l'état biomécanique de l'ATM, car il joue un rôle important en tant qu'absorbeur de contrainte pendant le fonctionnement de la mandibule. D'autres fonctions du disque sont d'améliorer l'ajustement entre les surfaces osseuses et d'assurer la stabilité lors des mouvements mandibulaires.

Il est bien connu que le succès d'une implantation dentaire dépend fortement de la stabilité initiale de l'implant et de son ostéointégration à long terme dû à la distribution optimale des contraintes mécaniques dans l'os environnant. C'est pour cette raison que la recherche de solutions raisonnables permettant de réduire ces contraintes est devenue un axe de recherche très important. Notre étude consiste à analyser l'effet des charges biomécaniques sur la distribution des contraintes dans les différentes composantes de l'articulation temporomandibulaire, la mandibule et l'implant. Notre étude consiste aussi à analyser l'effet de la qualité osseuse sur les contraintes interfaciales os-implant.

Dans cette étude l'évaluation de ces contraintes est analysée numériquement par la méthode des éléments finis en trois dimensions. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet la détermination du niveau des contraintes et de leurs états en tous points du système.

Cette démarche a pour but de fournir une aide aux praticiens du domaine médical.

Mots Clés : Articulation temporomandibulaire, implant dentaire, éléments finis, contraintes, qualité osseux .

Abstract

In recent years, temporomandibular joint (TMJ) disorders have become of great interest in dentistry and pathology. TMJ disorders are related to the mechanical instability of the structural components of the joint and their irregular movement. Among them, the articular disc which is a key element to understand the biomechanical status of ATM, since it plays an important role as a stress absorber during the functioning of the mandible. Other functions of the disc are to improve the fit between bony surfaces and to provide stability during mandibular movements.

It is well known that the success of a dental implantation strongly depends on the initial stability of the implant and its long-term osseointegration due to the optimal distribution of mechanical stresses in the surrounding bone. It is for this reason that the search for reasonable solutions to reduce these constraints has become a very important line of research. Our study consists in analyzing the effect of biomechanical loads on the distribution of stresses in the different components of the temporomandibular joint, the mandible and the implant. Our study also consists in analyzing the effect of bone quality on bone-implant interfacial stresses.

In this study, the evaluation of these stresses is analyzed numerically by the finite element method in three dimensions. The advantage of this method is that it allows the determination of the level of stresses and their states at all points of the system.

This approach is intended to provide assistance to practitioners in the medical field.

Keywords: Temporomandibular joint, dental implant, finite elements, constraints, bone quality.

ملخص

في السنوات الأخيرة ، أصبحت اضطرابات المفصل الصدغي الفكي ذات أهمية كبيرة في طب الأسنان وعلم الأمراض. ترتبط اضطرابات المفصل الفكي الصدغي بعدم الاستقرار الميكانيكي للمكونات الهيكلية للمفصل وحركتها غير المنتظمة. من بينها ، القرص المفصلي الذي يعد عنصرًا أساسيًا لفهم الحالة الميكانيكية الحيوية لمكونات المفصل الصدغي الفكي ، حيث يلعب دورًا مهمًا كمتص للضغط أثناء عمل الفك السفلي. تتمثل الوظائف الأخرى للقرص في تحسين التوافق بين الأسطح العظمية وتوفير الثبات أثناء حركات الفك السفلي.

من المعروف أن نجاح زراعة الأسنان يعتمد بشدة على الثبات الأولي للغرسة واندماجها العظمي طويل المدى بسبب التوزيع الأمثل للضغوط الميكانيكية في العظام المحيطة. لهذا السبب ، أصبح البحث عن حلول معقولة لتقليل هذه القيود مجالًا مهمًا للغاية من البحث. تتمثل دراستنا في تحليل تأثير الأحمال الميكانيكية الحيوية على توزيع الضغوط في المكونات المختلفة لمفصل الفك السفلي والفك السفلي والغرسة. تتكون دراستنا أيضًا من تحليل تأثير جودة العظام على الضغوط البيئية للغرسة والعظم.

في هذه الدراسة ، يتم تحليل تقييم هذه الضغوط عددًا بطريقتين العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد . ميزة هذه الطريقة هي أنها تسمح بتحديد مستوى الضغوط وحالاتها في جميع نقاط النظام.

يهدف هذا النهج إلى تقديم المساعدة للممارسين في المجال الطبي.

الكلمات المفتاحية: المفصل الصدغي الفكي ، زراعة الأسنان ، تحليل العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد ، الإجهاد، جودة العظام.

Liste des figures

Figure	Désignation	page
--------	-------------	------

Chapitre I: Structure Osseuse et Biomécanique du Système Masticatoire

Figure 1	Composition en couches du tissu osseux	7
Figure 2	L'os cortical et l'os spongieux d'une ATM	8
Figure 3	Vue microscopique : A- de l'os compact, B- de l'os spongieux	9
Figure 4	Les différentes phases du cycle de remodelage osseux	10
Figure 5	Mouvement et Angle de Bennett	19
Figure 6	Physiologie de l'ouverture buccale	21

Chapitre II: Biomatériaux et Implantologie Dentaire

Figure 1	Les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux	31
Figure 2	Implantation d'une lentille	32
Figure 3	Implantation des Implants	33
Figure 4	Prothèses articulaires (hanche, coude)	34
Figure 5	Cœur artificiel	34
Figure 6	Rein artificiel portable	35
Figure 7	pancréas artificiel	36
Figure 8	Module d'élasticité de plusieurs matériaux et d'un OS	39
Figure 9	Contrainte-déformation	41
Figure 10	Schéma des différents paramètres à prendre en fatigue	42
Figure 11	Implant dentaire	44
Figure 12	Microphotographie en MEB d'une céramique	45
Figure 13	L'anatomie de la dent	50
Figure 14	Arcade dentaire adulte	51
Figure 15	Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale	53
Figure 16	Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal	54
Figure 17	Surfaces convexes des cuspidés	56
Figure 18	a:Dent - b:Implant dentaire	57
Figure 19	Exemple d'un implant dentaire: a-endo-osseux en forme de lame[52] b-juxta-osseux	58
Figure 20	Différents types de col implantaire	59
Figure 21	Structure d'un implant cylindrique en vis	60
Figure 22	Ressemblance implant cylindroconique / racine naturelle	61
Figure 23	Les trois principes biomécaniques	65

Chapitre III : L'Articulation Temporomandibulaire et ses Troubles

Figure 1	L'articulation temporo-mandibulaire	74
Figure 2	La mandibule	76
Figure 3	Attaches du disque articulaire.	80

Figure 4	Muscles élévateurs	83
Figure 5	Muscles abaisseurs	84
Figure 6	Luxation discale réductible	85
Figure 7	Luxation discale irréductible	86
Figure 8	Localisation des fractures mandibulaires et leur pourcentage de survenue	90
Figure 9	Classification des fractures de la région condylienne	91
Figure 10	Les principales déformations de la mandibule	92

Chapitre IV: Effet de la Charge Masticatoire sur l'Articulation Temporomandibulaire

Figure 1	Principaux types d'éléments utilisés en 3D	102
Figure 2	Scintigraphie du condyle mandibulaire	106
Figure 3	Modèle en 3D du système	106
Figure 4	Conditions aux limites et les directions de la charge	107
Figure 5	Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques	108
Figure 6	Cartographie des contraintes dans le système masticatoire	109
Figure 7	Distribution des contraintes dans le disque	109
Figure 8	Distribution des contraintes dans l'os temporal	110
Figure 9	Distribution des contraintes dans l'os cortical	111
Figure 10	Distribution des contraintes dans l'os spongieux	112
Figure 11	Distribution des contraintes dans l'implant	112

Chapitre V: Effet du Chargement Mécanique sur la Stabilité des Implants Dentaires

Figure 1	Représentation tridimensionnel (3D) de l'assemblage Os/implant	122
Figure 2	Chargements appliqués et conditions aux limites	123
Figure 3	Distribution des contraintes équivalente de von Mises dans le cas de chargement verticale.	125
Figure 4	Distribution des contraintes équivalente de Von Mises dans le cas de chargement linguo-buccal	125
Figure 5	Distribution des contraintes équivalente de von Mises dans le cas de chargement disto-mésial	126
Figure 6	La variation de contrainte dans l'interface os cortical-implant sous différents chargement	126
Figure 7	Diagramme comparaison de l'effet des différents chargement sur la contrainte maximale	127
Figure 8	L'influence du matériaux sur la distribution des contraintes dans le même système implantaire avec le même chargement verticale	128

Chapitre IV: Évaluation Biomécanique de l'Effet de la Qualité Osseuse sur les Contraintes Interfaciales Os/Implant

Figure 1	Types de qualité osseuse	136
Figure 2	Modèle géométrique tridimensionnel d'un implant dentaire et des os environnants	137
Figure 3	Qualités osseuses considérées dans cette étude	138
Figure 4	Modèle par éléments finis de l'os et de l'implant soumis à une charge occlusale statique	139

Figure 5	Modèles de contraintes biomécaniques dans l'os autour de l'implant dentaire	141
Figure 6	Distribution des contraintes de von Mises sur l'implant	143
Figure 7	Distribution des contraintes de von Mises sur l'os cortical	144
Figure 8	Distribution des contraintes de von Mises sur l'os spongieux	145
Figure 9	Valeurs de contrainte de von Mises le long de la ligne cervicale à l'interface implant-os	146
Figure 10	Valeurs de contrainte de von Mises aux lignes d'interface linguo-buccale et disto-mésiale	146
Figure 11	Zones d'amplification des contraintes	150

Liste des tableaux

Tableau	Désignation	page
<i>Chapitre I: Structure Osseuse et Biomécanique du Système Masticatoire</i>		
Tableau 1	Quelque domaines d'application de la biomécanique	14
<i>Chapitre IV: Effet de la Charge Masticatoire sur l'Articulation Temporomandibulaire</i>		
Tableau 1	Propriétés élastiques des différents composantes du système	107
Tableau 2	Nombre des éléments et nœuds du système	108
<i>Chapitre V: Effet du Chargement Mécanique sur la Stabilité des Implants Dentaires</i>		
Tableau 1	Propriétés élastiques des différents composantes du système	122
Tableau 2	Nombre des éléments et nœuds pour le système implantaire	124
<i>Chapitre IV: Évaluation Biomécanique de l'Effet de la Qualité Osseuse sur les Contraintes Interfaciales Os/Implant</i>		
Tableau 1	Propriétés élastiques des matériaux utilisés	138

Tables des matières

	PAGE
<i>Introduction Générale</i>	2

Chapitre I Structure Osseuse et Biomécanique du Système Masticatoire

Introduction-----	6
2. Morphologie des os-----	6
2.1. L'os compact ou cortical-----	7
2.2. L'os spongieux ou os trabéculaire -----	8
3. Fonctions des os-----	8
4. Constitution du tissu osseux-----	9
5. Remodelage osseux-----	9
6. Propriétés mécaniques et densité osseuse-----	11
7. Application aux techniques myotensives-----	12
7.1. paramètres importants-----	12
7.2. Autres facteurs-----	13
7.2 .1. Composition des tissus-----	13
7.2 .2. Vitesse de déformation-----	13
8. La biomécanique-----	13
8.1. Introduction-----	13
8.2. Domaines d'application de la biomécanique-----	13
9. Biomécanique articulaire et cinématique mandibulaire-----	15
9.1. Cinématique mandibulaire-----	15
9.2. Les positions de référence de l'articulation temporo-mandibulaire-----	16
10. Les mouvements élémentaires-----	17
11. Les mouvements combinés-----	18
11.1. La propulsion-----	18
11.2. La Rétro-pulsion-----	18
11.3. La Diduction-----	18
12. Les mouvements fonctionnels-----	19
13. Les mouvements d'analyses-----	19
14. Les mouvements complexes-----	21
14.1. La mastication-----	21
14.2. La déglutition-----	21
15. L'articulation temporo-mandibulaire -----	22
16. Biomécanique du disque de l'articulation temporo-mandibulaire-----	22
17. Intérêts de l'étude de la cinématique mandibulaire-----	23
18. Conclusion-----	23
Références bibliographiques-----	24

Chapitre II Biomatériaux et Implantologie Dentaire

1. Historique-----	28
2. Définition-----	29
3. L'élaboration des biomatériaux-----	30
4. Domaines d'application-----	32

4.1. Ophtalmologie-----	32
4.2. Odontologie-stomatologie-----	33
4.3. Chirurgie orthopédique-----	33
4.4. Cardiovasculaire-----	34
4.5. Urologie/néphrologie-----	35
4.6. Endocrinologie-chronothérapie-----	35
4.7. Chirurgie esthétique-----	37
4.8. Chirurgie générale et divers-----	37
5. Les outils de choix des biomatériaux-----	37
6. Propriétés des biomatériaux-----	37
6.1. Propriétés générale-----	37
6.2. Propriétés mécaniques des Biomatériaux-----	38
6.3. Les contraintes-----	39
6.4. La fatigue-----	39
6.5. La rupture-----	42
7. Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue-----	43
8. Biomatériaux en odontologie (dentisterie)-----	43
8.1. Les céramiques-----	44
8.2. Les résines-----	46
8.3. Les Matériaux Naturels-----	46
8.4. Composites-----	47
8.5. Les métaux et les alliages métalliques-----	48
9. L'implantologie-----	48
9.1. Implantologie dentaire-----	48
9.2. Rappel anatomique sur la dent-----	49
9.2.1. Les différentes parties d'une dent-----	49
9.2.2. Les moyens d'ancrage de la dent-----	50
9.2.3. Les différents types des dents-----	51
9.3. Déplacement dentaire-----	51
9.4. Les forces appliquées sur la dent-----	52
9.4.1. Forces fonctionnelles-----	53
9.4.2. Forces pathologiques-----	54
9.5. Étude des forces masticatoires-----	54
10. Les implants dentaires-----	56
10.1. La morphologie implantaire-----	58
10.1.1. La formes-----	58
10.1.2. Diamètre-----	60
10.1.3. Implants de gros diamètre (> à 4,5 mm)-----	61
10.1.4. Implant de diamètre standard (3,75 à 4,1mm)-----	61
10.1.5. Longueur implantaire-----	62
10.1.6. L'influence du diamètre et de la longueur implantaire sur le maintien du volume osseux-----	62
10.2. Méthodes d'assemblage-----	62
10.3. Résistance de l'implant dentaire-----	63
10.3.1. Les effets sur l'os-----	63
10.3.2. La prise en compte des forces masticatoires-----	64
10.3.3. La stabilité primaire-----	64
11. La biomécanique dentaire-----	64
11.1. Principes biomécaniques-----	64
11.2. Rôle mécanique du tissu osseux et du tissu ligamentaire-----	65

11.2.1. Elasticité-----	65
11.2.2. Plasticité-----	65
12. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires-----	66
12.1. L'os alvéolaire-----	66
12.2. Le desmodonte -----	66
12.3. La dent et ses voisins-----	66
13. Conclusion-----	66
Références bibliographiques-----	67

Chapitre III L'Articulation Temporomandibulaire et ses Troubles

1. Introduction-----	73
2. Biologie du développement de l'ATM-----	73
3. Histologie de l'ATM-----	74
4. Anatomie de l'ATM-----	75
4.1. La mandibule-----	76
4.2. Le maxillaire:-----	76
4.3. Cavité glénoïdienne-----	77
4.4. Eminence articulaire-----	77
4.5. Ménisque interarticulaire-----	78
4.6. Capsule articulaire-----	78
4.7. Ligaments de l'ATM-----	79
5. La vascularisation-----	80
5.1. Le système artériel-----	80
5.2. Le système veineux-----	81
6. L'innervation-----	81
7. Muscles masticateurs-----	81
7.1. Muscles élévateurs-----	81
7.1.1 Masséter-----	82
7.1.2. Temporal-----	82
7.1.3. Ptérygoïdien médial-----	82
7.1.4 Ptérygoïdien latérale-----	82
8. Muscles abaisseurs-----	83
9. Dysfonctionnement de l'ATM-----	84
10. Altérations de l'articulation temporo-mandibulaire-----	84
11. Les pathologies musculaires-----	87
12. Dysfonctionnements temporomandibulaires et édentement-----	89
13. Les fractures de la mandibule-----	89
13.1. Fractures des portions dentées et de la région angulaire-----	90
13.1.1. Les fractures de la région condylienne-----	90
13.1.2. Fractures du ramus mandibulaire (hors fracture de la région condylienne)-----	91
14. Conclusion-----	92
Références bibliographiques:-----	93

Chapitre IV Effet de la Charge Masticatoire sur l'Articulation Temporomandibulaire

1. Introduction-----	98
2. Généralités sur la modélisation EF de l'ATM-----	98
3. Modélisation par éléments finis-----	101

3.1. Le maillage-----	101
3.2. Caractérisation d'un maillage-----	101
4. Les logiciels de calcul-----	102
5. Modèle et géométrie-----	105
5.1. Propriétés du matériel:-----	107
5.2. Conditions aux limites et simulations-----	107
5.3. Maillage-----	108
5.4. Résultats-----	109
5.4.1 Contraintes dans Le disque-----	109
5.4.2 Contraintes dans L'os temporal-----	110
5.4.3 Contraintes dans L'os cortical-----	110
5.4.4. Contraintes dans Los spongieux-----	111
5.4.5. Contraintes dans l'implant-----	112
6. Discussion-----	113
7. Conclusion-----	117
Références bibliographiques:-----	117

Chapitre V Effet des Charges Biomécaniques sur la Stabilité des Implants Dentaires

1. Introduction-----	121
2. Modèle géométrique-----	121
3. Propriétés mécaniques des matériaux utilisés-----	122
4. Conditions aux limites-----	123
5. États de l'interface-----	124
6. Maillage-----	124
7. Résultats et discussion-----	124
7.1. Effet du chargement vertical (cas a)-----	124
7.2. Effet du chargement linguo-buccal (cas b)-----	125
7.3. Effet du chargement disto-mésial (cas c)-----	125
7.4. Variation de contrainte équivalente dans l'interface os-implant-----	126
7.5. Alliage de titane et la conception des implants-----	127
7.6. Le diagnostic occlusal-----	128
7.7. Le choix de l'implant-----	129
8. Discussion-----	129
9. Conclusion-----	131
Références bibliographiques-----	131

Chapitre IV Évaluation Biomécanique de l'Effet de la Qualité Osseuse sur les Contraintes Interfaciales Os/Implant

1. Introduction-----	135
2. Matériaux et méthodes proposées-----	136
2.1. Modèle géométrique-----	137
2.2. Qualité de la structure osseuse-----	137
2.3. Modèles de matériaux-----	138
2.4. Conditions aux limites et de chargement-----	139
2.5. Maillage-----	139
2.6. Modèle d'éléments finis-----	139
3. Résultats-----	140
3.1. Répartition des contraintes dans l'implant-----	142

3.2. Répartition des contraintes dans l'os-----	143
4. Discussion-----	147
5. Conclusions-----	153
Références bibliographiques-----	154
Conclusion générale-----	159

Introduction
Générale

Introduction

La perte des dents modifie profondément l'état initial de contact entre les deux arcades dentaires. L'altération de cet équilibre peut donc avoir pour conséquence un changement sur la relation existante entre les structures osseuses de la mâchoire, pouvant provoquer des troubles au niveau des articulations temporo-mandibulaires (ATM) en plus des troubles musculaires et des fonctions précitées.

La fonction d'un implant dentaire est de remplacer une pièce manquante, évitant ainsi les problèmes que son absence entraîne : résorption osseuse, difficulté à mâcher, déséquilibre de l'ATM, problèmes d'hygiène et modifications de l'apparence physique, entre autres.

Le succès ou l'échec d'un implant est déterminé par la manière dont les contraintes sont transférées de l'interface os-implant aux os voisins. De même, la structure de l'os est très poreuse, composée d'une couche externe dense (os cortical) et d'une couche interne d'os spongieux (os trabéculaire).

La stabilité primaire est définie comme la rigidité de la jonction os-implant avant que l'ostéointégration ne se produise. Il est considéré comme une nécessité mécanique d'éviter le micromouvement initial à l'interface os-implant. Cela dépendra de trois facteurs : la conception de l'implant, la procédure chirurgicale utilisée et la densité et la dureté de l'os. La stabilité secondaire est la somme de la stabilité primaire et de la stabilité obtenue par apposition osseuse lors de la cicatrisation péri-implantaire. Un implant qui n'a pas une bonne stabilité initiale peut atteindre l'ostéointégration si le temps de cicatrisation est suffisant, alors qu'une bonne stabilité primaire réduirait le temps de cicatrisation.

L'utilisation des implants dentaires représente un taux de réussite supérieur à 90% d'après les observations cliniques. La pose d'un implant dentaire est un acte chirurgical qui consiste à introduire dans l'os de la mandibule un dispositif en matériau inerte destiné à recevoir la couronne dentaire. Ces prothèses sont plus ou moins tolérées par l'organisme vivant (environ 5% de rejet) et peuvent dans certains cas conduire à une ruine de l'os. Pour améliorer la biocompatibilité de ces dispositifs médicaux, plusieurs pistes sont explorées. On peut s'intéresser à la géométrie de l'implant et son état de surface, au matériau de l'implant ou bien au système mécanique os-implant. C'est dans ce dernier cadre que nous avons situé notre travail de thèse. Le système os-implant est un système mécanique soumis à des sollicitations répétées de forte intensité. Les niveaux de contrainte et de déformation atteints lors de la

mastication participent à la stabilité de l'ensemble et la viabilité de ces milieux vivants. Ces niveaux de contrainte et de déformation doivent être reproduits dans l'os dans le cas du système os-implant. On espère ainsi assurer la viabilité de l'os et éviter les divers processus de dégradation. Il convient donc de simuler et analyser la réponse d'un tel système à des sollicitations mécaniques.

La charge masticatoire modifie significativement les contraintes biomécaniques articulaires au risque d'induire une dysfonction de l'articulation temporomandibulaire.

Pour des raisons morales, les mesures in vivo ne peuvent être effectuées à l'intérieur de l'os. De plus, pour les géométries complexes, tels que le système os-implant et l'ATM, il est très difficile de réaliser une solution analytique suffisamment efficace. C'est pour ces deux raisons que l'utilisation des méthodes numériques telles que la méthode d'éléments finis, reste indispensable. La revue des travaux menés sur la modélisation par cette méthode confirme la possibilité d'obtenir des modèles personnalisés de l'ATM et du système d'os-implant, conduisant à des résultats pertinents.

Une étroite collaboration entre deux spécialités a priori totalement indépendantes, odontologistes et mécaniciens, permet d'étudier et de comprendre le comportement biomécanique des implants dentaires.

Notre étude porte sur l'analyse et l'évaluation des contraintes biomécaniques dans un système masticatoire.

pour cela nous suivons le plan décrit par les six chapitres qui constituent cette thèse :

- ✚ Dans le premier chapitre , nous nous intéresserons aux structure et comportement mécanique de l'os humain avec leurs propriétés mécaniques et la biomécanique articulaire et cinétique mandibulaire.
- ✚ Le deuxième chapitre sera consacré aux biomatériaux en général et l'implantologie dentaire en particulier.
- ✚ Le troisième chapitre se consacre sur l'articulation temporomandibulaire et ces composants, dans laquelle on explique l'anatomie de l'articulation temporomandibulaire, les Ligaments de l'ATM , les muscles masticatoires et le dysfonctionnement de l'ATM.
- ✚ Dans un quatrième chapitre une analyse numérique d'effet de la charge occlusal sur l'articulation temporomandibulaire a été décrite. Une étude biomécanique est

développée avec un modèle éléments finis simulant l'application d'une charge occlusale sur l'ATM dans divers directions.

- ✚ Le chapitre cinq a pour but de modéliser l'effet du chargement biomécanique sur la stabilité des implants dentaires.
- ✚ La sixième partie s'attache à l'effet de la qualité de l'os alvéolaire et la distribution des contraintes de von Mises à l'interface os-implant lors du chargement occlusal en utilisant une simulation numérique 3D basé sur la méthode des éléments finis.

Chapitre I

Structure Osseuse et Biomécanique du Système Masticatoire



Chapitre I

Structure Osseuse et Biomécanique du Système Masticatoire

1. Introduction

Les os, éléments durs et résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles. Ces os, au nombre de 206 remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique [1].

L'os, comme tous les tissus conjonctifs, est composé de cellules et d'une matrice extracellulaire, mais la particularité du tissu osseux est que cette matrice extracellulaire est minéralisée.

Etant donné cette minéralisation, le tissu osseux, à la différence du cartilage, ne peut se nourrir par diffusion. Il est donc vascularisé. Sa structure lui conférant une certaine solidité, il joue un rôle de support et de protection mécanique. Il a également une fonction de réserve minérale.

2. Morphologie des os

Le squelette est constitué d'os de différentes formes et tailles qui sont habituellement classés en 3 principales catégories:

- Les os longs comme le fémur ou l'humérus.
- Les os courts, tels que les carpes et les tarse.
- Les os plats incluant les omoplates ou encore les os du crâne.

Un os long se décompose en 3 parties :

- L'épiphyse : extrémités de l'os, recouverte de cartilage.

- La diaphyse : partie allongée centrale de l'os, hébergeant le canal (ou cavité) médullaire, siège de la moelle osseuse.
- la métaphyse : jonction entre la diaphyse et l'épiphyse

A la coupe, l'os humain présente de la surface vers la profondeur [2], il est constitué essentiellement de deux types distincts du matériau osseux : l'os cortical ou compact, et l'os spongieux ou trabéculaire, comme le montre la figure 1.

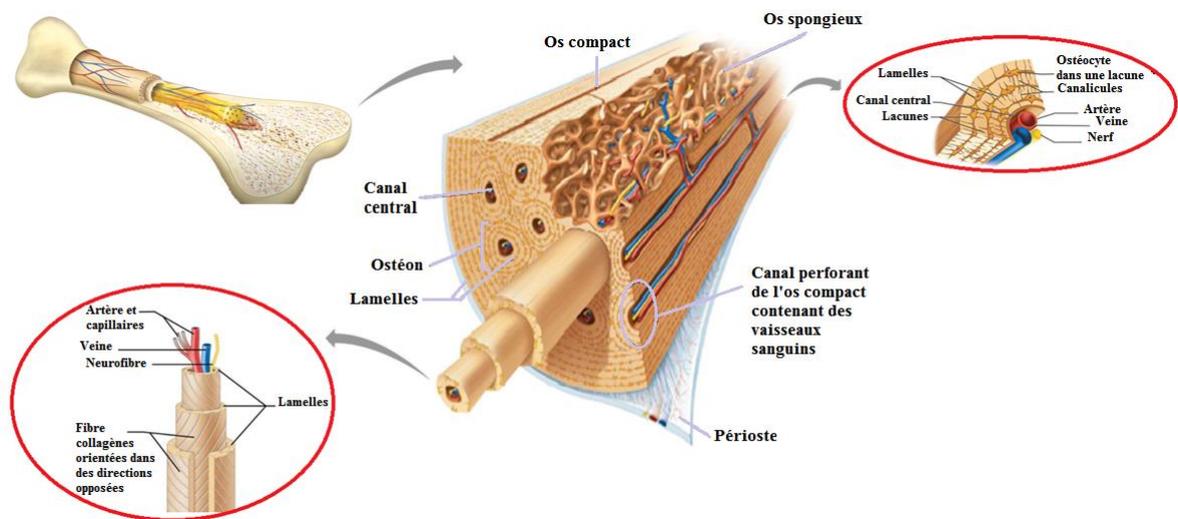


Figure 1 - Composition en couches du tissu osseux[3].

2.1. L'os compact ou cortical

Il constitue la diaphyse des os longs et l'enveloppe des os plats et courts. Il est principalement constitué d'ostéones ou systèmes de Havers fait de lamelles osseuses cylindriques disposées concentriquement autour du canal de Havers. Entre les lamelles, se situent les ostéoplastes contenant le corps cellulaire des ostéocytes. Le canal de Havers contient des capillaires sanguins et des filets nerveux amyéliniques enrobés d'un peu de tissu conjonctif lâche. Les canaux de Havers sont reliés entre eux, avec la cavité médullaire et avec la surface de l'os par des canaux transversaux ou obliques (les canaux de Volkmann). Cette disposition confère à l'os compact un maximum de résistance. Entre les ostéones se trouvent des lamelles osseuses, vestiges d'ostéones anciens partiellement résorbés et constituant les systèmes interstitiels. La diaphyse des os longs est bordée extérieurement et intérieurement par des lamelles osseuses circonférentielles, réalisant le système circonférentiel externe et le système circonférentiel interne.

2.2.L'os spongieux ou os trabéculaire

Le tissu osseux spongieux siège essentiellement dans les os courts et les os plats (sternum, ailes iliaques) ainsi que dans les épiphyses des os longs. Il est formé par un lacis tridimensionnel de spicules ou trabécules de tissu osseux, ramifiés et anastomosés, délimitant un labyrinthe d'espaces intercommunicants occupés par de la moelle osseuse et des vaisseaux [4].

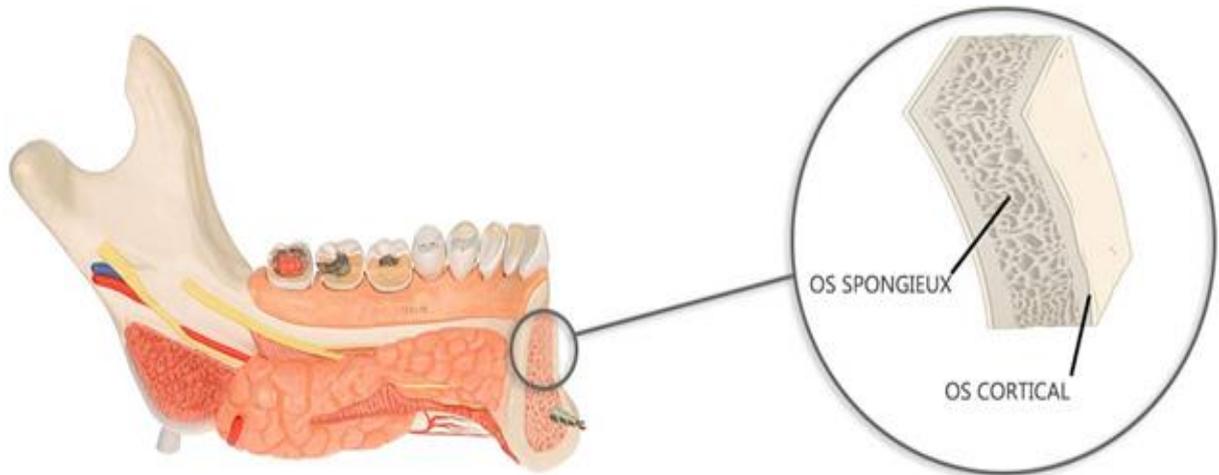


Figure 2 - L'os cortical et l'os spongieux [5].

3.Fonctions des os

Les os possèdent une structure destinée à leur conférer toutes les qualités nécessaires pour assurer leurs rôles principaux :

- légers : suffisamment en tout cas pour ne pas gêner leur mobilité ;
- souples : malgré leur solidité, ils possèdent une relative souplesse ;
- solides : ils sont capables de résister à de multiples contraintes (pressions, tractions, compressions) sans se briser, ils peuvent donc jouer un rôle protecteur pour les organes vitaux.

Outre ces fonctions liées à leur structure, les os :

- participent à la formation des cellules sanguines (globules rouges, globules blancs, plaquettes) via leur moelle osseuse rouge ;

- constituent une réserve en sels minéraux et notamment en calcium pour l'organisme (ce minéral est indispensable au bon fonctionnement du métabolisme phosphocalcique).

4. Constitution du tissu osseux

Le tissu osseux est constitué de différents types de cellules ; des ostéoblastes, ostéocytes, ostéoclastes, cellules bordantes et d'une matrice extracellulaire constituée de 65% d'éléments minéraux, essentiellement des cristaux d'hydroxyapatite, et de 35% d'éléments organiques. Le collagène de type I représente 90% de ce matériel organique. Les 10% restants étant constitués de protéines non collagéniques dont moins de 1% de facteurs de croissance qui participent au processus de cicatrisation et de formation osseuse [6].

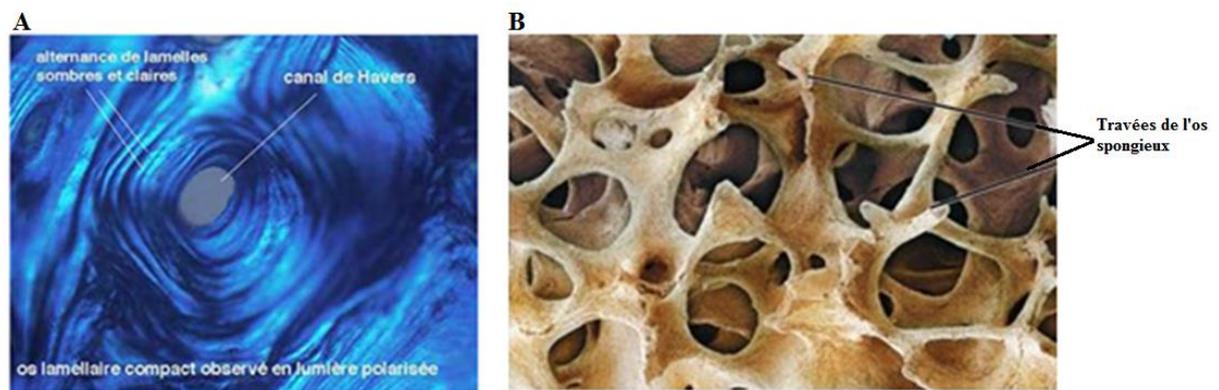


Figure 3 - Vue microscopique : a- de l'os compact, b- de l'os spongieux [7].

5. Remodelage osseux

Les os d'un adulte sain ont en effet la capacité de s'entretenir et de s'adapter continuellement par leurs propriétés (remodelage interne) et par leur forme (remodelage externe). Ce remodelage permet notamment l'adaptation des propriétés mécaniques et la réparation des endommagements. Tous ces changements interviennent en fonction des conditions hormonales, mécaniques et physiologiques. Le remodelage osseux n'intervient que par les cellules osseuses se trouvant sur les surfaces internes de l'os. Il s'agit donc d'un mécanisme d'apposition [8].

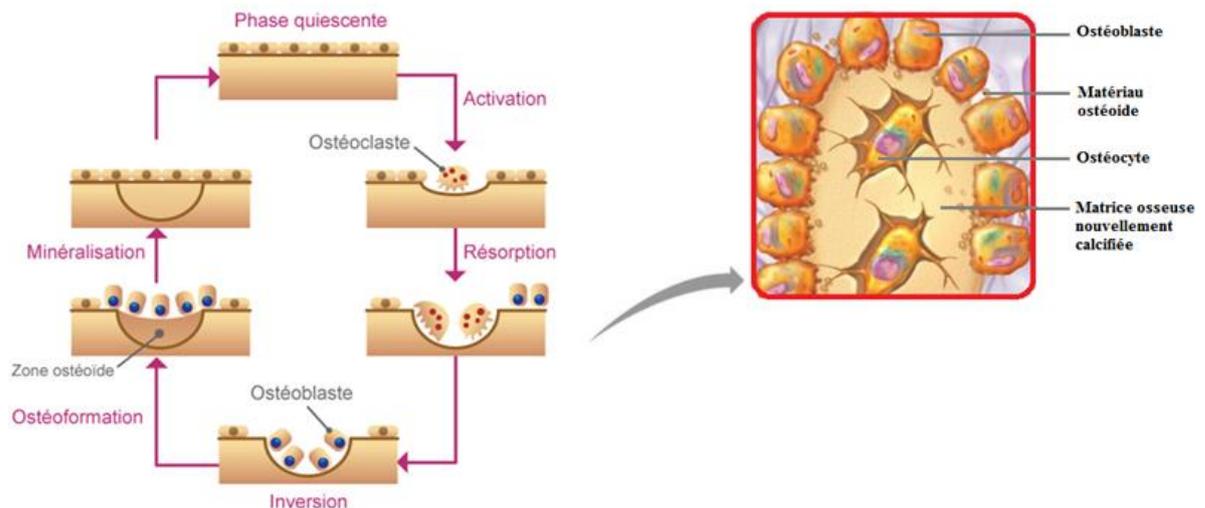


Figure 4 - Les différentes phases du cycle de remodelage osseux [9].

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration du calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir, s'il est nécessaire et à quel moment, de démarrer le remodelage.
- Un processus de régulation mécanique dépendant des sollicitations s'exerçant dans le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien, et pour cela, choisit l'endroit du remodelage.

Le processus de remodelage osseux se déroule selon six grandes étapes (Fig 4.):

- **La phase d'activation** dure deux à trois jours. Les cellules mécano-sensibles ostéocytaires vont être activées via divers stimuli environnants notamment, et par exemple, lorsque leur déformation due au champs mécaniques locaux dépassera un certain seuil. Elles vont alors envoyer différents messages chimiques et/ou électriques pour activer la différenciation de cellules souches du sang (cellules hématopoïétiques) ou de la moelle osseuse (cellules mésenchymateuses) en futures cellules osseuses (les ostéoclastes et les ostéoblastes).
- **La phase de résorption** se déroule sur trente à quarante jours. Quelques ostéoclastes se fixent sur la matrice osseuse par effet "ventouse" et sécrètent des substances à pH basique pour résorber l'os ancien. Elles creusent ainsi dans la microstructure, à une vitesse de 40 $\mu\text{m}/\text{jour}$, une sorte de tunnel long au final de quelques millimètres. Ces cellules ayant une durée de vie d'une dizaine de jours environ sont remplacées dès leur mort par d'autres ostéoclastes au cours de cette phase.

- **La phase de réversion**, longue de deux à trois jours, correspond au changement de cellules "actives", les ostéoclastes laissent place aux ostéoblastes.
- **La phase de formation** s'étend sur quatre vingt jours environ. Les ostéoblastes déposent de la matière collagénique majoritairement mais également des protéines non collagéniques et des facteurs de croissance pour former l'ostéoïde. Lors de cette phase, l'avancée longitudinale s'effectue à la vitesse de 15 $\mu\text{m}/\text{jour}$ et l'apposition radiale à la vitesse de 1 $\mu\text{m}/\text{jour}$.
- **La phase de minéralisation** s'étale, elle, sur plusieurs mois. Ces mêmes cellules déposent ensuite des cristaux minéraux d'hydroxyapatite. 60% de la minéralisation s'effectuent les premiers jours (minéralisation dite primaire), les 40% restant sont apposés à un taux décroissant sur une durée de 6 mois environ (phase de minéralisation secondaire).
- **La dernière phase** correspond à une phase de repos ou de latence : la structure haversienne ou ostéon est totalement formée jusqu'à ce qu'un nouveau processus de remodelage vienne la remplacer. Les ostéoclastes meurent et les ostéoblastes se transforment en cellules bordantes ou en ostéocytes.

Le remodelage osseux aboutit donc à la génération au sein de la microstructure d'un nouvel ostéon, cylindre percé en son centre par le canal de Havers et constitué de lamelles coaxiales.

6. Propriétés mécaniques et densité osseuse

D'un point de vue mécanique, l'os constitue un matériau particulièrement complexe. Sa texture, sa structure et son architecture subtiles influencent fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multiphasé, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction [10].

Les propriétés de l'os constituent un compromis entre la rigidité nécessaire à autoriser une cinématique efficace, la viscosité permettant l'absorption des chocs et la masse du squelette. La texture de l'os en couches croisées lui procure des propriétés mécaniques massives excellentes. Par ailleurs, on peut noter que chaque os est unique. Sa structure et son architecture se montrent parfaitement adaptées à celles requises. La forte anisotropie de l'os est due à sa structure (Orientation des ostéons pour l'os cortical et des trabécules pour l'os spongieux). Ses propriétés dépendent également fortement de sa densité.

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 [11]. La densité apparente d'un os sans

porosité est d'environ 2100 kg/m³, pour un os cortical elle n'excède pas 1920 kg/m³. Il a été montré expérimentalement que cette densité peut être corrélée avec les caractéristiques mécaniques de l'os, en particulier avec le module d'Young. Les modèles de remodelage sont souvent bâtis sur ce genre de lois afin de pouvoir aisément passer de la densité aux propriétés mécaniques[12].

Parmi les relations existantes, on retiendra celles proposées par Jacobs .

$$E = B(\rho)^{\beta(\rho)} \quad (1)$$

En pratique, les fonctions $\beta(\rho)$ et $B(\rho)$ sont supposées constantes. Par exemple, Jacobs a établi les relations suivantes :

$$E = \begin{cases} 2014 \rho^{2,5} & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 1762 \rho^{3,2} & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (2)$$

$$\nu = \begin{cases} 0,20 & \text{pour } \rho \leq 1.2 \text{ g/cm}^3 \\ 0,32 & \text{pour } \rho > 1.2 \text{ g/cm}^3 \end{cases} \quad (3)$$

Avec E le module d'Young, ρ est la densité apparente et ν le coefficient de Poisson [10].

7. Application aux techniques myotensives

Les techniques myotensives, ou encore appelées énergie musculaire, sont des techniques directes de contractions ou de relâchements musculaires visant à redonner de la mobilité à une articulation à la base contrainte par ces tensions musculaires. Elle va permettre de gagner de l'amplitude articulaire et tissulaire.

7.1. paramètres importants

- Le module d'Young (E).
- L'allongement obtenu.
- Diminution de la force en rapport avec le phénomène de relaxation.
- Force de résistance maximale.
- Allongement maximal possible.
- Energie absorbée.

7.2. Autres facteurs

7.2 .1. Composition des tissus

- Disposition des fibres et variation d'orientation
- Force: plus la force est élevée, plus la déformation est importante
- La déformation augmente avec le temps d'étirement

7.2 .2. Vitesse de déformation

- Plus la vitesse de déformation est faible, l'étirement est important(a durée identique d'application de la force)
- Si la mise en charge est rapide, la pente est plus raide donc résistance possible.
- Possibilité aussi d'une charge de rupture plus élevée et quantité d'énergie augmente.

8.La biomécanique

8.1. Introduction

La biomécanique est par définition une mécanique appliquée au corps humain. Le terme provient du grec bios (vie) et de mécanique. Elle constitue le produit des avancées technologiques mécaniques et d'autres sciences comme la santé, l'anatomie, la physiologie, les sciences de sport... [13].

La biomécanique désigne tout simplement l'application de la mécanique à des systèmes biologiques. Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants, d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, la dynamique des fluides, le transfert de la chaleur et de la masse, ceci pour décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou para-fonctionnelles [14].

8.2. Domaines d'application de la biomécanique

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

- L'organe :pathologie, fonctionnement...
- La cellule :transformations, pathologie...
- Le système, l'appareil : relations entre les organes au sein d'un système,.....

- Le tissu : croissance, résistance, vieillissement...
- Le corps dans son ensemble : ergonomie, posture,...

Tableau 1. Quelque domaines d'application de la biomécanique [15].

Domaines	Exemples
La mécanique des fluides	L'étude de la circulation sanguine
La mécanique du solide	L'analyse du mouvement du corps humain
La résistance des matériaux	Pour la résistance des organes et des membres aux chocs et aux contraintes

Le principe de base des modèles biomécaniques actuels consiste à estimer les forces sur les différentes structures actives (muscles) et passives (disques, ligaments) du tronc en équilibrant les moments (charges) externes, qui sont causés par les mouvements du corps et les charges externes, avec les moments internes, qui eux résultent de l'action musculaire et ligamentaire. Des mesures externes (intrants des modèles) doivent ainsi être prises pour produire les estimations des modèles (extrants). Ces estimations sont de différents ordres : forces musculaires, tensions ligamentaires, forces de compression et de cisaillement sur les disques vertèbres [15].

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 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 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, le domaine de l'implantologie, auquel nous nous intéressons plus particulièrement dans ce chapitre.

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 [16].

9. Biomécanique articulaire et cinématique mandibulaire

La biomécanique du mouvement mandibulaire est une fonction de l'apport neurologique des sources corticales et stomatognathiques qui agissent pour initier ou restreindre la contraction musculaire. L'action musculaire stabilise le condyle contre le processus articulaire ou dirige son mouvement de rotation ou de translation, ou les deux, vers chaque os temporal respectif. La position et le mouvement fonctionnel d'un condyle dépendent toujours de l'état ou de l'activité de l'autre. Puisque les dents maxillaires ont une relation fixe avec la base du crâne, tout comme les dents mandibulaires ont une relation fixe avec le condyle, le contact de leurs surfaces occlusives respectives peut directement influencer les positions ou les mouvements condyliens. On sait bien que la mandibule est suspendue à la base du crâne par des ligaments et des muscles.

9.1. Cinématique mandibulaire

La cinématique étudie les mouvements indépendamment des forces qui les produisent. Décrit très correctement, dès 1744.

La science ayant pour objet l'étude théorique des forces et de leurs actions est dénommée mécanique rationnelle. La mécanique rationnelle, qui considère l'étude des forces et de leurs actions sous son aspect théorique, comprend trois grandes sections :

- la statique, qui étudie l'équilibre et l'action des forces sur les corps, en l'absence de tout mouvement ;
- la dynamique, qui étudie les mouvements sous l'action des forces ;
- la cinématique (du grec kinêma, -atos, mouvement), qui s'occupe des mouvements indépendamment des forces qui les produisent.

Les articulations temporomandibulaires (ATM) possèdent la spécificité de pouvoir exécuter deux types de mouvements élémentaires (rotation et translation), réalisés

simultanément ou non, et associés en mouvements composés, pour réaliser les mouvements fondamentaux (ouverture-fermeture, propulsion-rétropulsion et diduction) et fonctionnels (mastication, phonation, déglutition, respiration, bâillement). Le mouvement allant de l'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM) à l'occlusion en relation centrée (ORC) est nommé mouvement de Ferrein. En diduction, les trajectoires du corps mandibulaires, lors de la phase de médialisation et celle de latéralisation, sont différentes. Les mouvements fondamentaux représentent les fonctions potentielles de l'appareil manducateur, quand les mouvements fonctionnels en sont le mode réel de fonctionnement.

Trois éléments doivent être pris en considération : le mouvement, le temps et le système de référence.

- **Le mouvement**, ou changement de position d'un corps dans l'espace, se manifeste pour ce corps, par sa rotation, sa translation, ou une combinaison plus ou moins complexe de ces deux mouvements élémentaires.
- **Le temps**, induit la notion de vitesse, primordiale dans les analyses cinématiques.
- **Le système de référence**, habituellement utilisé est celui de coordonnées spatiales à trois dimensions, dont l'origine correspond à la position de référence.

9.2. Les positions de référence de l'articulation temporo-mandibulaire

Il existe trois positions de référence de l'ATM :

1. La relation centrée (RC) : La connaissance des mouvements mandibulaires commence par un point de référence initial pour chaque condyle appelé relation centrée, on la définit comme la position de la mandibule la plus postérieure dans la cavité glénoïde, position à partir de laquelle tout mouvement peut être réalisé (latéralité) [17]. C'est une relation volontaire la plus postérieure de la mandibule par rapport au maxillaire ou les deux condyles (droite et gauche) ont une position symétrique. La relation centrée est la seule référence précise et reproductible pour déterminer la relation des deux arcades (référence condylienne) [18].
2. La position d'intercuspidation maximale (ou OIM Occlusion d'Intercuspidie Maximale): c'est la position de contact maximum entre les dents postérieures. Dans le cas d'occlusion stable, elle est caractérisée par des contacts simultanés bilatéraux entre les couples de dents postérieures antagonistes sans déviation latérale ou antéro

postérieure lors de l'application de la pression musculaire. C'est une position que le patient doit retrouver spontanément et qui représente le rapport le plus intime entre le maxillaire et la mandibule lorsque les dents sont présentes.

3. La position de repos : C'est la position dans laquelle les structures stomatognathiques sont en équilibre. Les lèvres sont jointes ou très légèrement séparées, les dents antagonistes ne sont pas en occlusion, les muscles de la mâchoire sont au repos et la mandibule est suspendue passivement[19]. La musculature mandibulaire est relaxée, sans tension. La mandibule adopte sa position de repos durant la plus grande partie de la journée.

Le fonctionnement d'une ATM ne dépend pas seulement de ses propres conditions fonctionnelles mais aussi du fonctionnement de l'ATM contra-latérale. C'est pourquoi en cas de déficit d'amplitude à l'ouverture d'une articulation, l'ATM contralatérale va essayer de le compenser par une amplitude plus importante que la normale (subluxation compensatrice).

Les mouvements de l'ATM peuvent être décomposés par des mouvements plus simples, appelés mouvements élémentaires [20]. Il est possible d'associer ces deux types de mouvements élémentaires pour former des mouvements combinés et des mouvements complexes.

10. Les mouvements élémentaires

Ils sont représentés par la rotation (dans le compartiment disco-mandibulaire ou compartiment inférieur) et par la translation (dans le compartiment disco-temporal ou compartiment supérieur) [21].

Le mouvement de rotation en forme de charnière est régi par la règle de concave-convexité. Dans une articulation saine, le mouvement physiologique (rotation osseuse) produit un mouvement articulaire associé de roulement et de glissement (arthrocinématique). Le segment osseux mobile, ici convexe et représenté par le condyle mandibulaire, roule et glisse sur la face concave inférieure du disque articulaire.

La translation osseuse peut être définie comme le mouvement linéaire d'un os le long d'un axe et par rapport au plan qui le définit. Lors de la translation osseuse, toutes les parties de l'os se déplacent en ligne droite, à la même distance, dans la même direction et à la même vitesse [22].

11. Les mouvements combinés

Les mouvements combinés permettent des mouvements condyliens symétriques (ouverture-fermeture buccal, propulsion et rétro-pulsion de la mandibule) et asymétriques (diduction). Ils sont caractérisés par la combinaison des mouvements élémentaires. Ils peuvent être décrits suivant les trois plans de l'espace.

11.1. La propulsion

Est un mouvement mandibulaire à direction sagittale postéroantérieure permettant le proglissement mandibulaire. Ce mouvement débute par la position d'OIM pour aboutir à une position de propulsion maximale avec ou sans contacts dentodentaires. Ce mouvement nécessite une translation maximale ainsi qu'une faible rotation. Pour assurer ce mouvement, les faisceaux inférieurs des ptérygoïdiens latéraux et les faisceaux superficiels des masséters se contractent de façon symétrique. Le disque articulaire glisse en avant sous le plan temporal sans atteindre la position maximale d'ouverture. Le mouvement est limité par la lame élastique rétro-discale supérieure et par la tension des différents ligaments capsulaires[23].

11.2. La Rétro-pulsion

Le mouvement de rétro-pulsion est le mouvement inverse de la propulsion. C'est un mouvement à direction sagittale antéro-postérieure mais allant de la position de propulsion à la position d'OIM. Cette rétro-pulsion peut également se faire à partir de l'OIM, dans ce cas, l'amplitude est très limitée (environ 2mm) car les condyles se trouvent bloqués par les tissus rétro-discaux. On parle alors de mouvement de « rétrusion ». La rétro-pulsion se réalise par contraction simultanée des fibres horizontales postérieures du temporal, du ventre postérieur du digastrique et des muscles abaisseurs. Le disque suit exactement le mouvement inverse de celui pendant la propulsion.

11.3. La Diduction

La diduction est un mouvement asymétrique de la mandibule où se succèdent des mouvements d'éloignement par rapport au plan sagittal médian (latéralisation) et des mouvements de rapprochement vers le plan sagittal médian (médialisation). Le terme de latéralité est incorrect car les deux articulations droite et gauche se font face (et donc obstacles) rendant impossible un vrai mouvement de latéralité. La diduction est donc la succession de mouvement de latéralisation et de médialisation [24].

12. Les mouvements fonctionnels

Ils sont caractérisés par la combinaison de mouvements fondamentaux. Ils peuvent être décrits dans le plan transversal ou sagittal.

Ils correspondent à la trajectoire de la mandibule lors des fonctions naturelles. Pendant la mastication, on observe trois types de déplacements:

- Le mouvement de médioclusion : déplacement centripète avec contacts dentaires de l'extérieur vers le plan sagittal médian.
- Le mouvement de latéroclusion : déplacement centrifuge à partir de l'O.I.M.
- Le mouvement de rétroclusion : déplacement dentaire qui correspond à l'incision.

13. Les mouvements d'analyses

Ces déplacements ne peuvent pas être réalisés de façon naturelle par le patient. Ils permettent principalement de diagnostiquer les dysfonctions de l'appareil manducateur. Ils ne sont donc jamais exécutés, sauf lors de l'examen clinique chez le chirurgien dentiste.

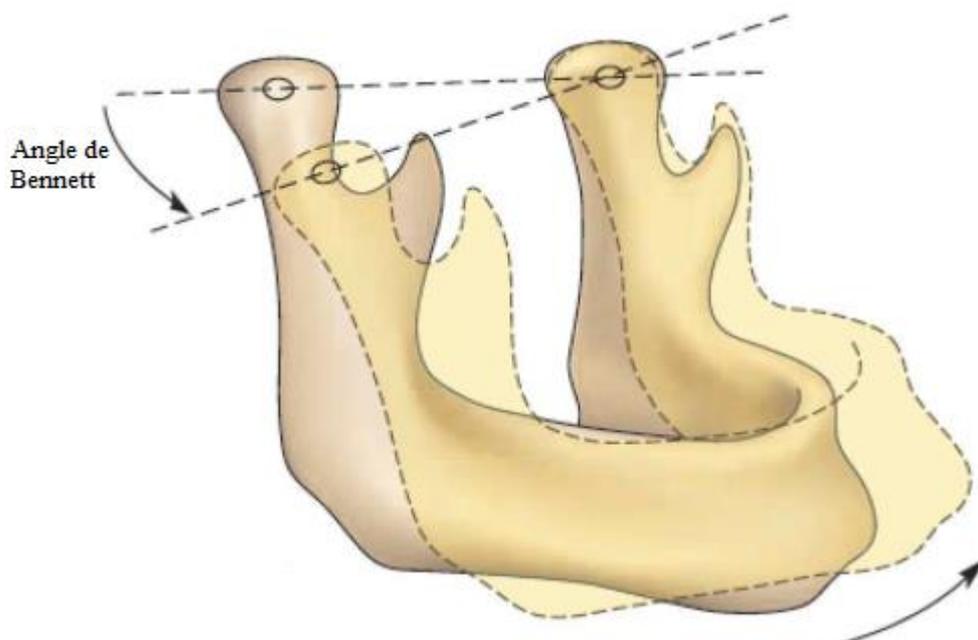


Figure 5 - Mouvement et Angle de Bennett[25].

Si un obstacle existe sur le trajet d'un processus condyalaire, lorsque survient un épisode de luxation non réductible du disque, le processus condyalaire ne parvient pas, par définition, à l'aplomb du tubercule articulaire et l'ouverture buccale s'en trouve réduite de ce côté. Il reste

alors bloqué dans sa « pente condylienne », c'est-à-dire dans la déclivité antérieure de la fosse mandibulaire, en arrière du sommet du tubercule articulaire du temporal. La rétroposition condylienne comprime la zone bilaminaire et exacerbe les douleurs dans le territoire d'innervation du nerf auriculo-temporal. Si le processus condylo-temporal va au-delà de l'aplomb, on parle de luxation condylo-temporale : il peut alors se produire un blocage en bouche ouverte. Si un processus condylo-temporal ne parvient pas à l'aplomb, le processus condylo-temporal effectue alors une subluxation compensatrice.

Les forces engendrées par les muscles élévateurs lors de la déglutition d'aliments solides s'exercent normalement sous la forme de contacts occlusaux en intercuspidation maximale mais ces contacts ne sont pas une généralité en ce qui concerne les aliments liquides ou simplement le fait d'avaler sa salive où la position de la mandibule peut rester voisine de sa position de repos, ce qui implique nécessairement alors un déplacement faible du processus condylo-temporal dans la fosse mandibulaire de l'os temporal et proche de l'équilibre musculaire. Toutefois, les forces axiales exercées sur les dents par les muscles élévateurs sont importantes en cas de serrage, variant entre 60 et 80 N[26]. C'est durant la mastication, surtout d'aliments solides et épais, que la biomécanique musculaire est la plus mise à contribution avec le risque de spasmes musculaires lors de l'intervention de tous les muscles élévateurs, déducteurs et abaisseurs. En outre, l'ouverture buccale forcée lors de la mise en bouche de l'aliment exige pour son écrasement efficace une pression importante produite par les élévateurs avec mouvements excentrés pour broyer le bol alimentaire au niveau des secteurs postérieurs molaires associés à une mastication unilatérale [27]. En ouverture, le disque est essentiellement soumis à des contraintes de cisaillement. Ces dernières augmentent jusqu'à la moitié de l'amplitude maximale physiologique, se relâchent lorsque le disque passe avec succès le tubercule articulaire puis augmentent à nouveau ensuite avec une prédominance des contraintes verticales de compression. L'association cisaillement-compression produit une usure du disque articulaire avec le temps. Chez les sujets âgés, on note des dysfonctions de l'articulation dans 25 % des cas. Cela peut expliquer que, dans les dysfonctions sévères lors du bruxisme, la partie latérale ou centro-discale est perforée et les contraintes excessives induites par les muscles élévateurs peuvent aller jusqu'à provoquer la désagrégation du disque. L'action des muscles du système manducateur lors des parafunctions possède une certaine variabilité individuelle comme dans le bruxisme centré, par serrage des élévateurs, ou excentré, avec action concomitante des ptérygoïdiens.

14. Les mouvements complexes

Les mouvements combinés peuvent s'enchaîner dans différentes séquences de mouvements appelés mouvements complexes [28].

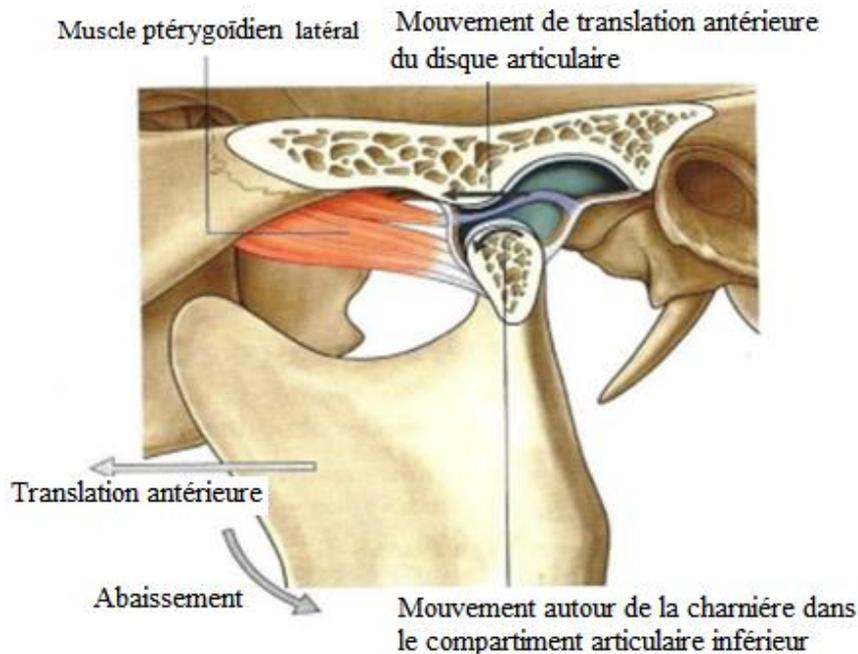


Figure 6 - Physiologie de l'ouverture buccale[29].

14.1. La mastication

La mastication commence par des mouvements volontaires puis devient un acte réflexe semi-volontaire. Cela consiste à mâcher et à modifier la consistance des aliments afin de les rendre plus aptes à être déglutis. Pour cela, il y a succession de mouvements répétitifs qui partent de et reviennent à l'OIM. Les cycles de mastication peuvent se décomposer au niveau dentaire en deux phases : l'incision (dents antérieures) et la trituration (dents postérieures) elle-même formée de préhension et cisaillement en entrée de cycle et d'écrasement en sortie. Physiologiquement, la mastication se fait de façon unilatérale en alternant les côtés droit et gauche. La mastication exerce des forces importantes sur l'appareil manducateur, dont un tiers sur les ATM [30].

14.2. La déglutition

La déglutition est un réflexe volontaire qui permet le passage du bol alimentaire, à la fin de la mastication, et de la salive dans le tractus digestif. Elle sollicite l'appareil manducateur environ 1500 à 2000 fois par jour. Physiologiquement, à l'âge adulte, la déglutition se fait

dents serrées (en position d'OIM), lèvres jointes sans interposition linguales entre les arcades. La langue s'élève vers le palais pour repousser le bol alimentaire vers l'œsophage [25].

15. L'articulation temporo-mandibulaire

Les activités quotidiennes essentielles telles que parler, manger et boire ne seraient pas possibles sans l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). L'ATM permet des mouvements mandibulaires complexes, tout en amortissant les charges mécaniques.

Les degrés de mouvement fournis par l'ATM sont complexes, car ils incluent la translation et les mouvements de rotation [31]. Les mouvements fluides de la mandibule par rapport au crâne sont assurés par le disque de l'articulation temporo-mandibulaire. Quand le condyle se déplace, le disque de l'ATM glisse entre les deux surfaces articulaires, fournissant un congruence entre eux et agissant comme lubrificateur, en plus du liquide synovial [32].

Le disque de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) se compose principalement de fibres de collagène et de protéoglycanes contraints dans les interstices de la maille de fibres de collagène. Cette construction se traduit par une réponse viscoélastique du disque au chargement et permet le disque pour jouer un rôle important en tant qu'absorbeur de contrainte pendant la fonction. Les propriétés viscoélastiques dépendent de la direction (traction, compression et cisaillement) et le type de chargement appliqué (statique et dynamique). Le module d'élasticité en compression du disque est plus petite que sa résistance à la traction car l'élasticité du disque dépend plus des fibres de collagène que des protéoglycanes. Lorsqu'un chargement dynamique se produit, le disque est susceptible de se comporter de manière moins rigide que sous un chargement statique en raison de la différence de fluide s'écoule à travers et hors du disque pendant le chargement. De plus, les propriétés mécaniques changent en raison de divers facteurs intrinsèques et extrinsèques de la vie tels que le vieillissement, les traumatismes et la pathologie. Informations sur le comportement viscoélastique du disque est nécessaire pour que sa fonction soit comprise et, pour qu'un dispositif de remplacement ATM approprié soit construit.

16. Biomécanique du disque de l'articulation temporo-mandibulaire

Le disque de l'ATM fournit une congruence entre les os associé à l'articulation. En mouvement, le condyle effectue une rotation et une translation, glissant. Les parties

supérieure et inférieure du disque subissent différents types de mouvement, tandis que sur le côté supérieur se produit principalement la translation, la rotation est le mouvement majeur sur l'espace inférieur [33]. Sur le disque (TMJ), le mouvement physiologique provoque trois types de charges mécaniques qui se produisent au cours de la journée activités : compression, traction et cisaillement [34]. Ils peuvent être statiques, par exemple lors du serrage, ou dynamiques lors de la mastication. Pas seulement le mouvement du disque de l'ATM peut induire des contraintes sur les tissus, similaires à d'autres facteurs biologiques structures, des déformations et des contraintes internes se produisent dans le disque de l'ATM en raison de la morphologie et anatomie [35].

Fournir la congruence n'est pas le seul but du disque TMJ. Il est crucial pour la distribution de charge et absorption des contraintes lors du chargement des joints [36 ,37 ,38] . Les forces agissant sur le condyle ont été mesurées dans des études in vitro atteignant jusqu'à 210 N tandis que différentes forces musculaires ont été simulées[39].

La revue de la littérature souligne que le disque a une structure biconcave complexe qui est difficile à saisir par des mesures de dimension conventionnelles telles que des règles ou étrières, ces mesures nécessitent des protocoles compliqués et une approbation éthique. Sur le disque, ces mesures sont encore plus difficiles à concevoir, en raison de sa douceur et nature hydratée. Pour cette raison, des simulations sont effectuées afin d'estimer les charges et les contraintes résultantes sur le disque de l'ATM.

17.Intérêts de l'étude de la cinématique mandibulaire

La compréhension des déterminants de la cinématique mandibulaire, associée aux informations apportées par l'entretien avec le patient et par l'observation clinique des éventuelles dyskinésies mandibulaires (anomalies de la cinématique), permettent au praticien d'établir un diagnostic le plus souvent valide sur le fonctionnement musculoarticulaire. Ces éléments constituent, non seulement un préalable indispensable à toutes thérapeutiques odontostomatologiques, mais également un examen de routine visant à un dépistage systématique des dyskinésies mandibulaires chez l'enfant et l'adolescent.

18. Conclusion

La biomécanique s'est réellement initiée avec le développement de la mécanique afin de permettre d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme ou à prévoir ses

changements dus à son altération. Grâce à l'application des lois de la mécanique, cette discipline relativement récente, présente la capacité d'offrir de nouvelles solutions à des problèmes médicaux plus ou moins complexes tel que les remplacements artificiels, ce qui peut contribuer à l'innovation de nouveaux systèmes dans ce domaine. Dans ce chapitre, nous avons vu le comportement mécanique de l'os humain, la structure mécanique du système de mastication et la cinématique mandibulaire, des généralités sur la biomécanique, les domaines d'applications de la biomécanique.

Références bibliographiques

- [1] Juillet JM. Implant tridimensionnel: techniques et avantages. *Inf. Dent.*, 1974, .&: 131-145.
- [2] Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. *Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002.*
- [3] Larousse médical. *Larousse, 2002.*
- [4] Ashman RB, Corin JD, Turner CH. Elastic properties of cancellous bone : mesurment by an ultrasonic technique. *J Biomech* 1987, 20:979-986.
- [5] Copyright Anveli Ltd. 2018.
- [6] hassan zahidi, perte de l'osteointegration des implants dentaires endo-osseux : facteurs de risque 2009 p15.
- [7] Park JB. Biomaterials: An introduction, *Plenum, NY 1979.*
- [8] 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.*
- [9] Marie, P. (2001). Différenciation, fonction et contrôle de l'ostéoblaste. *Medecine Sciences(17), 1252-1259.*
- [11] Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7(4): 355-68.
- [12] Color atlas of dental medicine: implantology. *New York : Thieme; 1995.*
- [10] DEHINI Mohamed, Etude Biomécanique de l'effet des Forces de Mastication sur la Mandibule, 2017.
- [13] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Chicago: Quintessence; 1985.*

- [14] J. Rees, Jacobsen P. Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials*, vol. 18, pp. 995-999, 1997.
- [15] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, p.649–658, 2006.
- [16] Selna LG, Shillinghurg HT and Kerr. PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and Plan stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1975; 9(2): 237-252
- [17] Mac namara J.A., Seligman d.A., Okeson J.P. Occlusion, orthodontic treatment and temporo-mandibular disorders : a review; *J orof Pain*, 9,73 – 90, 1995.
- [18] DAWSON P.E. Les problèmes de l'occlusion. Evaluation, diagnostic et traitement. *Paris, CdP, 1992.*
- [19] Marjolaine BENNIS. Malocclusions et dysfonctions temporo-mandibulaires Étude épidémiologique 2011.
- [20] Netter f. Atlas d'anatomie humaine. *Elsevier Masson, 2004.*
- [21] Bell WE. Temporo mandibular disorders : classification, diagnosis, management. *Chicago : Year Book medical, 1986.*
- [22] Dawson PE. Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems. *St Louis : CV Mosby, 1989.*
- [23] Magnusson T, Carlsson GE, Egermark I Changes in clinical signs of CMD from the age of 15 to 25. *J Orofacial Pain* 1994 ; 8 : 207-215.
- [24] Glossary of prosthodontic terms, the Academy of Prosthodontics. *J Prosthet Dent* 1994 ; 71 : 50-112.
- [25] Dargaud J, et al. Rapports de dissection sur la connaissance de l'articulation temporomandibulaire. *EMC Masson-Elsevier, 2007 [23-446-C-15].*
- [26] Aoun M. Élaboration et validation d'un modèle de l'articulation temporo-mandibulaire par éléments finis. Thèse de doctorat en mécanique et ingénierie. *Université Bordeaux I, 2010.*
- [27] Alternée Bonnefoy C. Dysfonctions de l'articulation temporo-mandibulaire. *Compte-rendu de la conférence du jeudi 22 octobre 2009* 2010;250:189-202.
- [28] Orthlieb JD, Brocard D, Schittly J et coll. Occlusodontie pratique. *Collection JPIO. Rueil-Malmaison : Cdp , 2006.*
- [29] L. Drake, W. Vogl, W. Mitchell, Anatomie pour les étudiants. France 2006.

- [30] Levy c, Meyer B, Marsot dupuch k et coll. Pathologies temporo-mandibulaires. *La bibliothèque orthodontique. Paris : SID, 1998.*
- [31] Fernandez, P., Lamela Rey, M. J. and Fernández Canteli, A. [2011], ‘Viscoelastic characterisation of the temporomandibular joint disc in bovines’, *Strain* 47(2), 188–193.
- [32] Chen, J. and Xu, L. [1994], ‘A finite element analysis of the human temporomandibular joint’, *Journal of Biomechanical Engineering* 116(4), 401–407.
- [33] Kim, K.-W., Wong, M. E., Helfrick, J. F., Thomas, J. B. and Athanasiou, K. A. [2003], ‘Biomechanical tissue characterization of the superior joint space of the porcine temporomandibular joint’, *Annals of Biomedical Engineering* 31(8), 924–930.
- [34] Hylander, W. L. [1979], ‘An experimental analysis of temporomandibular joint reaction force in macaques’, *American Journal of Physical Anthropology* 51(3), 433–456.
- [35] Nelson, D. [2014], ‘Experimental methods for determining residual stresses and strains in various biological structures’, *Experimental Mechanics* 54(4), 695–708.
- [36] Beek, M., Aarnts, M., Koolstra, J., Feilzer, A. and Van Eijden, T. [2001], ‘Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc’, *Journal of Dental Research* 80(3), 876–880.
- [37] Nickel, J. and McLachlan, K. [1994], ‘In vitro measurement of the stress-distribution properties of the pig temporomandibular joint disc’, *Archives of Oral Biology* 39(5), 439 – 448.
- [38] Tanaka, E., Tanaka, M., Miyawaki, Y. and Tanne, K. [1999], ‘Viscoelastic properties of canine temporomandibular joint disc in compressive load-relaxation’, *Archives of Oral Biology* 44(12), 1021 – 1026.
- [39] Throckmorton, G. S. and Dechow, P. C. [1994], ‘In vitro strain measurements in the condylar process of the human mandible’, *Archives of Oral Biology* 39(10), 853 – 867.

Chapitre II

Biomatériaux et Implantologie Dentaire

Chapitre II

Biomatériaux et Implantologie Dentaire



1. Historique

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

A travers les siècles, les matériaux utilisés en médecine ont eu un impact énorme sur le traitement des blessures et des maladies. Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défaillants par des substituts : fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,... [1]. Les premiers biomatériaux métalliques utilisés comme attelles pour les os, datent de la fin du 18^{ème} siècle. Dès la fin du 19^{ème} siècle Jusqu'au milieu du 20^{ème} siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique, leur utilisation se généralisa grâce à la mise au point de procédures chirurgicales aseptiques.

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.

Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires. Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème : leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxiques pour l'organisme. Le titane découvert en médecine à la fin des années 60 par Branemark et coll (1969), était déjà utilisé dans l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique.

Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc plastiques et métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain. Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [2]. L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes mieux intégrés et plus efficaces [3]. 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.

2. Définition

Par définition, un biomatériau est un matériau non viable, d'origine naturelle ou artificielle, utilisé dans l'élaboration de dispositifs médicaux destinés à être mis en contact avec des tissus biologiques[4]. 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 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 xélogreffe 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.

Pour pouvoir être utilisés en pratique médicale ces matériaux doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence.

On dit d'un biomatériau qu'il est:

- Biocompatible lorsqu'il est capable de pouvoir être maintenu en contact avec des tissus du corps humain sans causer d'endommagements de quelque nature que ce soit. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (chrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense). Il s'agit de matériaux qui interagissent en profondeur sur les systèmes biologiques, régulation de processus biologiques, intégration véritable dans l'organisme, capacité de se dégrader ou de lutter contre les infections après l'implantation. Dans cette catégorie entrent aussi les biomatériaux intelligents qui adaptent leurs propriétés en fonction de stimulus extérieurs ou qui contiennent des capteurs pour surveiller les fonctions et interagir avec les systèmes biologiques [5].
- Bio-compétence lorsqu'il a la capacité à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir.

3. L'élaboration des biomatériaux

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc.). Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique. La stérilisation, étape obligatoire, est généralement effectuée par rayons gamma sur le matériau, l'utilisations nécessitent un traitement complémentaire notamment lorsqu'on associe des molécules biologiques actives au matériau. De nouveaux procédés d'élaboration ont été recherchés afin de maîtriser la structure poreuse des biomatériaux et ainsi d'optimiser l'efficacité biologique de ces produits. Ces procédés se

déroulent en général à basse température et nécessitent parfois un environnement stérile. Un exemple de tels procédés est la fabrication de mousse métallique qui combine des technologies de métallurgie des poudres et des mousses polymères [6].

Enfin de nombreux matériaux nécessitent une mise en œuvre distincte (ciments orthopédiques, colles...). Dans ce cas le matériau doit se former rapidement sans dégagement important de chaleur ou de produits nocifs afin d'éviter une nécrose des tissus environnants. Les ciments acryliques utilisés pour la fixation de prothèses orthopédiques, ont du être adapter pour satisfaire à ces critères. Les matériaux résorbables de ce type évoluent vers des formes injectables afin de minimiser l'intervention chirurgicale. Les organismes vivants peuvent synthétiser à partir de composés abondants (carbonates ou phosphates de calcium, silicates...) des matériaux d'architecture souvent complexe, légers et résistants à des températures très faibles. Un domaine de recherche se développe actuellement visant à reproduire les phénomènes naturels pour la préparation de matériaux divers, essentiellement composites. Les biomatériaux pourraient être les premiers à bénéficier de ces recherches.

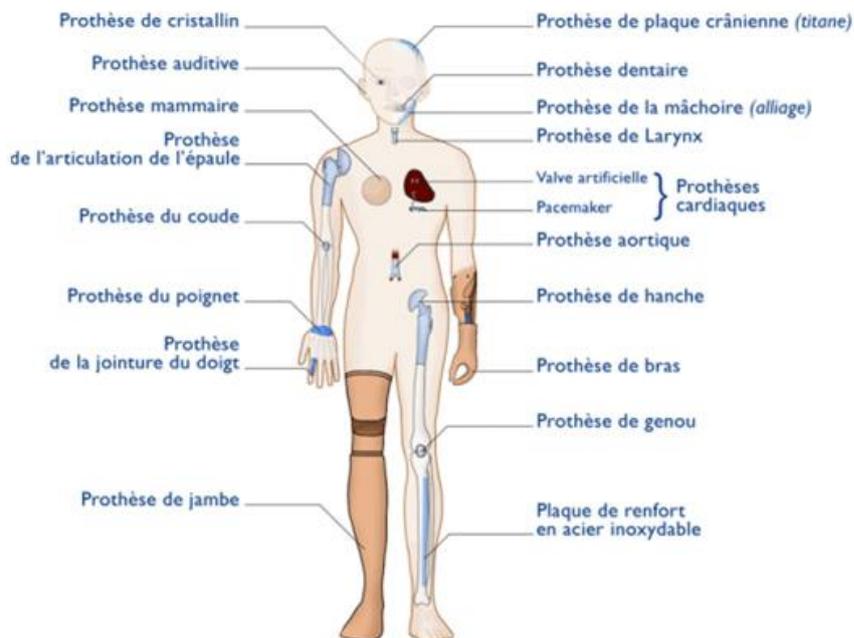


Figure 1 - Les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [7].

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

4. Domaines d'application

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux [7]. 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.

Les biomatériaux sont un élément essentiel pour améliorer la santé humaine et la qualité de vie. Les applications des biomatériaux comprennent les diagnostics (puces de gènes et biocapteurs), les fournitures médicales (poches de sang et outils chirurgicaux), les traitements thérapeutiques (implants et dispositifs médicaux) et la médecine régénérative émergente (peau et cartilage issus de l'ingénierie tissulaire).

4.1. Ophtalmologie

En ophtalmologie, les biomatériaux sont aussi beaucoup utilisés comme pour la lentille de contact, fabriquée dans le but de corriger la vision d'un individu. Le matériel le plus utilisé pour la fabrication des lentilles de contact est le silicone hydrogel. Celui-ci fait partie du groupe de biomatériaux des polymères. Il est formé de polymères d'hydrogels et de monomères de silicone.

On retrouve aussi des biomatériaux dans les implants intra-oculaire, des lentilles prévues pour être placées à l'intérieur de l'œil. Elles peuvent être placées à l'avant ou à l'arrière de l'iris, ou à la place du cristallin. Les matériaux principalement utilisés pour la création de cet implant sont du plexiglas faisant partie de la famille des biomatériaux des céramiques et verres puis du silicone acrylique ou hydrogel faisant partie de la famille des biomatériaux polymères.

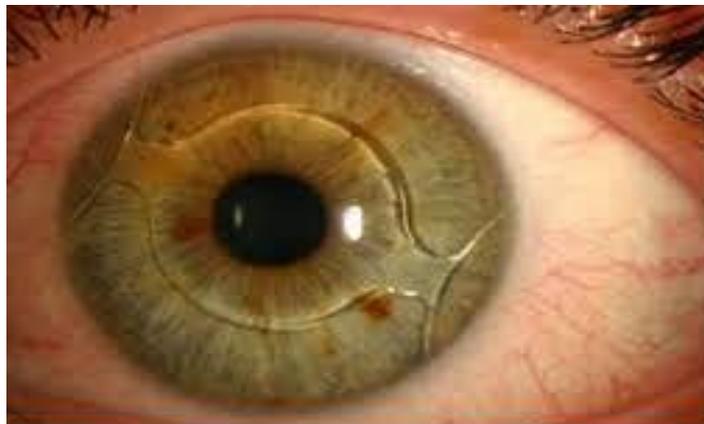


Figure 2 - Implantation d'une lentille[9].

4.2. Odontologie-stomatologie

Dans le domaine de la dentition, les biomatériaux sont utilisés pour les amalgames, les prothèses dentaires ou encore pour l'orthodontie.

En odontologie, la plupart des familles de biomatériaux sont utilisées. En effet, seuls les biomatériaux "naturels" ne sont pas utilisés. Les céramiques sont utilisées pour la réalisation d'implants dentaires (Oxydes d'Aluminium), les métaux pour les couronnes et les obturations (Or, Amalgame dentaire composé de Mercure) et les polymères pour les prothèses (Polyéthylène).



Figure 3 - Implantation des Implants[10].

4.3. 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.

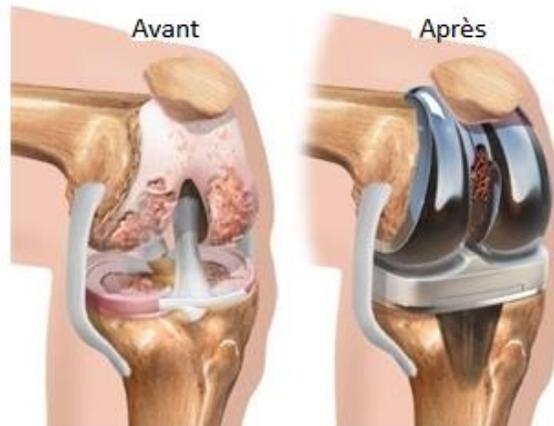


Figure 4 - Prothèses articulaires (hanche, coude) [11].

4.4. Cardiovasculaire

En cardiologie, les biomatériaux rentrent dans des dispositifs médicaux très importants. On peut citer les valves cardiaques qui séparent les différentes cavités du cœur et empêchent le sang de refluer dans le mauvais sens. Pour remplacer des valves cardiaques, on utilise des biomatériaux pouvant être d'origine naturelle (valves d'origine animale) ou des métaux (titane ou carbone). Dans ce domaine, on utilise aussi des stents qui consiste en maillage métallique permettant l'angioplastie (dilatation de l'artère rétrécie). Dans la composition des stents, on trouve des biomatériaux comme de l'acier inoxydable, des alliages (cobalt-chrome, platine-chrome), du nitinol (alliage nickel titane) ou du plastique biodégradable (stents biorésorbables qui disparaissent au bout de plusieurs années).

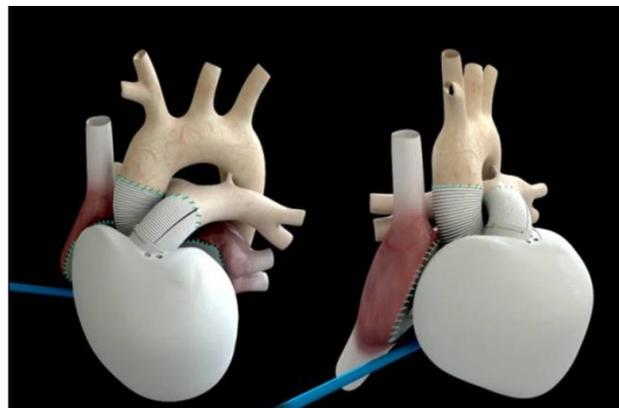


Figure 5 - Cœur artificiel[12].

4.5. Urologie/néphrologie

Les champs d'application des biomatériaux implantés continuera à s'étendre allant de l'utilisation de cathéters et sondes, 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 sondes, 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, matériaux pour traitement de l'incontinence.



Figure 6 - Rein artificiel portable[13].

4.6. Endocrinologie-chronothérapie

- pancréas artificiel
- pompes portables et implantables
- systèmes de libération contrôlée de médicaments et biocapteurs.

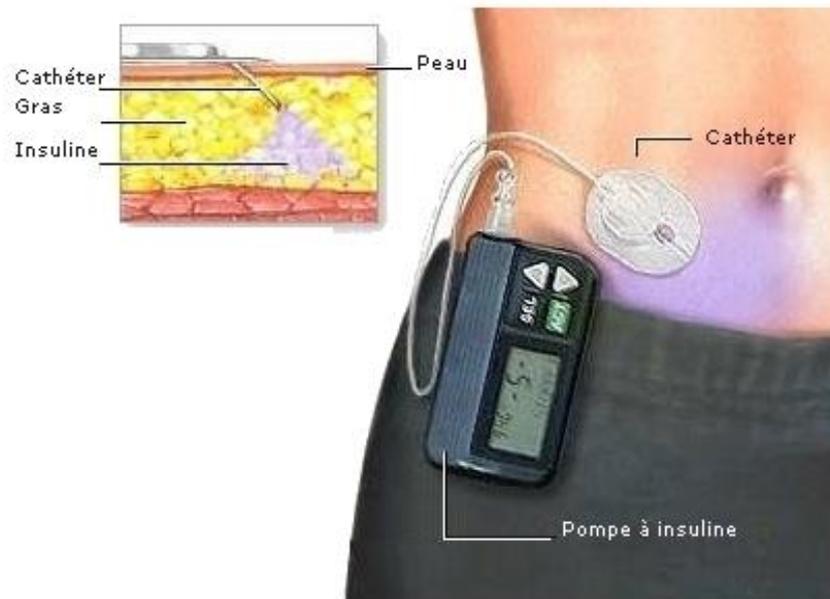


Figure 7 - pancréas artificiel[14].

4.7. Chirurgie esthétique

Matériaux et implants pour chirurgie esthétique, par exemple si nous devons mettre de la peau sur une personne pour une raison quelconque, nous ne pourrions pas simplement lui mettre la peau de quelqu'un d'autre, car cela provoquerait un énorme rejet, déclenchant ainsi une action massive de son système immunitaire. La peau artificielle qui remplace la peau naturelle d'une personne ne doit provoquer aucun rejet par le patient et doit remplir les fonctions les plus vitales de la peau humaine, telles que :

- Protection : la peau est une barrière biologique qui nous protège des agents pathogènes et des dommages du milieu extérieur.
- Sensation : La peau possède une grande variété de terminaisons nerveuses qui réagissent aux stimuli tels que la pression, la température, les vibrations, etc..., et nous permet d'avoir une communication entre notre corps et l'extérieur.
- Régulation de la chaleur : la peau empêche le corps de perdre de la chaleur par rayonnement, convection et conduction.
- Contrôle de l'évaporation de l'eau du corps : il fournit une barrière sèche et semi-perméable contre la perte de liquide.
- Permet la sortie de fluides toxiques pour le corps, comme la sueur.

- Résistance à l'eau : la peau est une barrière imperméable à l'eau, indispensable aux nutriments de l'organisme.
- Absorption : la peau peut diffuser à travers l'épiderme l'oxygène, l'azote et certaines quantités de gaz carbonique de l'air, et certains médicaments par des plaques qui y adhèrent, c'est un lieu de transport de matière.

4.8. Chirurgie générale et divers

On parle de:

- drains de chirurgie
- colles tissulaires
- peau artificielle
- produits de contraste
- produits pour embolisation
- produits pour radiologie interventionnelle [15].

5. Les outils de choix des biomatériaux

On distingue plusieurs outils pour le choix des biomatériaux:

- ✓ Calculs et simulations des contraintes, des déformations, des interfaces .
- ✓ Essais Mécaniques :tests à la rupture, usure, écoulements...
- ✓ Biologiques : Fibroblastes , ostéoblastes, cellules endothéliales,,,

6. Propriétés des biomatériaux

6.1. Propriétés générale

Tout d'abord, le biomatériau ne doit pas être toxique : il utilise des produits inertes qui n'entraînent pas de risques toxiques et qui sont bien acceptés.

D'autres exigences qui dépendent de la fonction et de l'endroit d'implantation du biomatériau sont aussi recherchées, la connaissance des propriétés mécaniques du biomatériau est indispensable dans le cas de prothèses osseuses. Il faut être en mesure de connaître les contraintes et les déformations mécaniques du biomatériau, qui sont liées à sa structure et à sa composition.

A l'interface du biomatériau et des tissus environnants, des réactions se déroulent. Elles ont des répercussions sur les cellules des tissus hôtes et peuvent être à l'origine de nombreuses

irritations (inflammations, allergies) ou au contraire, avoir un effet stimulant pour la régénération des tissus environnants.

Idéalement, il devrait y avoir interaction entre les cellules des tissus environnants et le matériau de manière à reconstruire au contact de l'implant les tissus lésés et à incarner activement l'implant dans le tissu hôte. Les interactions entre l'environnement biologique tels que les tissus durs ou mous environnant l'implant, le sang et le liquide corporel peuvent provoquer à l'interface des biomatériaux de nombreuses réactions non désirées (inflammatoires, mutagènes, carcinogènes...) [16].

Les biomatériaux sont classés suivants des critères biologiques plus que fonctionnels:

- **Les matériaux bio-inertes** qui n'induisent pas de réaction inflammatoire ou de réaction à corps étranger, mais n'établissent pas de liaison chimique avec le tissu osseux. Parmi eux, on peut citer le zirconium et les alliages en titane.
- **Les matériaux bio-tolérés** qui sont bien incorporés dans le tissu osseux, mais ils en restent séparés par une encapsulation fibreuse empêchant une liaison directe avec l'os. Parmi eux, on peut citer les alliages de chrome-cobalt, l'acier inoxydable ou les ciments polyacryliques.
- **Les matériaux bio-actifs** qui réagissent « positivement » à leur environnement biologique en permettant des réactions spécifiques à l'interface 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. Ces matériaux sont tous biocompatibles ; ils ne libèrent pas de substances toxiques et n'endommagent pas non plus les tissus environnants. Ces matériaux bioactifs peuvent être d'origine synthétique (par exemple, certaines céramiques à base de phosphate de calcium, bioverres, vitrocéramiques, etc.) et d'origine naturelle (greffe, corail) [17].

6.2. Propriétés mécaniques des biomatériaux

Dans le milieu buccal, les matériaux sont sollicités mécaniquement dans des conditions physiologiques (mastication, déglutition) ou pathologiques (bruxisme). Les restaurations doivent donc posséder des qualités de résistance à ces sollicitations. Cette résistance correspond à la capacité de supporter les forces appliquées sans se fracturer ou subir une déformation excessive. Cette demande en résistance varie en fonction des indications cliniques.

Dans l'analyse des propriétés mécaniques, la difficulté a été de départager la rigidité intrinsèque du matériau, la géométrie et la structure. Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'échantillon (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même. Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique), la précision des moyens de mesures, ... etc.

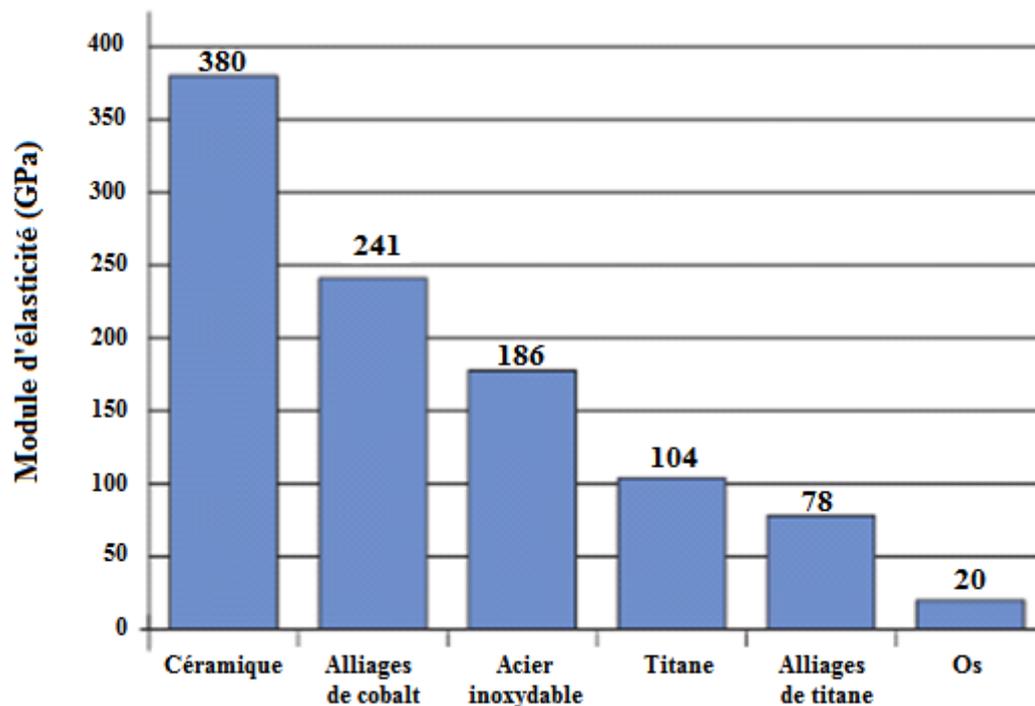


Figure 8 - Module d'élasticité de plusieurs matériaux et d'un OS[18].

6.3. Les contraintes

Une contrainte correspond à la tendance d'un matériau à se déformer sous l'effet de forces externes exercées sur lui. Une contrainte décrit donc l'effet des forces exercées sur un matériau.

6.4. La fatigue

Lorsqu'un matériau est soumis à des contraintes répétitives, il peut devenir plus fragile. Ce phénomène s'appelle fatigue mécanique.

Dans ce cas, au lieu de simplement se déformer, le matériau finira par se rompre. Certaines industries ont recours à des essais de fatigue mécanique pour évaluer l'endurance des matériaux qu'ils utilisent afin de construire des objets résistants et durables [19].

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

La fatigue passe par trois phases:

Phase I : L'amorçage de la fissure qui représente 80 à 90% de la durée de vie de la pièce. Toute discontinuité de surface favorise l'amorçage.

Phase II : Propagation de la fissure

Phase III : Rupture finale.

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

$$N_r = N_a + N_p$$

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

N_p : nombre de cycles requis pour propager la fissure jusqu'à rupture [20].

Les phénomènes conduisant à l'endommagement par fatigue sont de plusieurs types :

- la fatigue mécanique engendrée par des efforts mécaniques externes appliqués à la structure,
- la fatigue thermique engendrée par la variation de la température (faïençage ou fluage).
- la fatigue thermomécanique : la température et les sollicitations extérieures varient avec le temps,
- la fatigue par corrosion: Les alliages dentaires sont généralement placés dans les bouches des patients pendant beaucoup d'années où ils doivent résister à la charge mécanique et à l'environnement corrosif. Par conséquent il est important de connaître les propriétés physiques et mécaniques de ces matériaux mais également de leur biocompatibilité et résistance à la corrosion [21].

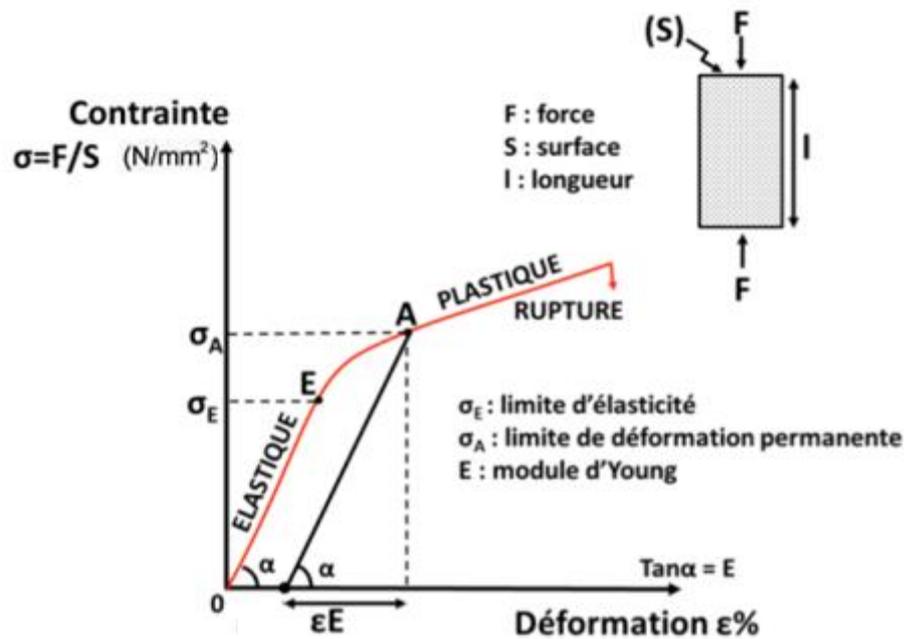


Figure 9 - Contrainte-déformation [22].

La corrosion est un processus d'interaction chimique, entre un matériau solide et son environnement qui provoque une perte de substance du matériau, un changement de ses caractéristiques, ou une perte de son intégrité structurale, ou bien elle est définie comme étant un processus chimique avec des effets nuisibles sur d'autres propriétés des alliages dentaires telles que l'esthétique, la résistance et la biocompatibilité [23].

Les caractéristiques qui déterminent les conditions de corrosion des matériaux dentaires sont des réactions d'oxydation, de réduction, et de passivation ou formation d'un film passif d'oxyde métallique à la surface du métal. Le métal est alors dit passivé [24].

Une pièce passivée continue à se dissoudre, mais à une vitesse extrêmement lente, la couche dite « passive » fait un écran. La pièce est donc partiellement protégée de la corrosion. En effet, cette couche de protection n'est pas infaillible, elle est susceptible d'être détruite mécaniquement ou chimiquement. Même sans cette destruction, les films d'oxyde se dissolvent souvent lentement pour ne se reformer (repassivation) que lorsque la surface du métal est exposée à l'oxygène de l'air ou dissous dans la salive. Les conditions acides et les ions chlorures peuvent accélérer le processus de corrosion. De ce fait, un régime riche en sel (chlorure de sodium) et des boissons acides carbonatées fournissent un apport régulier d'agents corrosifs. Les produits fluorés (dentifrice, solutions de rinçage) contribuent également à l'acidité buccale et provoquent une susceptibilité à la corrosion augmentée de

certaines métaux, en particulier le titane. Par conséquent, les métaux et les alliages, qui sont à être utilisé dans la bouche, doivent résister à la dégradation causée par les variations de l'humidité, des changements de température, et de ph. En outre, la corrosion dans la bouche est un processus continu parce que les ions, dans les interfaces métal-fluides oral, sont enlevés en continu à l'abrasion de la nourriture, les liquides et les brosses à dents [25].

La Corrosion dépend de la structure, de la composition des matériaux métalliques, leur électrode de potentiel ainsi que les caractéristiques de l'environnement buccal (PH).

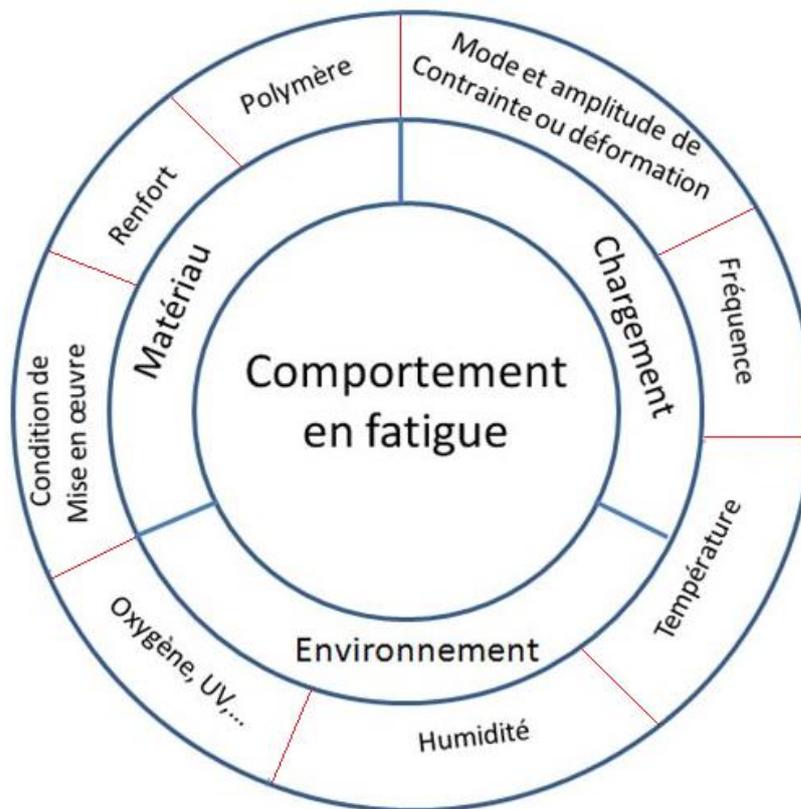


Figure 10 - Schéma des différents paramètres à prendre en fatigue [26].

6.5. La rupture

Est la séparation d'un matériau en deux ou plusieurs parties sous l'action d'une contrainte. Cette séparation se produit à plus ou moins grande vitesse par propagations de fissures existant dans le matériau. La rupture est donc fortement influencée par la présence de microfissures, de pores, d'inclusions de particules fragiles (défauts internes) et par la présence d'entailles (macrofissures) résultant de défauts de fabrication ou de conception. Tous les matériaux contiennent un certain nombre de microfissures qui deviennent instables et conduisent à la rupture lorsque la force appliquée dépasse une valeur critique.

7. Facteurs influant sur la durée de vie en fatigue

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

- **Concentration de contraintes:** Une concentration de contrainte est une discontinuité géométrique ou une inhomogénéité du matériau qui entraîne une élévation de la contrainte maximale et de la tri axialité par rapport aux valeurs moyennes calculées sur la base d'une section nette. Les concentrations de contrainte servent d'origine aux fissures de fatigue ou aux ruptures.
- **Effet d'échelle:** Plus les dimensions d'une pièce croissent, plus sa résistance à la fatigue diminue.
- **Etat de surface:** L'état de surface est quantifié par sa rugosité, une surface rugueuse présente des concentrations de contrainte plus élevées qu'une surface lisse. On polit donc les éprouvettes afin de minimiser au mieux l'influence de l'état de surface sur les résultats d'essais standards de fatigue.
- **Contraintes résiduelles:** L'usinage peut introduire des contraintes résiduelles de traction en surface (équilibrées en profondeur par des contraintes résiduelles de compression) qui se superposent au chargement mécanique.
- **Environnement:** Un milieu agressif (températures élevées, milieux corrosifs...) aggrave le phénomène de fatigue. Il apparaît des phénomènes comme le fluage ou la corrosion. Leur action est proportionnelle au temps d'exposition.
- **Défauts métallurgiques:** Lacunes, défauts interstitiels, précipités et inclusions peuvent être à l'origine de l'endommagement par fatigue [27].
- **Taille des grains:** Les structures à grains fins présentent une meilleure tenue en fatigue que les structures à gros grains.
- **Traitement thermique:** Suivant que le traitement thermique provoque un adoucissement ou un durcissement du matériau, la tenue en fatigue sera diminuée ou augmentée [22].

8. Biomatériaux en odontologie (dentisterie)

Les matériaux dentaires ont été le centre de la recherche considérable et de développement durant les 50 dernières années. Ils sont désirés avoir les propriétés mécaniques comparables à ceux de l'émail et de dentine, en plus d'une excellente qualité esthétique. Le développement de la chimie des matériaux a conduit à la production des matériaux dentaires de plus en plus

performants avec des propriétés physiques remarquables et une bonne stabilité dans l'environnement buccal. Donc les matériaux dentaires sont utilisés en clinique et au laboratoire ou ils apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation des pièces prothétiques adjointes partiel ou complètes.

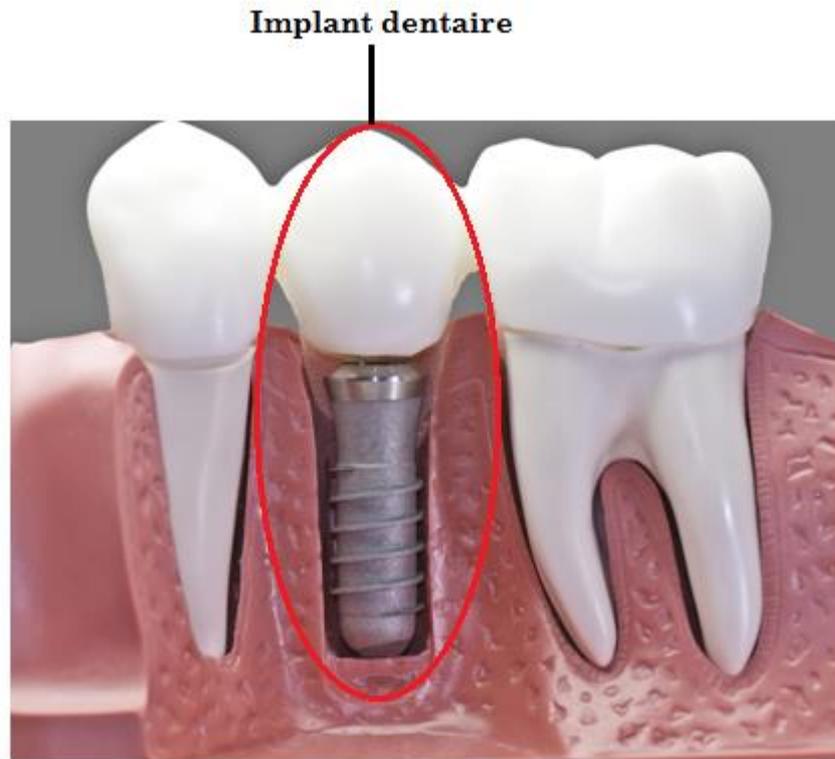


Figure 11 - Implant dentaire [28].

Quatre familles de matériaux sont utilisées : les céramiques, les résines, les composites, et les amalgames.

8.1. Les céramiques

Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permet d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau. La fabrication se fait en chauffant le mélange au dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et au dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures. La nature de la phase cristalline présente dans la céramique conditionne principalement les propriétés physiques, mécaniques et optiques (réflexion lumineuse et couleur) de la restauration finale. Elle s'oppose notamment à la propagation des dislocations et les microfractures de surface au sein du matériau [28].

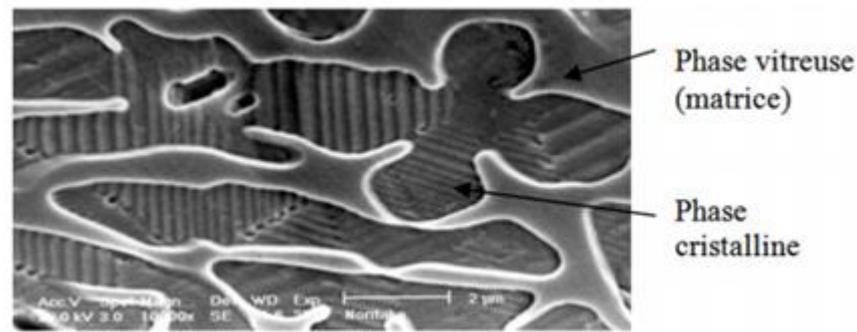


Figure 12 - Microphotographie en MEB d'une céramique [29].

Ces matériaux fragiles sont soumis à deux types de défauts :

- Des défauts de fabrication (inclusion de porosités lors de l'élaboration) .
- Des défauts de surface (différence de contraction entre les deux phases vitreuse et cristalline lors du refroidissement), et aussi des défauts de surface liés aux meulages lors de l'élaboration.

Les céramiques dentaires sont des matériaux composés à 99 % d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. l'homme a constaté que les céramiques et leurs composites peuvent être utilisées pour réparer ou remplacer plusieurs organes dans le corps et en particulier l'os. Ces types de céramiques sont nommées des biocéramiques.

Les céramiques utilisés dans la fabrication des implants peuvent être classées en deux catégories :

- bio-inertes ou non résorbables (relativement inerte).
- biodégradables ou résorbables (non inertes).

Les biocéramiques ont les propriétés mécaniques suivantes :

- très grande résistance à la compression.
- très dure.
- bonne résistance à l'usure.
- résistance à la traction faible mais peut être amélioré dans les composites de céramiques.
- grande résistance au cisaillement.
- non résilient (ne résiste pas au choc) donc fragile.
- non ductile (pas de déformation plastique).

Les biocéramiques ont les propriétés biologiques suivantes:

- non toxiques.
- non allergiques.
- non inflammatoires.
- biocompatibles.
- biofonctionnelles pendant toute la durée d'implantation.

Les biocéramiques ont aussi les propriétés suivantes:

- mauvais conducteur d'électricité.
- mauvais conducteur de chaleur.
- température de fusion très élevée.

Les principaux problèmes mal résolus avec les céramiques sont :

- les mécanismes de dégradation,
- la résistance à la fracture,
- l'activité de surface,
- la durabilité,
- l'adhésion des protéines ou des cellules en surface [30].

8.2. Les résines

Les résines dentaires sont couramment utilisées où elles apparaissent comme un matériau de choix pour la réalisation de pièces prothétiques partielles ou complètes. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes. Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique .

On distingue:

- les résines (durcissantes par la chaleur) ou mieux thermo polymérisables.
- les résines (durcissantes à froid) ou chémo polymérisables ou encore auto polymérisables [31].

8.3. Les Matériaux Naturels

La synthèse des matériaux naturels est réalisée par un organisme ou une plante.

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.

Les protéines et les polysaccharides sont les formes naturelles des polymères.

Dans les protéines, les liaisons directionnelles donnent lieu à d'excellentes propriétés mécaniques. La résistance maximale en traction de la soie naturelle est supérieure à celle du nylon et son module d'élasticité lui est 13 fois supérieur, alors que le nylon est un des polymères de synthèse les plus résistants.

8.4. Composites

Les matériaux composites consistent en deux ou plusieurs parties distinctes. Bien qu'un matériau pur puisse être composé de sous-unités distinctes (grains ou molécules), le terme composite est réservé aux matériaux consistant en constituants distincts chimiquement, séparés par une interface.

La fabrication des composites est réalisée en mélangeant deux composants, en les moulant, les compactant ou les faisant réagir chimiquement ensemble. Typiquement, les fibres sont recouvertes ou imprégnées avec la phase polymère, avant de chauffer et pressuriser pour densifier l'ensemble.

Les composites sont spécialement adaptés aux biomatériaux qui nécessitent une combinaison de propriétés: remplacement complet d'articulations, plaques de renfort osseux, amalgame dentaire. Parmi les points faibles des composites: risque de dispersion de la seconde phase ou faible interaction entre les deux phases (induisant une réduction des performances mécaniques) [32].

Globalement, les matériaux composites gardent toutefois des performances réelles bien meilleures que les biomatériaux réalisés à partir d'un seul composant. C'est pourquoi ils sont de plus en plus utilisés dans les applications biomédicales.

8.5. Les 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 [33].

La plupart des implants dentaires sont aujourd'hui en titane. Dernière innovation, des implants en mousse de titane sont actuellement à l'essai. D'une structure plus proche de l'os, ils devraient permettre dans l'avenir une attache beaucoup plus solide et plus rapide à l'os des mâchoires et ainsi étendre l'utilisation des implants. Plus courts, exigeant moins de hauteur osseuse, ils pourront être utilisés à l'arrière de la bouche et dans des cas qui nécessitent aujourd'hui une greffe osseuse. Les implants se composent de titane commercialement pur ou de titane allié.

9. L'implantologie

L'implantologie est la science qui a trait à la pose d'implants dentaires, racines artificielles remplaçant des dents absentes[34].

9.1. Implantologie dentaire

L'évolution de l'implantologie orale peut être illustrée en six périodes différentes:

- a) Période antique (avant JC à 1000 après JC) Les premières tentatives d'implantation dentaires sont effectuées par les dynasties égyptiennes et les cultures précolombiennes.
- b) Période médiévale (1000 à 1800) Durant cette période, l'implantologie est essentiellement limitée aux transplantations.
- c) Période fondamentale (1800 à 1910) L'implantologie endo-osseuse commence véritablement à cette époque.
- d) Période prémoderne (1910 à 1930) Payne et Greenfield sont les précurseurs de l'implantologie (du début du 20^e siècle).

- e) Période moderne (1930 à 1978) Cette période commence véritablement à la fin des années 30. L'étude des différents biomatériaux, les innovations chirurgicales et prothétiques caractérisent cette période [35].
- f) Période contemporaine (ostéointégration) Le début de cette période se situe à partir des années 70. L'implant endo-osseux (fixture de Brånemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des années. Les résultats de la conférence de Harvard (1978), ceux des études scientifiques suédoise débutées en 1950 par Brånemark marquent le commencement de cette période [36].

9.2. Rappel anatomique sur la dent

Les dents ont différentes fonctions. Elles vous aident à découper et mâcher les aliments lorsque vous mangez. Elles vous aident à parler et produire différents sons. Elles donnent également sa forme à votre visage et vous assurent un beau sourire.

L'aspect naturel et esthétique d'une dent est déterminé par sa morphologie, sa position par rapport aux autres dents et essentiellement par sa teinte[37].

9.2.1. Les différentes parties d'une dent

La dent est un solide indéformable implanté dans le maxillaire ou la mandibule, sa racine est insérée dans une alvéole osseuse rigide à laquelle est relié par un milieu élastique, le ligament alvéolo-dentaire.

Les dents sont les organes de la mastication. Elles sont au nombre de 32 pour les dents permanentes et de 24 pour les dents de lait.

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.

Les dents sont formées principalement de quatre tissus:

- **L'émail:** Est le tissu le plus dur et le plus minéralisé du corps humain. Il laisse apparaître la couleur de la dentine sous-jacente et recouvre la couronne de la dent.
- **La dentine (ou ivoire):** Est un tissu minéral plus poreux que l'émail, constituant la majeure partie de la dent et qui lui donne sa couleur.
- **Le cément:** Est la couche jaunâtre couvrant la partie externe de la racine de la dent. Ce type de tissu est produit par les cémentoblastes.

- **La pulpe** : tissu conjonctif à l'intérieur de la dent, elle lui donne sa vitalité et sa sensibilité. communément appelée nerf (Elle contient les nerfs, des vaisseaux lymphatiques, des veines et des artères), remplit la cavité pulpaire, au centre de la dent, et lui confère sa sensibilité et sa vitalité.

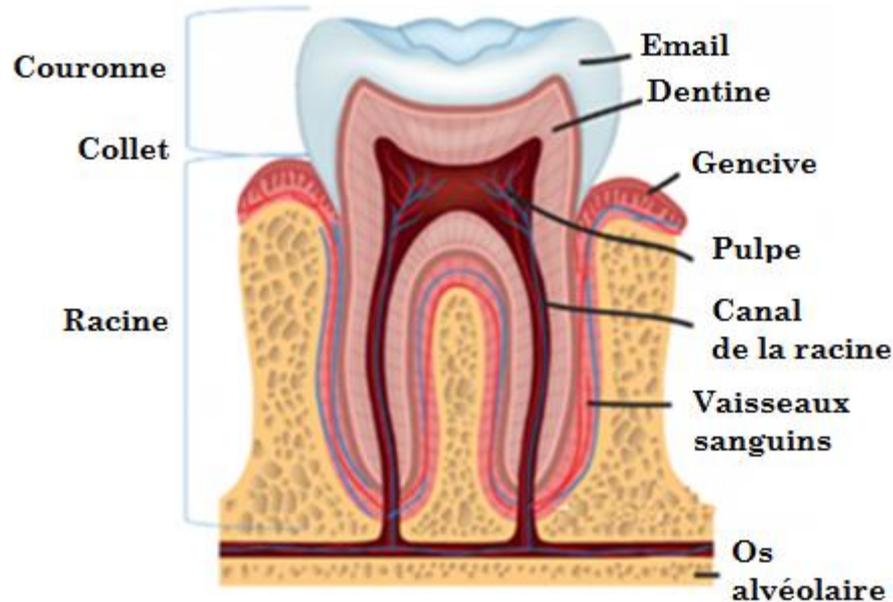


Figure 13 -L'anatomie de la dent [38].

9.2.2. Les moyens d'ancrage de la dent

Les gencives, l'os alvéolaire, ligament parodontal et le racine sont les moyens d'ancrage de la dent :

- **Les Gencives** : sont les tissus roses qui entourent les dents et l'os ; elles constituent une barrière protectrice au collet de la dent. L'inflammation des gencives s'appelle la gingivite et si l'inflammation atteint l'os on se trouve en présence d'une parodontite.
- **Os alvéolaire**: L'os de la mâchoire qui entoure les dents s'appelle os alvéolaire, il constitue le logement des dents et assure leur fixation par l'intermédiaire des fibres ligamentaires. L'os alvéolaire naît, vit et meurt avec la dent. Il se forme en même temps que la dent.
- **Ligament parodontal** : Des fibres de tissu conjonctif se trouvent entre l'os alvéolaire et la racine des dents, c'est le ligament parodontal qui maintient les dents en place.
- **Racine** : partie de la dent située dans l'os, représente les deux tiers de la dent, elle tient lieu d'ancrage, pour maintenir la dent bien en place.

9.2.3. Les différents types des dents

L'arcade dentaire d'un adulte est composée de 8 incisives, 4 canines, 8 prémolaires et 12 molaires.

- **Les incisives** : Les dents antérieures coupantes et en forme de ciseau (quatre supérieures et quatre inférieures) servent à couper la nourriture.
- **Les canines**: Parfois appelées « cuspides » (deux supérieures et deux inférieures), ces dents pointues servent à déchirer et à saisir la nourriture.
- **Les prémolaires** : Ces dents comportent deux cuspides pointues sur la surface masticatrice. Elles sont parfois appelées « bicuspides » (quatre supérieures et quatre inférieures). Les prémolaires servent à broyer et à déchirer la nourriture.
- **Les molaires** : (six supérieures et six inférieures) Ces dents servent à broyer et à mastiquer les aliments. Elles présentent plusieurs cuspides sur la surface masticatrice, facilitant le processus.

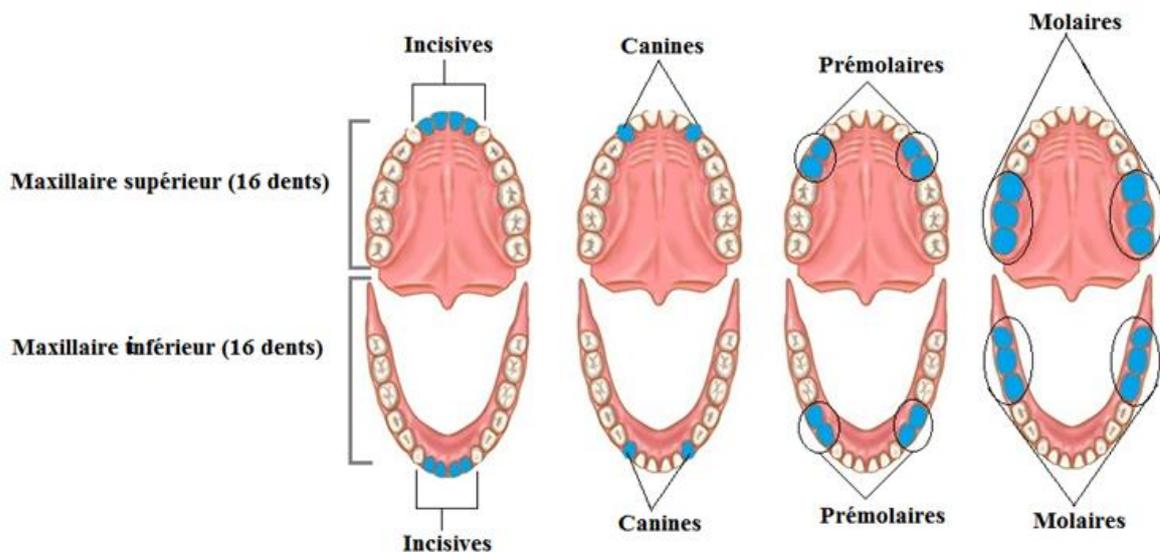


Figure 14 -Arcade dentaire adulte [39].

9.3. Déplacement dentaire

Les phénomènes tissulaires et les interactions tissulaires responsables du déplacement dentaire peuvent être modulés grâce à l'intensité des forces appliquées ou par les molécules médicamenteuses prises par le patient.

La biomécanique dentaire s'intéresse au système des forces appliquées sur les dents et à la réaction environnementale suite à cette application [40].

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

La connaissance de la mécanique et de ses effets permettra de choisir l'appareil, la technique et le système de forces le plus adapté en fonction du patient et du type de déplacement dentaire souhaité. Les facteurs à prendre en considération dans la détermination de la force optimale sont nombreux :

- **L'âge du patient:** avec l'âge on observe des modifications quantitatives et qualitatives des tissus parodontaux qui vont pouvoir influencer les caractéristiques du déplacement dentaire ;
- **La dépulpaion:** une dent dépulpée se déplace aussi aisément qu'une dent saine, si le canal est correctement traité et s'il n'existe pas de lésion apicale ;
- **Forme de la dent et surface radulaire:** Donc, contrainte exercée par unité de surface ;
- **Type de mouvement:** Donc, mode de distribution de la contrainte dans le ligament ;
- **Type de force (continue/discontinue):** C'est le rapport entre intensité et durée d'application
- **Les tissus parodontaux:** l'os alvéolaire (site, densité, hauteur), le desmodonte et l'état gingival.

9.4. Les forces appliquées sur la dent

L'application de forces sur une ou plusieurs dents provoque un mouvement non plus physiologique mais thérapeutique ; le résultat est un déplacement obtenu grâce à un remodelage ligamentaire et alvéolaire.

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers.
- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent ;

- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent ;
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent ;

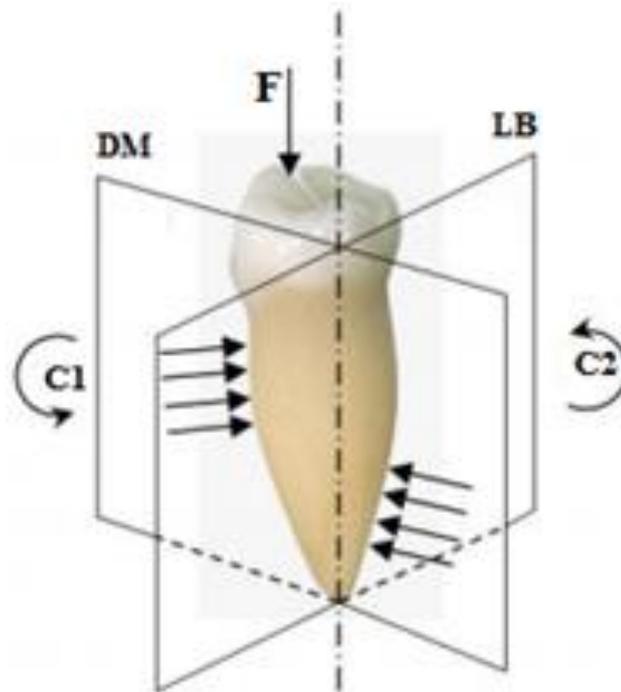


Figure 15 -Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale[38].

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, (Figure 15):

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

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, deux groupes sont à considérer:

9.4.1. Forces fonctionnelles

- Forces de basse intensité et de longue durée : Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de forces qui induit les déplacements orthodontiques des dents.

- Forces masticatoires : Elles sont de haute intensité mais de courte durée, totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

9.4.2. Forces pathologiques

- Forces masticatoires avec pic : Une contrainte très élevée se superpose à des cycles d'intensité normale peuvent provoquer des fractures cohésives.
- Forces parafunctionnelles : 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.

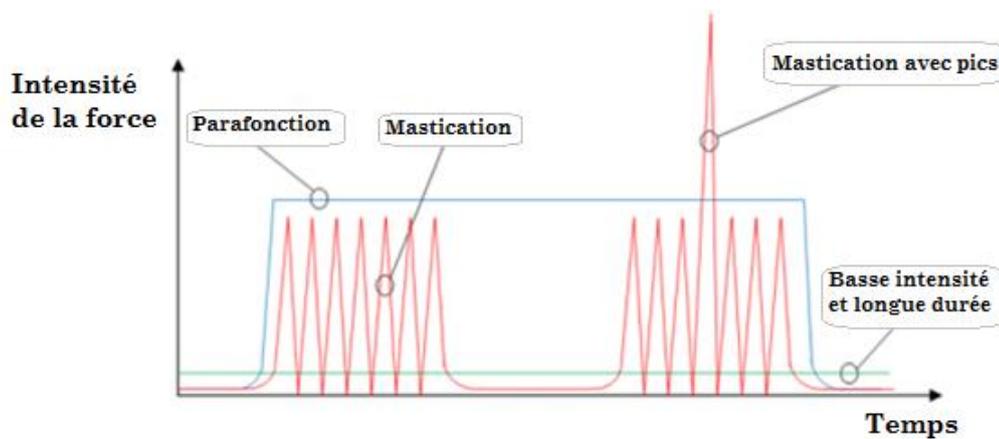


Figure 16 -Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [41].

9.5. Étude des forces masticatoires

La mastication consiste à modifier la consistance de l'aliment en bouche pour rendre sa déglutition plus aisée. Pour cela, les aliments sont dilacérés, c'est-à-dire coupés, écrasés ou broyés grâce aux mouvements coordonnés des lèvres, des joues, des dents et de la langue.

Selon Slagter et Van Der Bilt [41], les derniers millimètres avant l'occlusion intercuspide maximale sont assimilés à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats.

Une mauvaise répartition des charges entraîne une affluence des forces masticatoires sur l'occlusion. Ceci conduit à une malposition dentaire et par conséquent, une répartition non équilibrée de la mastication, ce qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux.

Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter, il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent, appelées traumatisme occlusal. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents[42].

La force masticatoire peu être évaluée par une électromyographie, un dynamomètre ou une jauge de contraintes. Cette force dépend des aliments absorbés : pour les aliments mous elle est de quelques Newtons, pour les aliments relativement durs elle est de 70 à 150 N environ, et elle dépasse les 200 N pour les aliments très durs. La dureté des aliments et le nombre de cycles de mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles : si une force demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi. Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court[43].

Selon Bozkaya, les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varient sur une large plage, par exemple, entre 200 et 900 N.

Selon Carlsson, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70 à 80 N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200 N pour une prothèse complète, et entre 40 et 400 N pour un implant prothétique en charge [44].

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [45].

Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 N et sur les incisives de 30 N [46].

Dans le cas de dents cuspidées, Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six pans cuspidiens en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur [45].

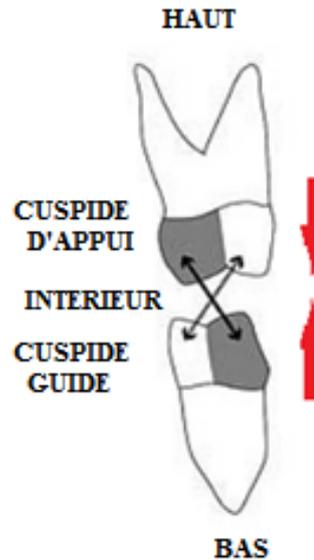


Figure 17 -Surfaces convexes des cuspidés[47].

10. Les implants dentaires

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire, il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os maxillaire et reproduisent l'action des racines dentaires, ils remplissent donc le rôle des dents naturelles.

En plus d'assurer une stabilité parfaite à la prothèse fixe ou amovible, l'implant stimule à nouveau les cellules osseuses, qui cessent alors de s'atrophier. La mâchoire peut donc maintenir son volume et son intégrité. La musculature et l'articulation retrouvent un environnement dentaire stable, ce qui favorise un retour à l'équilibre musculaire, articulaire et facial [48].

L'implant dentaire est utilisé pour:

- remplacer la racine d'une dent perdue.
- soutenir une prothèse.
- un intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (Fig. II.19).
- transfère les forces de mastication sur le support osseux.
- assurer la stabilité complète de la prothèse fixe ou amovible.

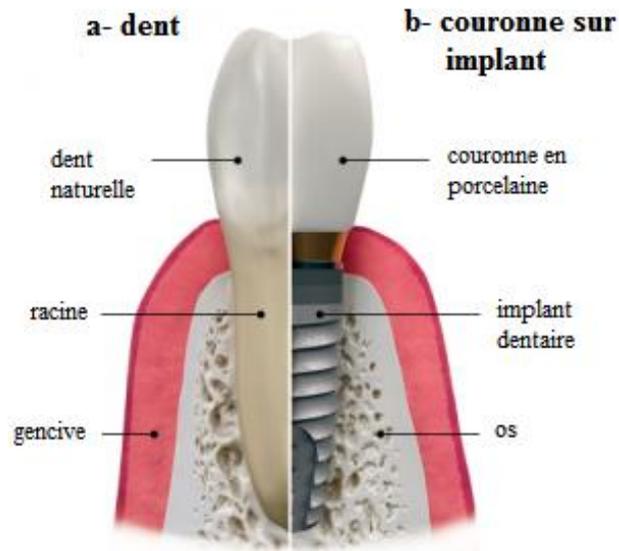


Figure 18 - a:Dent - b:Implant dentaire[49].

Les premières tentatives de remplacement de dents par implantation se sont faites par implantation de dents d'animaux ou de dents sculptées dans de l'ivoire à l'époque précolombienne et ont démontré une assez bonne intégration osseuse de l'ivoire sur les crânes retrouvés datant de cette époque.

Les transplantations de dents humaines ont été pratiquées au moyen âge pour laisser ensuite place à de nombreuses tentatives d'implantation de divers matériaux (or, bois, étain, argent) qui ont inauguré une longue période de rejets implantaires. Au début du XX^{ème} siècle, Payne et Greenfield établissent quelques règles fondamentales comme l'asepsie, le contact intime entre os et implant et la mise en fonction différée (exigeant par là un temps d'attente entre la phase chirurgicale de pose de l'implant et la phase prothétique de mise en place de la couronne[50].

La période moderne de l'implantologie est à la fin des années 30, de nouvelles innovations chirurgicales et prothétiques ont été développées. Les implants varient par leur forme (vis, cylindres, lames), la nature de leur col, l'état de surface (lisse ou rugueux), et par le système de connexion (hexagone, octogone, triangle, etc.). En plus de cela, il faut considérer les aspects de coût des matériaux, leur disponibilité, et également les possibilités de leur mise en œuvre.

Le choix des implants est en fonction du volume osseux disponible, de la qualité osseuse et des impératifs esthétiques et prothétiques [51].

On distingue 2 types d'implants dentaires :

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

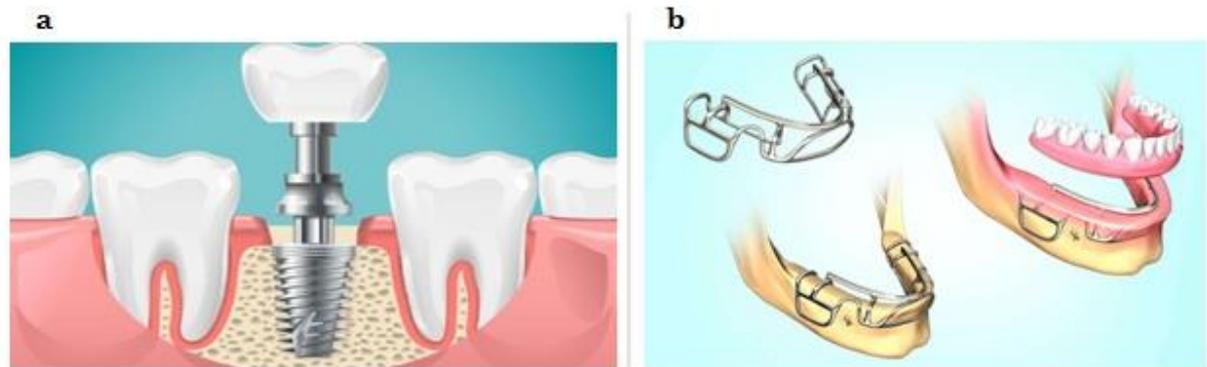


Figure 19 -Exemple d'un implant dentaire:

a-endo-osseux en forme de lame[52] b-juxta-osseux[53] .

Mais tous ces implants ont mené à des échecs à court ou moyen terme jusqu'à la période de Brånemark qui a présenté un nouveau concept d'implant endo-osseux.

Brånemark et Al[54], ont introduit le concept d'ostéointégration liée à l'utilisation d'implants en titane et à la mise en nourriture durant la période de cicatrisation osseuse. C'est à partir de cette époque que l'implantologie a connu un essor important. Les matériaux ont eux aussi évolué : le titane, les alliages de titane, l'hydroxyapatite, la céramique...

10.1. La morphologie implantaire

10.1.1. La formes

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales :

- **Le col:** Etait en général une surface lisse haute de 1 à 3 mm, il constitue une zone de jonction entre l'implant proprement dit et le pilier. Il peut être en contact avec des tissus mous de la cavité buccale. Il existe différents types de col :
 - Le col droit: Ayant une forme simple de référence, c'est celui des premiers implants en vis. La hauteur du col varie entre 0.75 et 1.5 mm selon les fabricants.

L'avantage de cette forme est la simplicité : elle peut être considérée comme une forme de référence.

- Le col évasé: Son diamètre est supérieur à celui du corps de l'implant, il a été créé dans le but d'améliorer la stabilité primaire dans l'os peu dense lors d'une mise en charge immédiate ou après un protocole d'extraction-implantation immédiate[55].
- Le col large du type XP (extra large Platform): Permettant une augmentation de la base prothétique, ce modèle d'implants est notamment utilisé pour les dents larges (molaires).
- Le col intégrant la platform-switching: Ce modèle présente la particularité que la base prothétique possède un diamètre inférieur à celui du col de l'implant.
- Le col présentant des micro-spires : Au lieu d'être plan, le col présente des micro spires. Leur diamètre extérieur et leur pas de vis sont variables selon les fabricants. Les implants de ce modèle semblent participer à la rétention de l'os en permettant une meilleure répartition des contraintes.
- Le col trans-gingival: À la pose, se trouve en position juxta-gingivale. Ce type de col modifie radicalement la manière de gérer les différentes étapes implantaire. La chirurgie est dite en un seul temps au lieu de deux [38].

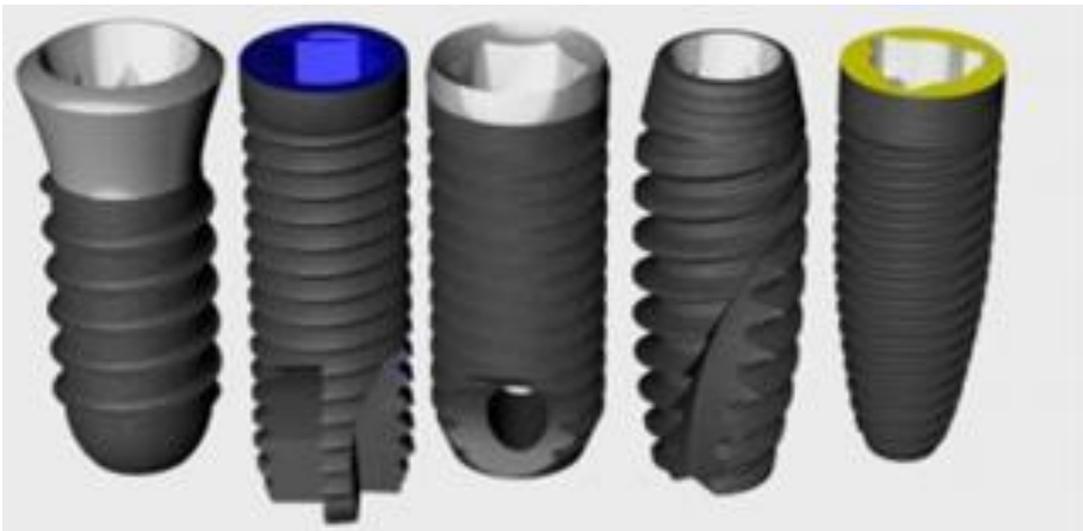


Figure 20 -Différents types de col implantaire [56].

- **Le corps de l'implant** : Définit la forme de l'implant et contient les spires qui assurent la stabilité primaire. Il peut être cylindrique, à gradins ou conique. En fonction de la situation clinique, le praticien pourra choisir différentes tailles d'implant. En effet,

différentes longueurs sont disponibles de même que différents diamètres. La longueur des implants varie entre 8 et 14 mm et peut même aller jusqu' à 18 mm. Dans un cas idéal avec des conditions favorables et sans obstacle anatomique, la longueur idéale de l'implant serait comprise entre 8 et 13 mm.

- **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.

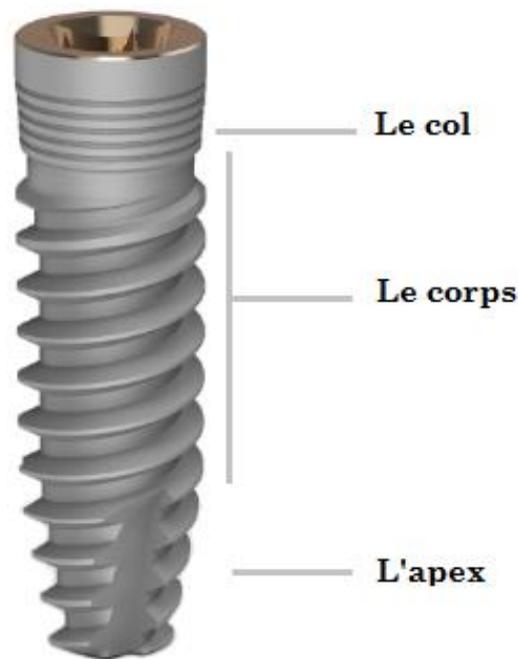


Figure 21 -Structure d'un implant cylindrique en vis [57].

10.1.2. Diamètre

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 (Fig. II.23). 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 (dans des emplacements réduits : crêtes concaves, racines convergentes, ...etc.).



Figure 22 -Ressemblance implant cylindroconique / racine naturelle [58].

10.1.3. Implants de gros diamètre (> à 4,5 mm)

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

- Une augmentation de la surface d'assise prothétique par l'augmentation du diamètre du col.
- Une augmentation de l'interface os/implant.
- La restauration des molaires maxillaires et mandibulaires.
- Une augmentation de la résistance mécanique.
- L'implantation immédiate dans l'alvéole postextractionnelle.
- Utilisé dans le cas d'os de faible densité.
- La dépose et la repose immédiate d'un implant au même site.
- Le site de hauteur osseuse résiduelle insuffisante [56].

10.1.4. Implant de diamètre standard (3,75 à 4,1mm)

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

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

10.1.5. Longueur implantaire

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

10.1.6. L'influence du diamètre et de la longueur implantaire sur le maintien du volume osseux

Une étude a été menée en 1996 par Saadoun et Le Gall [59]. Elle portait sur la pose de 306 implants de petit diamètre mais de longueur différente (8, 10, 12, 14 et 16 mm de long). 296 de ces implants furent mis en fonction. A la fin de l'étude les auteurs reportèrent 34 échecs, soit un taux de succès à 89%. Il est intéressant de relever que 16 des 34 échecs sont survenus sur des implants de 8 mm de long. Dans leur conclusion les auteurs ont alors déconseillé l'utilisation d'implants courts de petit diamètre.

10.2. 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 [60] :

- 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 divers matériaux sont de plusieurs natures[61]:

- **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.

- **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 implantoportées.
- **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 œuvre 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.

10.3. Résistance de l'implant dentaire

Un implant dentaire doit supporter des forces de mastications de l'ordre de 1000 à 3500Kg/mm², de plus celles-ci s'exercent dans des directions différentes. Il ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Des métaux tels que le plomb, le mercure et l'or, utilisés pour d'autres soins, peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire[62].

10.3.1. Les effets sur l'os

L'os supporte des charges mécaniques et adapte sa résistance en fonction de la force qui lui est appliquée en engendrant un processus de remodelage osseux. Ce sont les différents types

de système d'attache autour de l'implant qui lui procurent des résistances horizontales et verticales différentes, lui permettant de s'adapter aux contraintes. Cependant, pour tout type d'implant, l'augmentation des tensions abouti à la résorption osseuse péri-implantaire.

10.3.2. La prise en compte des forces masticatoires

Un implant est considéré comme définitif si l'os autour de lui est stable après avoir supporté des charges physiologiques. Après la pose de l'implant et sa mise en fonction, les forces appliquées sur celui-ci lors de la mastication peuvent entraîner des contraintes importants au niveau de l'os environnant, avec pour conséquence le remodelage osseux, engendrant des défauts osseux et l'échec de la mise en place implantaire[59].

10.3.3. La stabilité primaire

Dans la mesure où les implants de faible diamètre présentent une surface plus petite que les implants standards il y a diminution de la surface de contact entre l'os et l'implant ce qui risque donc de réduire la stabilité primaire.

11. La biomécanique dentaire

La biomécanique dentaire ou mécanique appliquée au déplacement dentaire étudie les effets des forces dans les trois sens de l'espace mais par simplification, ces trois directions sont étudiées deux par deux dans chacun des trois plans perpendiculaires de référence.

11.1. Principes biomécaniques

Une dent ou une prothèse dentaire en fonction doit respecter trois principes biomécaniques :

- **Sustentation:** C'est la propriété mécanique qui permet de résister aux forces appliquées à une prothèse dans le sens occluso-cervical, durant notamment la mastication d'aliments durs.
- **Stabilisation:** C'est l'ensemble des forces qui s'opposent aux mouvements de translation horizontale ou de rotation de la prothèse. Donc la stabilisation permet de lutter contre les forces appliquées à une prothèse dans le plan horizontal, dues à des contacts occlusaux et aux forces musculaires périphériques qui nuisent à la stabilité de la prothèse et à la santé parodontale.
- **Rétention:** C'est l'ensemble des forces qui s'opposent à l'éloignement de la prothèse de sa surface d'appui. Donc, la rétention permet de résister aux forces

appliquées à une prothèse dans le sens cervico-occlusal, durant notamment la mastication d'aliments collants.

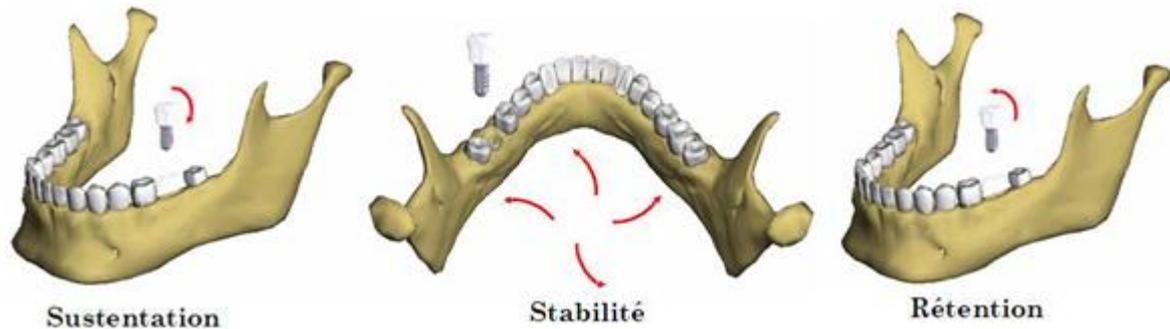


Figure 23 -Les trois principes biomécaniques[63].

11.2. Rôle mécanique du tissu osseux 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 sont de deux ordres, élastiques et plastiques.

11.2.1. Élasticité

C'est la propriété d'un corps à revenir à sa forme première dès que la force qui l'a déformé a cessé son action[64]. Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse, feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

11.2.2. 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 [65]. 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, dureté et ténacité.

- La dureté, qui tient compte de la qualité de la substance osseuse protéique et calcaire, permet à l'os de résister à la pression.
- 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 [65].

12. Facteurs individuels pouvant modifier les réactions tissulaires

12.1. L'os alvéolaire

Il peut être de densité variable. Si l'os est très dense (ce qui est rare), 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 au niveau apical, l'os est perforé de nombreux espaces médullaires.

12.2. 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.

12.3. 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.

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.

13. Conclusion

On a essayé dans la première partie de ce chapitre de donner une brève présentation de l'état actuel des sciences des biomatériaux, en particulier ceux utilisés dans l'implantation dentaire. Le développement des biomatériaux est devenu un des domaines de recherche les plus effervescents, impliquant une interrelation de haut niveau entre plusieurs disciplines scientifiques telles que l'ingénierie, la biologie, la chimie, la pharmacologie et la médecine. Dans le domaine de l'implantologie, les dispositifs utilisés sont destinés à créer des ancrages, au maxillaire ou à la mandibule, stables et résistants sur lesquels s'adapte une prothèse afin de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction adéquate, un confort satisfaisant et de restaurer l'esthétique, et ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant. Avant d'implanter un

biomatériau dans le corps humain, ce dernier passe par plusieurs tests concernant sa biocompatibilités pour estimer son capacité à remplacer un organe sans provoquer aucun effet indésirable local ou systémique chez le bénéficiaire de ce traitement.

Dans la deuxième partie de ce chapitre, nous avons parlé de l'implantologie dentaire, qui a également connu un succès important ces derniers temps. Contrairement aux techniques classiques comme les bridges qui consistent à prendre appui sur les dents saines voisines, l'implant est directement fixé dans l'os mandibulaire ou le maxillaire supérieur. L'avantage est double puisque les dents saines aux alentours ne sont pas affectées et l'os subissant les contraintes biomécaniques de mastication via l'implant, ne se résorbent pas.

Le choix de l'implant doit répondre à un cahier des charges chirurgicales et prothétiques. Devant la multitude de système implantaire, de connexions et de matériaux il est important pour le praticien de connaître la diversité des morphologies pour une prise en charge correcte des patients par prothèse implantaire.

Références bibliographiques

- [1] Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR editors. *Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63–71.
- [2] Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. *J.Prosthet.Dent.*49, 832-837 (1983).
- [3] Mac Queen D, Sundgreen J. *Advances in biomaterials*. Chicago: Quintessence Pub edit. (1983).
- [4] Branemark. PL, Breine. U, Adell. R, Hansson. BO, Ohlsson. A, Intra osseous anchorage of dental prostheses. Experimental study. *Scand J plast Reconstruct Surg.* 81-100 (1969).
- [5] Thèse : Films minces de dioxyde de titane déposés sur titane MOCVD : Microstructure et biocompatibilité. Présentée et soutenue par Simona Andreia JACOTA POPESCU Le 14 novembre 2008.
- [6] Jung YC, Han CH, Lee KW. A 1-year radiographic evaluation of marginal bone around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11(6): 811–8.
- [7] EUREKA E !3033- Bio nano composite - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nano composite ceramics new implant material for bone substitute (2007-2008).

- [8] <http://www.frm.org>. PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. *Fondation pour la recherche médicale. URL*.
- [9] <http://www.lissac.fr/correction-vision/secrets-fabrication.php>.
- [10] <https://mydentistburbank.com>.
- [11] <http://www.prothesedegenou.com/prothese-genou.html>.
- [12] <https://www.futura-sciences.com>.
- [13] <https://www.usinenouvelle.com>.
- [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] 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.
- [16] Jayaraman M, Meyer U, Buhner M, Joos U, and Wiesmann HP. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells in vitro. *Biomaterials*.25, 625-31 (2004).
- [17] Loty C., Loty S., Sautier JM. Interfaces os/biomatériaux bioactifs implantables. *Implant*,1998, 4, 2, 101-109.
- [18] [https://www.memoireonline.com/07/15/9206/Biomateriaux-pour-la-reconstruction osseuse.html](https://www.memoireonline.com/07/15/9206/Biomateriaux-pour-la-reconstruction-osseuse.html).
- [19] Bathias C., fatigue des matériaux et des structures, *Edition Lavoisier, (2008)* .
- [20] Barlas Bruno, Etude du comportement et de l'endommagement en fatigue d'alliages d'aluminium de fonderie, Doctorat Sciences Génie des Matériaux, ENSMP - *Centre des Matériaux P.M. Fourt, ENSMP, p.224, 2004*.
- [21] C. Manaranche, Helga Hornberger, *Dental Materials* 23, P. 1428–1437, (2007).
- [22] Cours pédagogique de Neuchatel : <https://portail.rpn.ch/>.
- [23] F. Nejatidanesh, O. Savabi, A. Yazdanparast, *Journal of Dentistry* 2, No .4, (2005).
- [24] L.Bahije, W.Rerhrhaye, N.Merzouk, F.Zaoui, *Orthodontie* 5, N° : 1, (2010).
- [25] R .Rafah. Al-Hity, Heinrich F. Kappert, Stéphane Viennot, Francis Dalard, Brigitte Grosogea t3, *Dental Materials* 2 3, P. 679–687,(2007) .

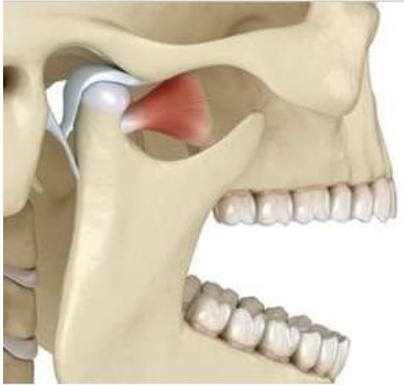
- [26] Esmaellou B, Approche cinétique du comportement en fatigue du Polyamide 66 renforcé par 30% de fibres de verre, Ecole nationale supérieure d'arts et métiers- *ENSAM*, 2011
- [27] Jean Barralis, Gérard Maeder, *Métallurgie : élaboration, Structures, propriétés, normalisation*, *AFNOR*, p. 232, 2001.
- [28] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence; 1985.
- [29] J. Dejou : *Les céramiques*, Société Francophone de Biomateriaux Dentaires, (2010) .
- [30] Cours de Meyer J M (2009), " *Biomatériaux-Dégradation des Biomateriaux*". Université de Genève.
- [31] P. Desautels, *Les matériaux dentaires*. Editions Préfontaines Inc, (1975).
- [32] Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18(1):59–65.
- [33] 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.
- [34] Gonzague F. Contribution de l'analyse mécanique à l'étude des implants et des biomateriaux dentaires. Thèse de doctorat, Université Sciences et Technologies - Bordeaux I. 2013.
- [35] RICHARD (Olivier). Aspects biomécaniques de la prothèse implantaire fixée.- Nancy, 2002.
- [36] Brånemark P.I., Zarb G.A. et Albrektsson T. Prothèses ostéointégrées : l'ostéointégration en pratique clinique. *Paris: CdP*, 1988.- 352p.
- [37] Aboudharam G, Fouque F, Pignoly C, Claisse A, Plazy A. Eclaircissement dentaire. Dans *Le manuel du résident – Odontologie*. Edition Tsunami. 2009.
- [38] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). *Paris :édition Prélat*, p.1975 – 917.
- [39] Sieiro. Clinica Dental Sieiro. 2016.
<http://www.clinicadentalsieiro.es/wpcontent/uploads/2014/06/denticion-de-leche.jpg> .
- [40] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod*. 1980; 77:396-409.

- [41] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent.* 1995; 73:169-183.
- [42] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. *Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82.*
- [43] Wei Li, Michael V, Swain, Qing Li, Grant P. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia.
- [44] Courbeyrotte MA. Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée Courbeyrotte.
- [45] Slagter A, Bosman F, Van Der Glas H, Olthoff M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J. Prost. Dent., 1992, 68, 5: 790-799.*
- [46] Romerowski J, Bresson G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. *Paris : édition CdP, p. 88-50.*
- [47] Tavernier B, Romerowski J, Boccara E, Azevedo C, Bresson G. Articulation dentodentaire et fonction occlusale. *Encycl Méd-Chir. 2007.*
- [48] Estelle V, docteur en chirurgie-dentaire, ed. Luigi Castelli. n°197, décembre 2009, Autisme et mercure dentaire, p.10.
- [49] <http://fr.biohorizons.com/dentalimplants-expect.aspx>.
- [50] 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.
- [51] source :(son implant dentaire et implantdent.net.). le 03/03/2016, Rangert B, Krogh PHJ , Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 1995; 10: 326-334.
- [52] <http://www.1888implant.com/french/images/dental-implant-types-blade.png>.
- [53] <http://www.dentalimplantsnek.com/our%20work%20-20subperiosteal.html>.
- [54] Davarpanah., Szmukler-Moncler S., Khoury P.M. Manuel d'implantologie Clinique : concepts, protocoles et innovations récentes. 2ème édition. *Rueil-Malmaison : CdP, 2008, 539p.-(JPIO).*
- [55]. Davarpanah M, Jakubowicz-Kohen B, Caraman M, Kebir-Quelin M. Les implants en odontologie. *Collection memento, Editions CdP 2004.*

- [56] B. jakubowicz-kohen, s. szmukler-moncler, m. davarpanah, k. davarpanah, p. rajzbaum, g. demurasvili, n. capelle-ouadah., morphologie implantaire, Sélection de la morphologie et du diamètre implantaire, *Extrait Ch. 5, Paris, Mis en ligne : juillet 2013.*
- [57] Carl E. Misch. *Dental Implant Prosthetics, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.*
- [58] <http://www.ciedmarseille.com/details-l+implant+dentaire-27.html>.
- [59] Saadoun A, Le Gall MG. zywxvuuAn 8-year compilation of clinical results obtained with Steri-Oss endosseous implants. *Compendium 1996; 17:669-688.*
- [60] Nicolas W. Les différents types de connexions implantaires : Description, avantages, inconvénients et critères de choix. *Thèse de doctorat, Université de Lorraine. 2013.*
- [61] 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.*
- [62]. Rangert B, Krogh PHJ , Langer B, Roekel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants 1995; 10: 326-334.*
- [63] Marxkors R. Die Einstückguss prothese. *Dental Labor, n.49, p.707-715, p.1037-1050, p.1663-1670, p.1849 -1856; n.50, p.193-202, Feb. 2001/2002.*
- [64] BAILLET G.P.Biomécanique orthodontique et notion de "force légère" *Encycl. Méd. Chir. Paris. Stomato. Paris. 1988:23490 B10.*
- [65] ATTIA Y. *Encycl. Méd. Chir. Paris .STOMATOLOGIE.Fasc. 1985 :23490 D10.*

Chapitre III

L'articulation temporomandibulaire et ses troubles



Chapitre III

L'articulation temporomandibulaire et ses troubles

1. Introduction

L'articulation temporomandibulaire (ATM) est l'articulation formée entre le condyle de la mandibule et le condyle temporal qui permet d'ouvrir et de fermer la bouche ; il est situé devant l'oreille et de chaque côté de la tête. Il est utilisé pour parler, mâcher, avaler, bâiller et dans diverses expressions faciales [1].

L'ATM est une articulation synoviale et composée, effectue biomécaniquement des mouvements de rotation ou de charnière et des mouvements de translation avec glissement. De plus, elle possède ses propres caractéristiques qui la différencient des autres articulations du corps.

2. Biologie du développement de l'ATM

Les structures primaires qui composent l'articulation sont établies à la 14e semaine de gestation, lorsque surviennent des changements morphologiques qui se produisent progressivement avec la croissance et entraînent une augmentation de la taille des structures qui la composent.

Au cours de la septième semaine de la vie intra-utérine, lorsque la mandibule n'entre pas en contact avec la base du crâne, il développe une articulation transitoire entre les os qui se forment à l'extrémité postérieure du cartilage de Meckel, avec la base du crâne. Ainsi, le processus embryologique précédant la formation complexe de l'articulation temporomandibulaire et toute altération de son développement déterminent un dysfonctionnement qui entraînera une gêne consistant en des douleurs nerveuses et difficultés musculaires, masticatoires, complications musculaires et ankylose entre autres.

De la sixième à la huitième semaine de gestation, le premier aperçu de la formation de la mâchoire apparaît. Cela se produit par différenciation du premier arc pharyngé. Cet arc devient deux zones cartilagineuses qui se situent sur le bord supérieur et sur le bord inférieur (cartilage de Meckel), donnant naissance à la mandibule primitive. Les extrémités postérieures des deux cartilages s'unissent pour former une articulation qui se connecte souvent au crâne et suspend la mandibule. Cette articulation est appelée articulation carrée primitive ou articulation Meckelienne et peut agir en externe ou en interne, offrant une marge de sécurité fonctionnelle très élevée vis-à-vis de nombreux dysfonctionnements pouvant survenir par défaut.

L'ATM provient de deux blastèmes : condylien et glénoïde, interposé entre les deux blastèmes se trouve une couche de tissu mésodermique qui constituera le futur disque articulaire. Le processus qui commence à la septième semaine de gestation se termine à 21 semaines, lorsque l'articulation est complètement formée.

3. Histologie de l'ATM

L'ATM est formée par le condyle mandibulaire, l'éminence articulaire et la fosse articulaire (cavité glénoïde) de l'os temporal, le disque articulaire, qui est un disque mobile, la membrane synoviale, qui caractérise le mode de travail conjoint, et la capsule articulaire, qui protège toute cette structure ostéo-musculaire et articulaire complexe.

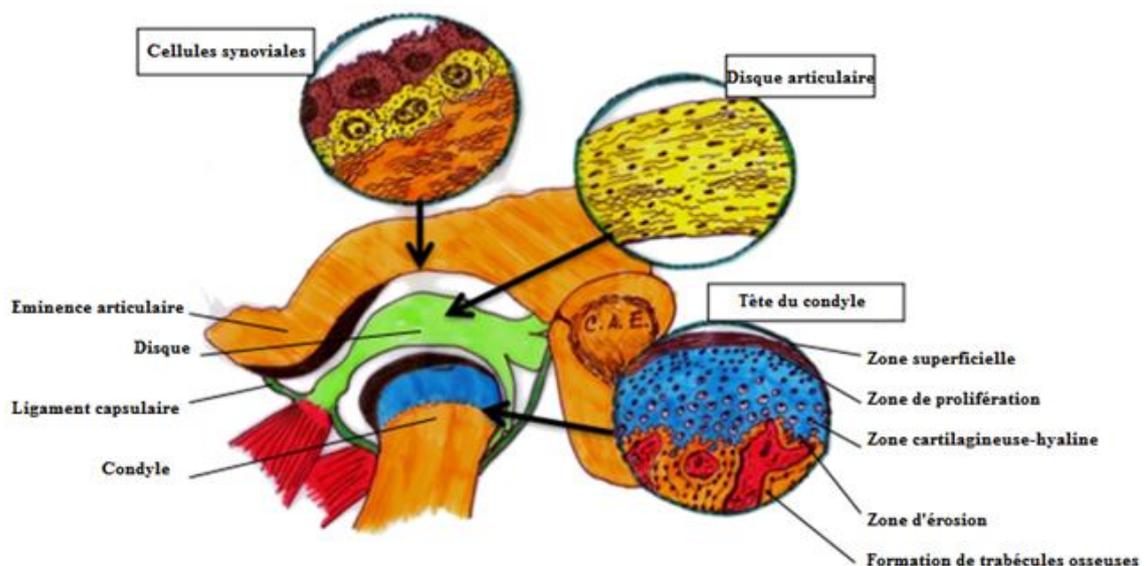


Figure 1 - L'articulation temporo-mandibulaire[2].

Le condyle mandibulaire est une éminence ovoïde dont le grand axe est dirigé vers l'arrière et vers l'intérieur, reliée à la branche mandibulaire par le col plus étroit, plus mince dans sa partie antéromédial, où s'insère le muscle ptérygoïdien externe. Seule la partie antérieure jusqu'à la crête condylienne est recouverte de fibrocartilage. La cavité mandibulaire ou glénoïde est une profonde dépression ellipsoïdale dont le grand axe est dirigé vers l'arrière et vers l'intérieur, et fait partie de l'os temporal. Il est limité ci-dessus par l'éminence articulaire (racine transverse de l'apophyse zygomatique), et en arrière par la crête pétreuse et l'apophyse , à l'extérieur, il se limite à la racine longitudinale du processus zygomatique et à l'intérieur avec la colonne vertébrale de l'os sphénoïde.

A 40 semaines de gestation, la fosse glénoïdienne est plate. L'éruption dentaire configure sa concavité, la même qui continue son processus de formation jusqu'à environ le premier tiers de la vie de l'homme, acquérant son développement complet entre 11 et 14 ans, jusqu'à atteindre sa taille finale, environ 25 ans de vie.

4. Anatomie de l'ATM

Les deux ATM forment une articulation fonctionnelle multilatérale, reliée par la mâchoire inférieure. Fonctionnellement, il y a deux articulations dans chaque articulation temporo-mandibulaire, une supérieure et une inférieure, séparées par un ménisque interposé entre elles. L'ATM supérieure prend place entre la cavité glénoïde de l'os temporal, l'éminence articulaire et le ménisque. C'est un joint coulissant, dans lequel il n'y a qu'un mouvement de translation de celui-ci. L'ATM inférieur est une articulation pivotante, avec des mouvements de rotation (bien qu'on préfère parler de mouvements de roulement, puisque c'est le mouvement d'une sphère dans un plan).

L'ATM diffère des autres articulations en ce que ses surfaces articulaires ne sont pas recouvertes de cartilage-hyaline, sont recouvertes d'une couche de tissu fibrocartilagineux, capable de résister à la pression (ce qui explique pourquoi il est avasculaire). Il n'a pas non plus d'innervation, ce qui indique qu'il s'agit d'un tissu qui s'adapte bien aux compressions. Le toit de la glène temporale est très fin, donc cette zone ne résiste pas à la pression et le condyle ne s'y articule pas. Le fibrocartilage qui tapisse le ventre la partie postérieure de l'éminence articulaire est dure et ferme, cela représente le tissu fibreux adapté aux pressions fonctionnelles de l'articulation temporo-mandibulaire.

4.1. La mandibule

La mandibule est un os impair et symétrique qui forme l'étage inférieur de la face. Elle constitue le squelette de la cavité buccale. Elle est formée de deux os, soudés au niveau du menton par une suture appelée symphyse mentonnière. Elle possède un corps (branche horizontale) et deux branches verticales (permettent la mobilité de la mandibule).

La mandibule (mâchoire inférieure) est le seul os en mouvement dans le crâne, est constituée d'os basal, qui est un os dense et compact (Il se caractérise par un arrangement concentrique de lamelles de collagène centré sur un canal central ou canal de Havers), et d'os alvéolaire qui est un os spongieux dit également trabéculaire (Il est constitué des mêmes éléments que l'os compact mais avec une organisation différente.) dans lequel sont implantées les dents. Le corps de la mandibule est en forme de fer à cheval. Les branches montantes portent à leur extrémité supérieure un condyle articulaire et un processus coronoïde. La mandibule et les condyles sont articulés par une énarthrose. Le condyle de la mandibule est logé dans la cavité glénoïde du temporal, juste devant le canal auditif externe [3].

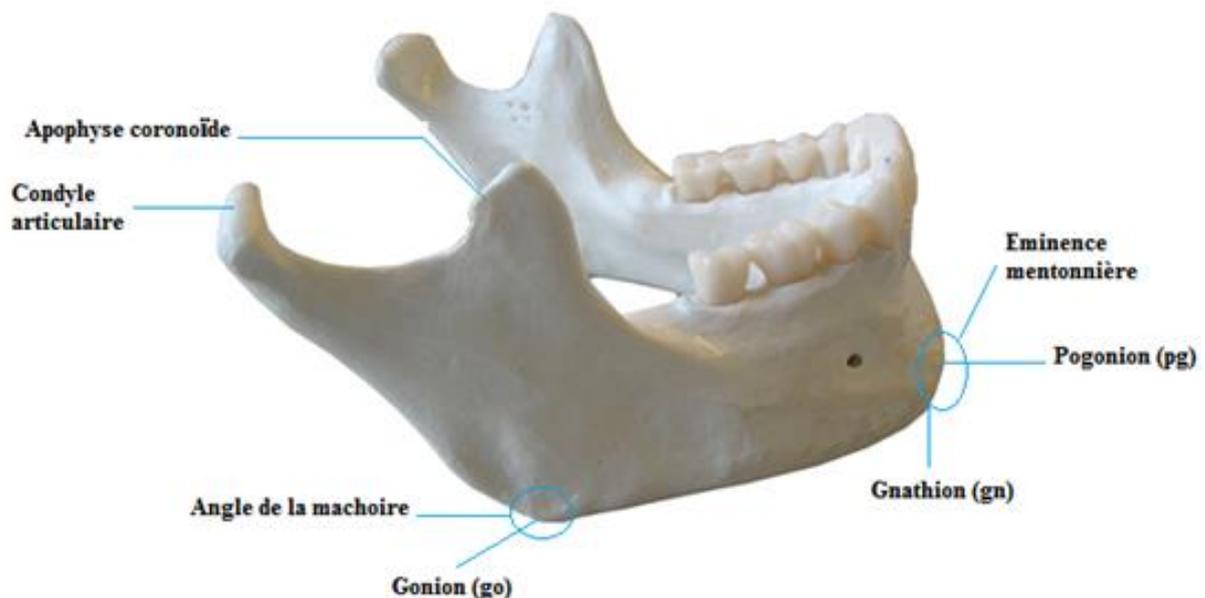


Figure 2 - La mandibule[4].

4.2. Le maxillaire:

Le maxillaire est un os pair et pneumatique. Il s'articule avec les os du massif facial supérieur (l'os palatin, l'os zygomatique, l'os lacrymal, le cornet nasal inférieur, l'os nasal et le

vomer), et avec les os du crâne avec l'os frontal, le sphénoïde et l'ethmoïde. Il est situé au dessus de la cavité buccale et en dessous des fosses nasales et des cavités orbitaires.

Dans le corps du maxillaire se trouve le sinus maxillaire. Il a la forme d'une pyramide couchée à base médiale et dont le sommet est situé dans le processus alvéolaire du maxillaire. La vascularisation est assurée par des branches collatérales de l'artère maxillaire et par l'artère infra-orbitaire. L'innervation est assurée par le nerf maxillaire supérieur et ses branches [5].

4.3. Cavité glénoïdienne

La partie temporale de l'ATM est composée de la partie squameuse de l'os glénoïde, qui présente une cavité dans la partie postérieure et une éminence articulaire dans la partie antérieure. La fosse glénoïdienne est concave à la fois transversalement et antéropostérieurement, tandis que l'éminence articulaire est concave dans les deux sens. D'un point de vue fonctionnel, la cavité mandibulaire ou glénoïde ne sert que de réceptacle au condyle. La partie supérieure est constituée par la surface concave supérieure du ménisque interarticulaire et le condyle de la mandibule.

Fonctionnellement, les articulations ont généralement des surfaces lisses (concavo-convexe) mais il est possible d'observer qu'au niveau de l'ATM cette correspondance n'existe pas puisque le condyle mandibulaire, qui est convexe dans toutes les directions, est lié au éminence articulaire également convexe dans deux directions. C'est pour cette raison que la présence d'un disque interarticulaire qui rend les deux surfaces congruentes, le ménisque, est essentielle. De cette façon, le ménisque, en plus de diviser l'ATM en une partie supérieur et inférieur, crée des surfaces de manière à rendre l'articulation congruente (ainsi, l'éminence articulaire et le condyle mandibulaire sont liés aux faces respectives du ménisque).

4.4. Eminence articulaire

L'éminence articulaire est le tubercule de l'os temporal qui forme la limite antérieure de la fosse glénoïdienne ; convexe en antéropostérieur. Le condyle mandibulaire et le ménisque se déplacent devant l'éminence articulaire lorsque l'ouverture de la bouche est normale. Sa forme empêche la luxation et la subluxation de l'ATM.

4.5. Ménisque interarticulaire

Le ménisque est une plaque ovale de fibrocartilage qui divise l'ATM en moitiés supérieure et inférieure. Dans sa partie centrale, il est plus fin que dans ses marges, où le tissu fibreux est plus dense (indiquant qu'il s'agit d'une zone où la pression est appliquée). La partie centrale du ménisque se situe entre les surfaces articulaires de l'articulation qui supportent la pression (tête du condyle et éminence articulaire), cette partie étant avasculaire et sans innervation. Le disque s'attache aux bords latéraux rugueux du condyle et à la face postérieure de l'éminence. Cette insertion est indépendante de la capsule, permettant au ménisque de se déplacer avec le condyle. En arrière, le ménisque est plus mou et se prolonge par une zone de tissu lâche et vascularisé appelée coussinet rétro-discal. En avant, le ménisque se connecte avec la capsule, à l'endroit où les fibres du faisceau supérieur du muscle ptérygoïdien externe s'insèrent à travers la capsule, sur son bord antérieur.

Fondamentalement, le ménisque stabilise le condyle au repos, nivelant les surfaces disparates du condyle et de la glène. Il agit également comme un absorbeur de pression dans les zones de contact de l'articulation, dans les mouvements de glissement lorsque le condyle bouge. De plus, le ménisque aide à prévenir l'usure qui se produit dans les mouvements de translation (roulis et glissement) des surfaces articulaires de l'ATM. Une autre fonction que remplit le ménisque est de réguler les mouvements condyliens, puisque les parties antérieure et postérieure contiennent des terminaisons nerveuses libres appelées corpuscules de Ruffini (sensibles à la douleur). Enfin, le ménisque joue également un rôle dans la lubrification de l'ATM. Dans l'ATM normal, le ménisque avance en harmonie avec le condyle.

4.6. Capsule articulaire

La capsule articulaire de l'ATM est une capsule fibreuse qui s'insère dans le temporal (dans la partie médiane et latérale de la cavité glénoïdienne atteignant l'éminence articulaire) et dans la mandibule (col du condyle). La capsule est lâche en avant, en dedans et en arrière, mais latéralement elle est renforcée par le ligament temporo-mandibulaire, qui le resserre. La membrane synoviale tapisse la capsule ATM et les bords du ménisque et est abondante dans les secteurs vascularisés et innervés des surfaces supérieure et inférieure du coussinet rétro-discal. Les régions de pression de l'articulation ne sont pas recouvertes de synovie, ce sont les surfaces articulaires, en particulier le ventre postérieur de l'éminence articulaire, les surfaces articulaires du condyle et les zones d'appui du ménisque [6].

4.7. Ligaments de l'ATM

- Ligament temporo-mandibulaire : C'est le moyen d'union le plus important et il est disposé à l'extérieur de la capsule fibreuse, s'insérant au-dessus de la tubérosité zygomatique pour se terminer sur la face postéro-médiale du col du condyle mandibulaire. Il est considéré comme un ligament collatéral, car ses fibres sont orientées de telle manière que dans tout mouvement mandibulaire, il est toujours maintenu dans un état intermédiaire entre tendu et détendu, de sorte que ce ligament ne limite pas le mouvement de l'ATM, donnant de la stabilité à l'articulation.
- Ligament sphéno-mandibulaire : C'est une bande de tissu fibreux qui relie les processus ptérygoïdiens du sphénoïde à la mandibule à l'intérieur.
- Ligament stylomandibulaire : C'est une bande fibreuse qui relie le processus styloïde de l'os temporal à la mandibule, sous l'insertion du ligament sphéno-mandibulaire.

Les deux derniers ligaments sont considérés comme des accessoires par nature, car ils n'ont aucune fonction ou influence apparente sur l'ATM ; cependant, on dit que le ligament sphéno-mandibulaire a beaucoup à voir avec le mouvement articulaire.

Cette articulation est synoviale bicondylienne, mais se comporte comme une articulation alvéolaire réciproque, lorsque le condyle est dans la cavité glénoïdienne. Un mouvement tel que l'ouverture de la bouche implique que le condyle sort de la cavité articulaire, en rapport avec l'éminence articulaire. De plus, le ménisque joue un rôle fondamental dans le mouvement de l'articulation, puisqu'il divise l'articulation en deux compartiments : l'un supra-méniscal ou temporal et l'autre infra-méniscal ou mandibulaire. Ainsi, chaque surface qui compose l'ATM a un rôle dans le mouvement de l'articulation.

La pente postérieure de l'éminence articulaire régule l'angle de déplacement de la mandibule, puisqu'elle passe par le condyle, elle doit glisser le long de celui-ci lorsqu'elle quitte la cavité glénoïdienne en larges mouvements mandibulaires (c'est pourquoi le ventre postérieur de l'éminence est aussi appelé guide mandibulaire). Lorsque la mandibule avance, les incisives inférieures entrent en collision avec la face postérieure des incisives supérieures, donc pour continuer le mouvement, la mandibule doit faites défiler vers le bas et vers l'avant avec une certaine inclinaison. Cette inclinaison est appelée guidage incisif. L'important à propos de ces deux guides est que les deux ont presque toujours le même degré d'inclinaison, le mouvement doit donc être parallèle entre les guides.

Selon Martín Granizo, l'être humain peut effectuer des mouvements d'ouverture et de fermeture, de latéralité ou de division, protrusion et rétrusion mandibulaire [7].

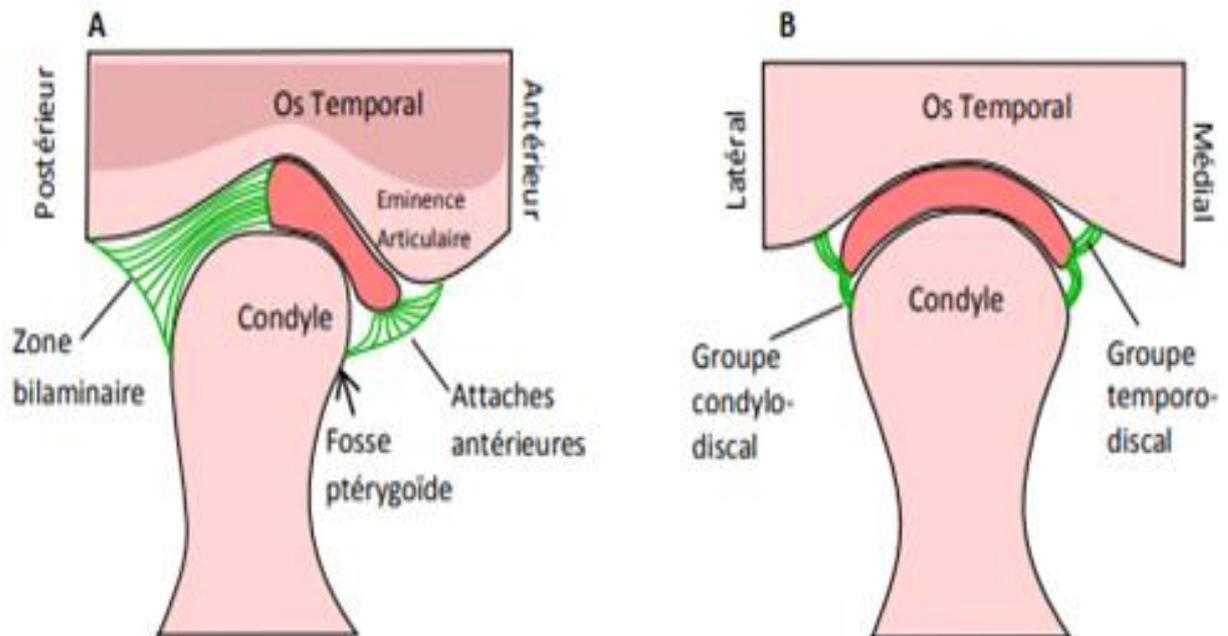


Figure 3 - Attachements du disque articulaire. A- Vue sagittale, attaches antérieures et postérieures. B- Vue frontale, attaches médiales et latérales [8].

5. La vascularisation

Comme dans n'importe quel tissu, la vascularisation d'un os long mature comporte:

5.1. Le système artériel

Trois types d'artères composent le système artériel qui assure toute la vascularisation d'un os long :

- L'artère nourricière, qui est en général unique, pénètre dans l'os par le trou nourricier puis se divise en artère médullaire ascendante et descendante. Celles-ci assurent la quasi totalité de la vascularisation diaphysaire [9].
- Les artères épiphyso-métaphysaires sont multiples, pénètrent dans l'os métaphysaire par les zones d'insertion capsulaires, ligamentaires, musculaires et tendineuses. On peut observer une anastomose à l'étage capillaire entre ces dernières et l'artère nourricière.

- Les artères périostées dont le rôle est la nutrition du cortex superficiel. Elles s'anastomosent également avec les terminaisons des artères médullaires dans la corticale.

5.2. Le système veineux

Le drainage des épiphyses et des métaphyses est assuré par de nombreuses veines épiphyso-métaphysaires satellites des artères. Le tiers interne de la corticale est drainé par une veine centromédullaire. Du périoste partent de nombreuses veines collectrices qui rejoignent les veines musculaires [10].

6. L'innervation

L'innervation sensitive des A.T.M. est assurée par le nerf temporo-massétéрин et le nerf auriculo-temporal. Ces fibres nerveuses sont attachées à des structures réceptrices de quatre types, particulièrement présents au niveau des attaches du disque et au niveau de la zone bilaminaire:

- *des terminaisons libres*: Détectent les stimulations nociceptives,
- *récepteurs de Golgi*: Mécanorécepteur sensible à l'étirement des ligaments,
- *récepteurs de Ruffini*: Présentent une sensibilité angulaire. Ils renseignent sur la posture, mandibulaire,
- *récepteurs de Pacini*: Récepteurs phasiques, dynamiques, ils codent les vitesses et les accélérations des mouvements mandibulaires.

7. Muscles masticateurs

L'ATM est entourée des muscles très puissants nommés muscles masticateurs. Ils mobilisent la mandibule et assurent plusieurs fonctions telles que la mastication, la déglutition et la phonation. Ces muscles sont classés en deux groupes selon le mouvement qu'ils entraînent : muscles élévateurs et muscles abaisseurs [11].

7.1. Muscles élévateurs

Les muscles élévateurs assurent l'élévation de la mandibule et ils permettent de développer des efforts de serrage très importants entre les dents. Ils se situent en dessus du corps de la mandibule.

7.1.1 Masséter

C'est un muscle quadrilatère court et épais, situé sur la face externe de la branche ascendante de la mâchoire inférieure. Il est composé de deux fascicules, l'un superficiel ou antéro-externe et l'autre profond. Le faisceau superficiel s'attache en haut aux deux tiers antérieurs du bord inférieur de l'arcade zygomatique. De là, les fibres constitutives du faisceau superficiel courent obliquement de haut en bas et d'avant en arrière pour s'insérer dans la partie inférieure de la branche ascendante.

Le faisceau moyen est situé à l'intérieur du faisceau superficiel, duquel il fait saillie en arrière. Il s'insère en haut sur le bord inférieur et sur la face interne de l'arcade zygomatique, ses fibres vont obliquement vers le bas et vers l'avant pour se terminer sur la face externe de la branche montante du maxillaire, de la zone d'insertion du faisceau superficiel à la base du processus coronoïde.

7.1.2. Temporal

Le muscle temporal occupe la fosse temporale, d'où il prend sa forme et ses dimensions. Elle s'insère en haut dans l'aponévrose coronoïde. De ces points, ses fibres charnues se dirigent : les antérieures verticalement en bas , les médians obliquement en bas et en avant, et les postérieurs horizontalement en avant, jusqu'à ce qu'ils acquièrent la forme d'un tendon qui s'insère dans le bord antérieur de la branche ascendante et un autre profond, plus fort et plus long, qui s'insère dans la crête temporelle[12].

7.1.3. Ptérygoïdien médial

Il est situé à l'intérieur de la branche de la mâchoire inférieure, c'est un muscle quadrilatère. Il est inséré supérieurement dans la fosse ptérygoïdienne du processus ptérygoïdien, ses fibres sont dirigées obliquement vers le bas, vers l'arrière et vers l'extérieur vers la face interne de la branche ascendante, près de l'angle mandibulaire ou gonion.

7.1.4 Ptérygoïdien latérale

Il se loge dans la fosse zygomatique. Ce muscle se caractérise par la présence de deux fascicules, l'un superficiel ou sphénoïde et l'autre profond ou ptérygoïdien. Le faisceau superficiel ou sphénoïde s'insère au-dessus de la partie horizontale de la grande aile du sphénoïde, il a une direction horizontale, il perce la capsule articulaire se terminant à la face antéro-interne du disque interarticulaire[13].

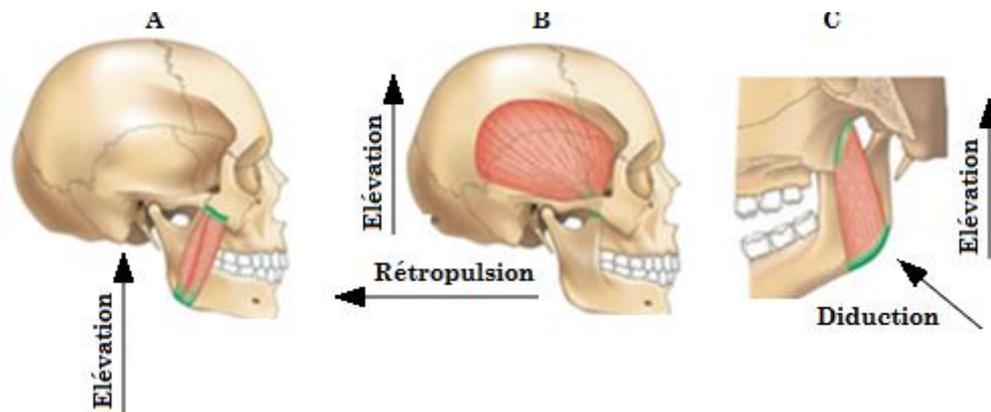


Figure 4 - Muscles élévateurs. A-Muscle masséter (vue sagittale latérale).B-Muscle temporal (vue sagittale latérale).C-Muscle ptérygoïdien latérale (vue sagittale médiale)[15].

8. Muscles abaisseurs

Les muscles supra-hyoïdiens et sous-hyoïdiens relient les deux articulations temporomandibulaires avec la ceinture scapulaire. Ces muscles participent notamment aux mouvements d'ouverture de la bouche et participent activement à la déglutition. L'os hyoïde, qui ressemble à un fer à cheval, est situé sur la ligne médiane, au niveau de l'angle formé par la partie antérieure du cou et le plancher buccal. Il est suspendu et isolé du reste du squelette, auquel il est attaché par des muscles et des ligaments.

Les muscles supra-hyoïdiens façonnent le plancher de la bouche, ensemble ils soulèvent l'os hyoïde ou abaissent la mâchoire selon l'os qui agit comme un point fixe. Ils comprennent quatre muscles de chaque côté, disposés dans trois plans :

- Dans le plan profond le muscle géniohyoïdien , occupe la partie médiane de la mâchoire et va renforcer le plancher de la bouche. De plus, il déplace l'os hyoïde antéropostérieurement et élargit le larynx.
- Dans le plan médian le muscle mylohyoïdien , s'étend Transversalement du bord interne de la mandibule au raphé et au corps de l'os hyoïde. Ce muscle forme une boucle sous la langue qui renforce le plancher de la bouche, élève l'os hyoïde et la langue lors de la déglutition et de la parole. Il joue un rôle très important dans le broyage des aliments dans la cavité buccale.

- Sur le plan superficiel on retrouve le muscle digastrique et le muscle stylohyoïdien. Le muscle digastrique en forme de circonférence est composé de deux ventres reliés par un tendon intermédiaire et s'attache au corps et à la grande corne de l'os hyoïde par une boucle robuste de tissu conjonctif. Situé dans la partie supérieure et latérale du cou, il s'étend de la région mastoïde, s'incurvant au-dessus de l'os hyoïde, jusqu'au voisinage de la symphyse mentonnière. Participe à l'ouverture mandibulaire et élève l'os hyoïde lors de la déglutition. Le muscle stylohyoïdien est situé en dedans et en avant du ventre postérieur du digastrique, allant du processus styloïde à la face antérieure du corps hyoïde[14].

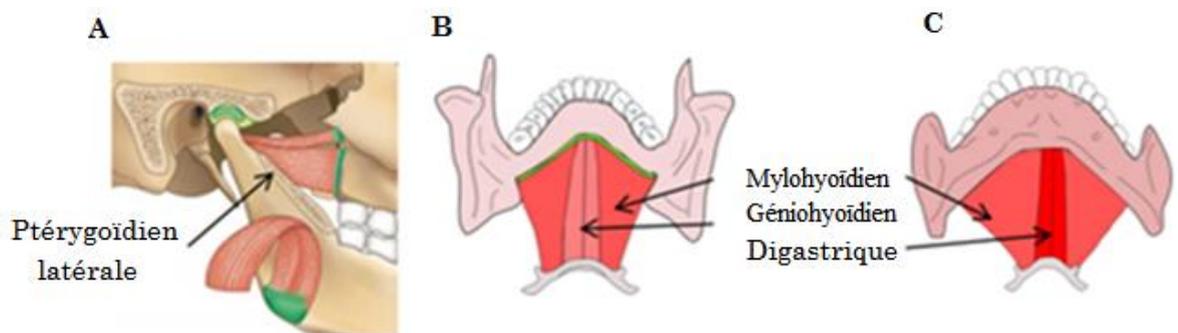


Figure 5 - Muscles abaisseurs. A-Muscle ptérygoïdien latérale (vue sagittale latérale).B-Muscle mylohyoïdien et géniohyoïdien (vue postérieure-supérieure).C-Muscle mylohyoïdien et digastrique (vue intérieure-inférieure) [15].

9. Dysfonctionnement de l'ATM

Selon l'association américaine de recherche dentaire (AADR), les troubles temporomandibulaires (TMD), en eux-mêmes, forment un groupe de problèmes cliniques qui compromettent les muscles masticateurs, les articulations temporo-mandibulaires (ATM) et les structures associées, ou une combinaison de ceux-ci [16]. C'est la deuxième maladie musculo-squelettique la plus fréquente après la lombalgie chronique. Elle peut affecter la qualité de vie de l'individu et son comportement psychosocial [17].

10. Altérations de l'articulation temporo-mandibulaire

Les douleurs articulaires ou arthralgies sont généralement dues à une capsulite ou une synovite articulaire, qui produit une inflammation des articulations et une accumulation de liquide, qui se manifeste par des douleurs et une faiblesse musculaires. Le liquide accumulé et l'inflammation peuvent être facilement détectés par IRM, mais la difficulté diagnostique

consiste à déterminer si la douleur est causée par une lésion systémique, un trouble de l'attache musculaire ou de la surface articulaire. La plupart des arthralgies temporo-mandibulaires se manifestent par des douleurs dans la région antérieure à l'oreille, douleurs qui se reproduisent à la palpation de l'articulation [18-19].

Plusieurs pathologies articulaires peuvent être associées aux arthralgies :

- Le déplacement du disque accompagné de réduction articulaire (La luxation discale réductible) se caractérise par le claquement qui produit le mouvement d'ouverture et de fermeture mandibulaire. Le disque articulaire est placé du côté opposé à sa position habituelle. Ce déplacement ne se produit qu'avec la bouche fermée, lorsque la bouche s'ouvre et que la mâchoire glisse vers l'avant, le disque se remet en place en le faisant. Lorsque la bouche se ferme, le disque glisse à nouveau vers l'avant, faisant souvent un autre bruit [20].

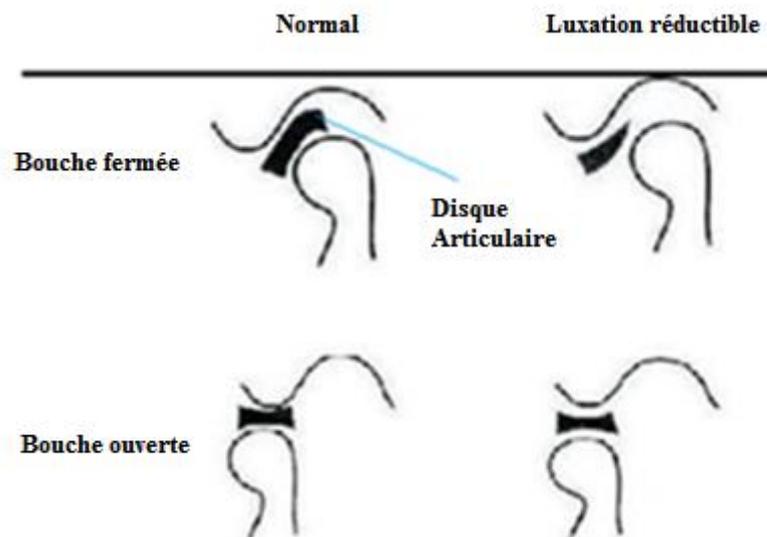


Figure 6 - Luxation discale réductible[21].

- Le déplacement discal non réduit(La luxation discale irréductible) se caractérise par une limitation de l'ouverture de la bouche en interférant avec le glissement normal du condyle sur le disque en raison de l'adhérence, de la déformation ou de la dystrophie du disque. Dans cette situation, l'ouverture est généralement diminuée de 20 à 30 mm avec une déviation de la mandibule vers le côté atteint lors de l'ouverture qui s'accompagne généralement de douleur. Une fois le disque déplacé de façon permanente, il y a un remodelage du disque et une rupture ligamentaire.

Lorsqu'il y a une fermeture mandibulaire permanente, il se produit une accommodation musculaire et ligamentaire qui permet une ouverture mandibulaire normale et une réduction de la douleur. Cette adaptation articulaire comprend le remodelage des surfaces du condyle, de la fosse et de l'éminence articulaire, avec des modifications radiographiques correspondantes et un crépitement articulaire lors de l'ouverture et de la fermeture mandibulaire. Un bon remodelage permet aux patients de retrouver une ouverture normale avec un minimum de douleur, mais le crépitement articulaire persiste souvent. Parfois, cependant, il y a une progression de la dégénérescence osseuse produisant une érosion sévère, une perte de dimension verticale, des changements d'occlusion, des douleurs musculaires et une fonction de la mâchoire fortement compromise [22]. L'origine des pathologies discales et des arthralgies articulaires a été au moins partiellement attribuée à des altérations biomécaniques du condyle [18], [19]. D'autres causes sont un traumatisme de la mâchoire et une mastication excessive.

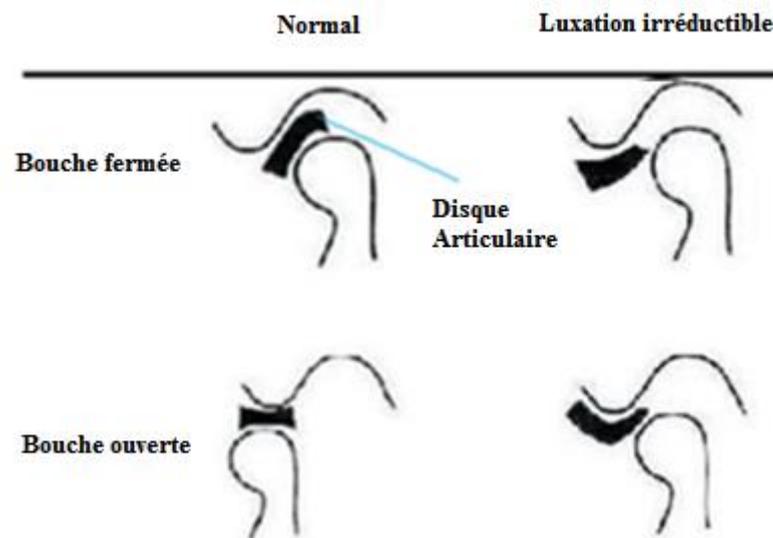


Figure 7 - Luxation discale irréductible [21].

Le déplacement discal est une pathologie fréquente qui touche jusqu'à 20% de la population mais qui dans la plupart des cas ne nécessite pas de traitement [23]. Lorsque le bruit articulaire est le seul symptôme, l'observation, l'éducation et les soins personnels sont suffisants, cependant, la douleur, la fermeture intermittente et la difficulté à utiliser la mâchoire nécessitent une observation plus étroite et éventuellement une intervention.

Un dysfonctionnement discal momentané peut être causé par des irrégularités de la surface articulaire, une dégradation du liquide synovial, une discoordination de la jonction disque-condyle, une activité musculaire accrue ou une déformation du disque. À mesure que le disque devient de plus en plus dysfonctionnel, il commence à interférer avec le mouvement normal du condyle et peut être la cause d'une fermeture permanente de la mandibule. Parfois, les patients ont une ouverture excessive due à un relâchement des ligaments, ce qui peut provoquer une subluxation mandibulaire.

- La subluxation ou la luxation de l'articulation temporo-mandibulaire avec ou sans déplacement discal se caractérise par une hypermobilité de l'articulation due à la laxité et à la faiblesse des ligaments. Cela peut être causé lors d'ouvertures excessives de la bouche et persister dans le temps chez les patients qui y sont prédisposés (par exemple, dentiste). Le condyle est disloqué, occupant une position antérieure par rapport au disque et à l'éminence articulaire, produisant des douleurs et des difficultés lors de la fermeture de la bouche en raison de l'impossibilité de revenir à sa position. Dans la plupart des cas, le condyle peut être déplacé vers le bas et vers l'arrière par le patient ou le clinicien permettant ainsi une fermeture mandibulaire normale.
- L'arthrose de l'articulation temporo-mandibulaire implique des modifications dégénératives des surfaces articulaires qui provoquent des crépitements, un dysfonctionnement mandibulaire et des modifications radiographiques. L'arthrose peut survenir à n'importe quel stade du déplacement du disque ainsi qu'après un traumatisme, une infection et d'autres causes qui affectent l'intégrité de l'articulation telles que les pathologies rhumatismales. L'arthrose se caractérise par le fait que les changements dégénératifs articulaires s'accompagnent de douleur, d'inflammation.

11. Les pathologies musculaires

Les troubles douloureux du muscle temporo-mandibulaire ou les myalgies masticatoires peuvent être dus à un dysfonctionnement des muscles masticateurs ou apparaître dans le cadre de certaines pathologies. La douleur est généralement décrite par le patient comme le muscle altéré, mais parfois elle est référée à des structures distantes, une circonstance qui confond et complique le diagnostic.

Il existe plusieurs types de douleurs produites par les muscles masticateurs :

- La douleur myofasciale, est la lésion musculaire la plus fréquente, elle se caractérise par être une douleur régionale dont la principale caractéristique est l'association avec des zones sensibles (trigger points) [24-25]. La reproduction de la douleur à la palpation du point gâchette est considérée comme un diagnostic de ce type de douleur. Bien que la douleur survienne généralement au niveau du point de déclenchement, elle peut être référée à des zones éloignées, par exemple, la douleur dans la zone temporale est référée aux régions frontale et masséter de l'oreille. La douleur myofasciale est la cause la plus fréquente de douleurs musculaires d'origine masticatrice, représentant 60 % des cas de douleurs articulaires temporomandibulaires [26-27]. Bien que l'étiologie de la douleur myofasciale soit confuse, il existe des hypothèses sur les macro ou microtraumatismes produits sur un muscle normal ou affaibli, soit par une blessure, soit par sa contraction soutenue (bruxisme) [18-25].
- La myosite est la blessure la moins courante et la moins aiguë qui implique une inflammation des muscles et du tissu conjonctif, produisant une douleur et un gonflement dans la région. Elle peut être septique ou aseptique. Il n'y a pas de point de déclenchement ou d'activité électromyographique accrue. La douleur se caractérise par le fait qu'elle se manifeste ou s'intensifie par le mouvement. L'inflammation est généralement causée par une cause locale telle qu'une infection dentaire, une périoronite, un traumatisme ou une cellulite.
- Le spasme musculaire est un autre trouble aigu caractérisé par la contraction transitoire involontaire et tonique d'un muscle. Cela peut se produire après un étirement excessif d'un muscle affaibli par diverses causes, telles qu'une surutilisation aiguë. Un spasme produit, un muscle raccourci et douloureux qui limitera les mouvements de la mâchoire et est identifié par une activité électromyographique accrue du muscle au repos.
- La contracture musculaire est une blessure chronique caractérisée par une faiblesse persistante du muscle. Cela peut survenir après un traumatisme, une infection ou une hypomobilité prolongée. Si le muscle est maintenu dans un état raccourci, la fibrose et la contracture peuvent durer plusieurs mois. La douleur est souvent atténuée par le repos musculaire.

12. Dysfonctionnements temporomandibulaires et édentement

L'édentement est considéré comme une maladie chronique, irréversible et invalidante. La grande majorité des pertes de dents sont généralement causées par des caries dentaires et des maladies parodontales et, moins fréquemment, sont associées à certains traumatismes, avec une relation directe entre la perte de dents et l'âge.

Dans tous les édentements partiels, la perte des pièces dentaires affecte négativement le système stomatognathique, se traduisant par une altération de l'occlusion, de la composante neuromusculaire, et souvent avec de graves répercussions sur l'articulation temporo-mandibulaire. Elle peut s'accompagner de manifestations cliniques, telles que la présence de douleur. De même, les structures orales restantes subissent des changements de position et de contour, et même la formation d'un nouveau composant anatomique, la crête édentée. Toutes ces altérations ont des séquelles esthétiques et fonctionnelles qui réduisent l'efficacité de la mastication par rapport à celles avec une denture complète, influençant le choix des aliments et avec une tendance à éviter ceux qui sont difficiles à mâcher [28-29].

Dans un arc édenté, il peut y avoir de multiples combinaisons et son traitement vise à résoudre divers problèmes biomécaniques qui couvrent un large éventail de tolérances et de perceptions individuelles [30-31]. L'édentement, qu'il soit partiel ou total, entraîne un dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), lorsque le patient perd la capacité de s'adapter aux différentes altérations générées par le manque dentaire, c'est-à-dire lorsqu'il n'a pas l'équilibre orthopédique de sa mâchoire ou le véritable arrêt de la fermeture, avec la diminution conséquente des espaces intra-articulaire et affectation de la biomécanique du mouvement mandibulaire [32,33-34]. Il est important de connaître le statut et la relation de l'édentement et les troubles temporo-mandibulaires dans la région.

13. Les fractures de la mandibule

Les fractures mandibulaires caractérisées par une rupture de la solution de continuité de l'os de la mandibule occupent une place importante dans les cas de traumatismes maxillo-faciaux qui sont de plus en plus fréquents. Ces fractures peuvent être uniques ou multiples, isolées ou associées à un poly-traumatisme. Il faut d'emblée distinguer deux types de fractures très différents, tant sur le plan clinique que thérapeutique et évolutif, les fractures de la portion

non dentée, région allant de l'angle mandibulaire jusqu'au condyle d'une part, et les fractures de la portion dentée d'autre part [35].

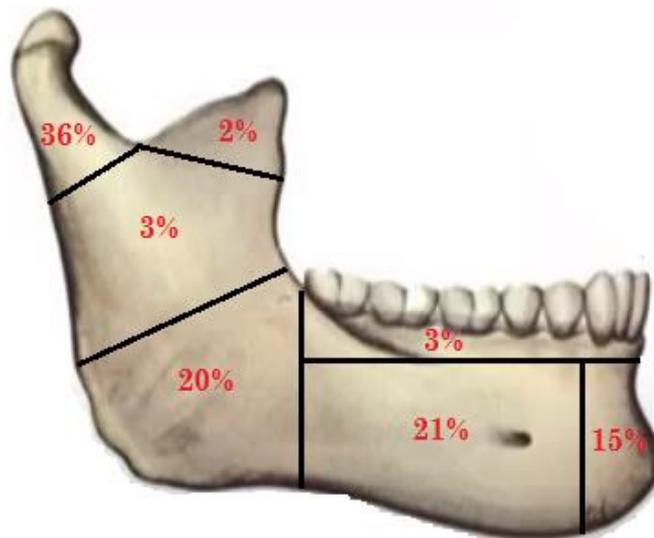


Figure 8 - Localisation des fractures mandibulaires et leur pourcentage de survenue[36].

La portion non dentée de la mandibule comprend:

- Le ramus ou branche montante,
- Le coroné ou apophyse coroné,
- Le condyle mandibulaire.

13.1. Fractures des portions dentées et de la région angulaire

Elles regroupent les fractures des régions symphysaire et parasymphysaires, des branches horizontales et de la région angulaire. Il s'agit de fractures ouvertes dont le traitement est urgent [37].

13.1.1. Les fractures de la région condylienne

Les fractures du condyle mandibulaire peuvent être causées par un traumatisme direct ou indirect. Le déplacement des fragments de fracture est déterminé par la direction, le degré, l'amplitude, le point d'application de la force traumatique, ainsi que par l'état de la dentition et la position occlusale au moment du traumatisme [38,39-40].

La position de la mandibule au moment du traumatisme détermine la transmission des forces aux condyles. Les traumatismes directs entraînent souvent des fractures unilatérales. Compte

tenu de la fragilité du col du condyle, la fracture se produit sans déplacement intracrânien du condyle. Les fractures bilatérales sont généralement associées à des traumatismes indirects et à haute énergie, tels que des accidents de la circulation. Par rapport à ces données, il convient de noter la diminution des fractures bilatérales qui recueillies dans la littérature concernant l'utilisation de dispositifs de sécurité tels que les casques ou les ceintures de sécurité [38,41-42].

Il existe de nombreuses classifications des fractures du condyle mandibulaire, des classifications très simples aux plus complexes comme la classification de Speissl et Schroll qui a identifié 6 types de fractures du condyle mandibulaire [43]:

Type I : Fractures sans déplacement,

Type II : Fractures basses avec déplacement,

Type III : Fractures fortement déplacées,

Type IV : Fractures basses avec luxation,

Type V : Fractures hautes avec luxation,

Type VI : fractures intracapsulaires.

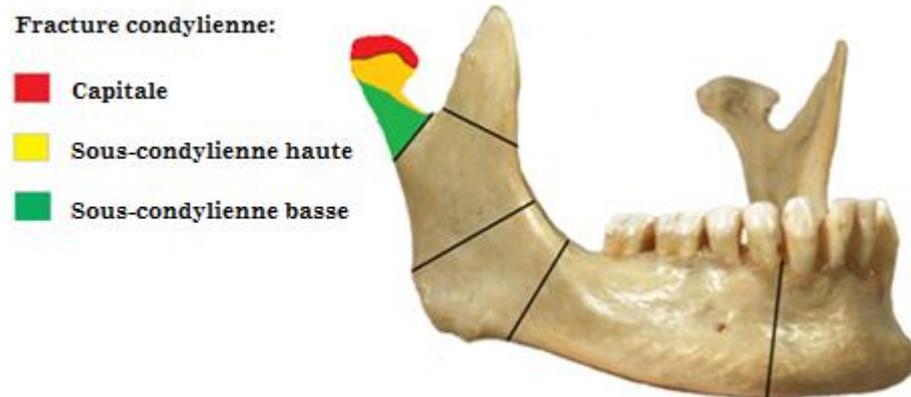


Figure 9 - Classification des fractures de la région condylienne[44].

13.1.2. Fractures du ramus mandibulaire (hors fracture de la région condylienne)

Ces fractures présentent la même physiopathologie et les mêmes signes cliniques que les fractures de la région condylienne mais sans en avoir les complications potentielles. Il s'agit de fractures survenant dans des zones non dentées, habituellement fermées, protégées par les

masses musculaires situées de part et d'autre de la branche mandibulaire (muscles masséter latéralement et ptérygoïdien médial médialement). Hors répercussions fonctionnelles majeures, leur traitement (selon les mêmes modalités techniques que les fractures des portions dentées) peut être différé de quelques jours, si nécessaire[45].

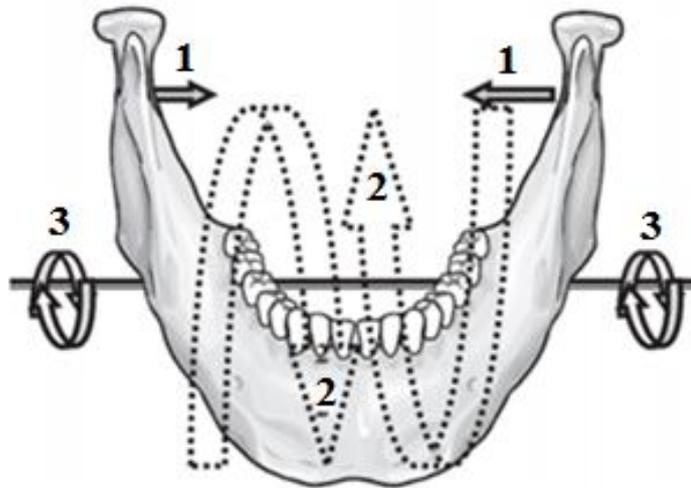


Figure 10 - Les principales déformations de la mandibule[46] .

(1-Approximation du corps, 2-Rotation du corps, 3-Forces du cisaillement dorso-ventral).

La mandibule est le seul os mobile de la face et l'ensemble de son corps est soumis à des contraintes lors de la mastication. Les insertions musculaires entraînent une déformation du corps mandibulaire qui s'exprime dans les trois directions spatiales. Les principales déformations sont:

- la translation du corps,
- la rotation du corps ,
- la rotation dorso-ventrale.

14. Conclusion

Situées de chaque côté du visage, en avant des oreilles, les articulations temporo-mandibulaires relient la mandibule (mâchoire inférieure) à la base du crâne. Elles agissent comme des pentures pour permettre l'ouverture et la fermeture de la bouche, les mouvements de latéralité (droite et gauche) et le mouvement de propulsion (vers l'avant). Chaque ATM possède un disque articulaire qui agit comme un absorbeur de choc. Ce disque est fréquemment déplacé, voire perforé.

A travers ce chapitre, il en ressort que un déplacement discal peut s'accompagner de douleurs et/ou de limitation fonctionnelle. Le dysfonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire peut avoir un impact négatif significatif sur la qualité de vie, nuisant notamment à l'alimentation et la parole. Mais quels sont les facteurs qui conduisent à ce dysfonctionnement lors de la mastication, et c'est ce que nous étudierons dans le prochain chapitre.

Références bibliographiques:

[1] Yaszemski m.J., Payne r.G., Hayes W.C., Langer R. et Mikos A.G. :

Evolution of bone transplanted: molecular, cellular and tissue strategies to engineer human bone. *Biomaterials*, 1996, **17**, 2, 175-185.

[2] Histologie de l'ATM. Modifié de <http://www.bibliotecamedica.com.ar/2011/02/breaking-myths-in-occlusion>.

[3] Le vieillissement de l'appareil manducateur *Julie Perier Le 21 Janvier 2016*.

[4] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. *Chicago: Quintessence; 1985*

[5] Gola R, Chossegros C et Orthlieb JD. Syndrome algodysfonctionnel de l'appareil manducateur. *Paris : Masson, 1992*.

[6] Yobany Quijano Blanco. Clinical anatomy of the temporomandibular joint (TMJ) *Morfologia Vol. 3 – No. 4 Year 2011*.

[7] Granizo Martín y LÓPEZ Rafael. “Fisiopatología de la articulación temporomandibular. Anomalías y deformidades”. Hospital Clínico San Carlos. Madrid. En línea: <http://www.secom.org/articulos/monograficos/artatm.html>. Consulta: 18/4/2011.

[8] Aoun M., Elaboration et validation d'un modèle de l'Articulation TemporoMandibulaire par éléments finis. *Thèse de Doctorat, Université de Bordeaux 1, 2010*.

[9] Mathon D. : Anatomie et physiologie de l'os, CES de traumatologie ostéoarticulaire et orthopédie animales, 07-11 Novembre 1994, ENVT.

[10] Rhinelander f.W. et Wilson J.W. : Blood supply to developing, mature and healing bone. In: SUMNER-SMITH G. (ed) : Bone in clinical orthopaedics, WB Saunders Company, *Philadelphia, 1982, 81-157*.

[11] DUPAS P.H. Nouvelle approche du dysfonctionnement cranio-mandibulaire. *Paris, Cdp, 2005*.

- [12] Principes d'anatomie et de physiologie 2^o édition - Tortorav & Grabowski- *Edition DeBoeck Université, 1994.*
- [13] Greg M. Murray, Manish Bhutada, Christopher C. Peck, Intira Phanachet, Daraporn Sae-Lee and Terry Whittle, « The human lateral pterygoid muscle », *Archives of Oral Biology*, vol. 52, p. 377-380, 2007.
- [14] Gustavo Plaza. M, Ibai López D.V, *Physiologie de l'articulation temporo-mandibulaire 2018.*
- [15] Dargaud J., Vinkka-Puhakka H., Cotton F., Del Corso M., Bruy J., Vialle B., Kahl P., Rapports de dissection sur la connaissance de l'articulation temporomandibulaire. *EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-446-C-15, 2007.*
- [16] Manns A. Sistema estomatognatico, fundamentos clinicos. *1st ed. colombia: Amolca; 2013*
- [17] Ahmad M, Shiffman E. Temporomandibular joint disorders and orofacial pain. *Dent Clin North am. 2016 jan; 60(1): 105-124.*
- [18] Dworkin SF, LeResche L. Research diagnostic criteria for temporomandibular disorders: review, criteria, examinations and specifications, critique. *J Craniomandib Disord 1992; 6: 301-55.*
- [19] Welden B. Temporomandibular disorders. *3er ed. Chicago: Mosby, 1990.*
- [20] Okesson JP, et al. Long term results of treatment for temporomandibular disorders: an evaluation by patients. *J An Dental Assoc 1986; 112: 473.*
- [21] Imagerie dento-maxillaire- R. Cavézian, G. Pasquet, G. Bel, G. Baller - *Ed. Masson 3^{ieme} édition.*
- [22] Westersson PL. Structural hard tissue changes in temporomandibular joints with internal derangement. *Oral Surg Med Oral Pathol 1985; 59: 220-4.*
- [23] Gayle A, et al. The role of pharmacy in the management of patients with temporomandibular disorders and orofacial pain. *J Am Pharmaceutical Association 1998, 38: 357-60.*
- [24] Travell J, Simons DG. Myofascial pain and dysfunction: the trigger point manual. Baltimore: *Williams & Wilkins, 1998.*
- [25] Frinckton J, Dall'Arancio D. *J Musculoskel Pain 1994; 2: 81-99.*
- [26] Upton LG, Scott RF. Maxilomandibular malrelation and temporo-mandibular joint pain dysfunction. *J Prosthet Dent 1984, 51: 686.* [27] Clark GT, et al. Diagnosis and treatment of temporo-mandibular disorders. *Clin Odontol Norteam 1987; 4:801-32.*

- [28] Grau I., Cabo R., Evaluación de la oclusión en pacientes con trastornos temporomandibulares y desarmonías oclusales. *Rev Cubana Estomatol [Internet]. 2010 Jun [citado 2016 Nov 18]; 47(2): 169- 177.*
- [29] Lescas O., Hernández, et al., Trastornos temporomandibulares Vol. 55, N.o 1. Enero-Febrero 2012.
- [30] Díaz e.et al, Prevalencia de signos y síntomas de disfunción temporomandibular según las distintas maloclusiones., *Odous científica, 2007. vol. VIII, no 1.*
- [31] Meeder B, et al., trastornos temporomandibulares perfil clínico asociaciones etiológicas y orientaciones terapéuticas..., *a veces de la estomatología, vol. 26. Num.4 2010.*
- [32] Taboada A., et al., Prevalencia de signos y síntomas de los trastornos temporomandibulares *Revista ADM 2004;LXI(4):125-129 MG 129.*
- [33] Gutierrez V.,Edentulismo y necesidad de tratamiento protésico en adultos de 8 ámbito urbano marginal,*Rev Estomatol Herediana. 2015 Jul-Set;25(3):179-86.*
- [34] Bader K AlZarea, Temporomandibular Disorders (TMD) in Edentulous Patients: A Review and Proposed Classification,*Journal of Clinical and Diagnostic Research. 2015 Apr, Vol9(4): ZE06-ZE09.*
- [35] J. Quevauvilliers, A. Fingerhut. Dictionnaire médical 3éme édition. paris : *Elsevier Masson, 2001.*
- [36] Solyom E. Fracture of the mandibular condyle. Service de chirurgie maxillo-facial et de stomatologie -Centre hospitalier regional universitaire de Lille.
- [37] F. Denhez, O. Giraud. Traitement des fractures de la mandibule. *Paris : Elsevier , 2005.*
- [38] Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C. et al: Fractures of the mandibular condyle a review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Cranio Maxillofacial Surg 2006; 34: 421-431.*
- [39] Rowe NL, Killey HC:: Fractures of the facial skeleton, *2nd ed. Edinburgh: E& S. Livingstone; 1968, p. 137-172.*
- [40] MacLennan WD: Fractures of the mandibular condylar process. *Brit J Oral Surg 1969; 7: 31-39.*
- [41] Sawazaki et al. Incidence and patterns of mandibular condylar fractures. *J Oral Max Surg 2010; 68: 1252-1259.*
- [42] Huelke DF, Jarger JH: Maxillofacial injuries: *Their nature and mechanism of production. J Oral Surg 1969; 27: 451-461.*

- [43] Spiessl B, Schroll K . Gelenkfortsatz und gelenkkopfchenfracturen. Higt H. Spezielle fracture und luxationslehre. *Stuttgar. 1972. Thieme 1. 59-73.*
- [44] Lebeau J. Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie. : pour le 2e cycle des études médicales. Issy-les-Moulineaux: *Elsevier-Masson; 2011. 120 p.*
- [45] S-Y, Abdoulay. Aspects cliniques et thérapeutiques des fractures mandibulaires: A propos de 53 cas colligés à l'Hôpital Général de Grand-Yoff. Dakar : *Thèse pour obtenir le grade de docteur en chirurgie dentaire, 2004.*
- [46] J. Al-Sukhun, M. Helenius, C. Lindqvist, and J. Kelleway, "Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers," (*in eng*), *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 64, no. 7, pp. 1015-22, Jul 2006, doi: 10.1016/j.joms.2006.03.009.

Chapitre IV

***Effet de la Charge
Masticatoire
sur l'Articulation
Temporomandibulaire***



Chapitre IV

Effet des Charges Masticatoires sur l'Articulation Temporomandibulaire

1. Introduction

Les origines de la méthode des éléments finis remontent aux années 1950 lorsque des ingénieurs l'utilisèrent afin de simuler des problèmes de mécanique des milieux continus déformables. Depuis, le champ d'applications s'est considérablement étendu et les fondements théoriques de la méthode se sont amplement consolidés. Il existe de nos jours un nombre important de logiciels commerciaux et académiques qui utilisent la méthode des éléments finis comme un outil de simulation robuste pour des problèmes de mécanique des milieux continus, de mécanique des fluides, de thermique, d'électromagnétisme ou de finance, pour ne citer que quelques exemples[1].

2. Généralités sur la modélisation EF de l'ATM

La méthode des éléments finis (M.E.F) est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis vingt ans environ.

La méthode des éléments finis 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) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé.

L'intérêt des modèles éléments finis de la biomécanique articulaire est d'éviter une étude directe chez les patients qui supposerait d'introduire des capteurs intra-articulaires au risque de léser les composantes anatomiques ou d'en modifier le comportement. L'utilisation

d'outils non invasifs pour de telles recherches est donc fondamentale. Notons qu'un modèle expérimental sur pièce anatomique a été créé par Devocht et al [2]. mais les tissus « cadavériques » ont un comportement éloignés du vivant.

Plusieurs modèles numériques appliqués à l'étude des structures cranio-faciales ont déjà fait l'objet des publications. Plusieurs travaux ont été réalisés plus spécifiquement sur l'ATM. Des modèles 2D en éléments finis ont été présentés [3-4] mais la complexité du système masticatoire a poussé les auteurs à développer des modèles 3D.

Dans ce paragraphe, nous effectuons une courte analyse des principaux modèles de la littérature. Chen et al. (1998) [3] ont réalisé une des premières simulations de l'ATM par la méthode d'éléments finis 2D. Leur travail avait pour objet l'analyse des contraintes articulaires lors du mouvement condylien. Le modèle de Chen comprend le disque articulaire, le condyle mandibulaire, la fosse temporale et les ligaments. Le disque a été défini comme un solide hyper-élastique, et les surfaces osseuses comme des corps linéaires élastiques. Les ligaments ont été définis comme des ressorts linéaires. Chen a trouvé des contraintes maximales de compression de 12MPa.

Beek et al. (2000) [5] ont créé un modèle éléments finis 3D pour le disque de l'ATM afin d'observer la distribution des efforts pendant le serrage de la mandibule. Pour cela, ils ont appliqué un déplacement vertical sur le condyle. Le modèle reproduit une fosse, le disque et le condyle. Le disque a été assimilé à un solide linéaire élastique, la fosse temporale et le condyle mandibulaire à des corps rigides, Beek a trouvé des contraintes de von Mises inférieures à 2.8 MPa.

Hirose et al. (2006) [6] ont été parmi les premiers auteurs à considérer la capsule articulaire dans leur simulation. L'objectif de leur modèle était d'étudier le comportement articulaire pendant un serrage prolongé. Le disque articulaire ainsi que la capsule ont été modélisés comme des matériaux viscoélastiques, les condyles et les fosses ont été pris comme non déformables. Deux cas particuliers ont été étudiés : un cas sain, et un cas pathologique avec un déplacement de disque sans réduction. Les auteurs ont trouvé, pour le disque articulaire sur le cas sain, des contraintes de von Mises de l'ordre de 0.92 MPa après une relaxation, en comparaison avec 0.27 MPa pour le cas pathologique. Pour le cas pathologique, le disque se positionne sur la partie antérieure du condyle et le contact s'effectue majoritairement avec le tissu de la capsule (le tissu retro discal dans ce cas).

Perez del Palomar et Doblaré (2007) [7] ont mené une modélisation afin d'étudier le comportement du disque articulaire dans deux situations : pour un cas sain, et pour un cas avec un déplacement antérieur du disque. Ils ont créé un modèle 3D composé des deux ATMs. Les surfaces osseuses ont été considérées comme solides rigides, le disque comme un matériau poro-élastique, les ligaments comme des éléments non linéaires. Le mouvement d'ouverture-fermeture à vide, ainsi que l'imposition d'une résistance entre les molaires sont simulés. Le déplacement de la mandibule a été généré par les muscles. Ils ont conclu que la présence d'un déplacement du disque implique une forte variation dans la distribution des efforts et des contraintes aussi bien sur le disque du côté endommagé que du côté sain.

Aoun en 2010 [8], a poursuivi les travaux de Mesnard (2005) et Coutant (2006). Il a développé une modélisation 2D construite à partir de deux outils : l'analyse vidéo pour mesurer les déplacements articulaires et l'IRM pour caractériser leur géométrie. Ensuite deux simulations ont été menées, la première est la simulation d'un mouvement d'ouverture à déplacement imposé ; la deuxième reproduit un serrage dentaire pour trois distances inter incisives et un chargement avec des efforts musculaires. L'auteur a trouvé que, pendant le mouvement d'ouverture, les contraintes sur le disque articulaire sont principalement des contraintes de cisaillement. Il a également trouvé que dans la zone intermédiaire du disque les contraintes de compression sont élevées, tandis que pour les bandes antérieure et postérieure, des contraintes de traction sont présentes. Par rapport à la simulation du serrage dentaire, les résultats ont montré des contraintes de compression pour une grande distance inter incisive (de l'ordre de 30mm).

Savoldelli et al. (2012) [9] ont étudié la distribution des efforts dans les disques articulaires pendant la fermeture de la bouche. Pour cela, ils ont utilisé un modèle complet à partir des images IRM et scanner. Ils ont aussi modélisé la capsule articulaire en introduisant la géométrie et les propriétés du tissu connectif. Tous les constituants ont été modélisés avec un comportement élastique linéaire, et le modèle a été piloté avec l'introduction de charges linéaires simulant les muscles. Les auteurs ont constaté une asymétrie dans le mouvement, et par conséquent, des contraintes maximales différentes entre les deux côtés. Ces contraintes maximales obtenues étaient de l'ordre de 5.1MPa [10].

3. Modélisation par éléments finis

En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images 3D (par tomographie, micro tomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation de l'os cortical, la modélisation par éléments finis permet indirectement d'estimer les propriétés mécaniques du tissu osseux, en particulier cortical.

Parmi tous les modèles présentés, on notera que leur élaboration se décompose généralement en trois étapes principales :

- la construction de la géométrie et maillage des différents constituants du modèle;
- l'utilisation des lois de comportement biomécanique pour l'attribution des propriétés mécaniques aux différents éléments du modèle;
- l'application des conditions de chargements (conditions aux limites) sur le modèle, représentatives du mouvement ou de l'opération à modéliser.

3.1. Le maillage

La méthode des éléments finis repose sur un découpage de l'espace selon un maillage. D'habitude l'on choisit un maillage carré ou triangulaire mais rien n'interdit de choisir des maillages plus complexes. Il n'est pas non plus nécessaire que le maillage soit régulier et l'on a tendance à resserrer le maillage près des endroits d'intérêts (par exemple aux endroits où l'on pense que la solution va beaucoup varier), cependant il faut veiller à avoir des éléments faiblement distordus (se rapprocher d'un polygone régulier). Plus le maillage est resserré plus la solution que l'on obtient par la méthode des éléments finis sera précise et proche de la « vraie » solution de l'équation aux dérivés partielles.

3.2. Caractérisation d'un maillage

Le maillage est la discrétisation spatiale d'un milieu continu. Le maillage est alors constitué d'un repère, de points le constituant et leurs coordonnées, et des cellules, formant des polyèdres que forment les points une fois reliés. Les cellules ont des côtés rectilignes ou des faces planes, elles sont dites « linéaires » (image par une application linéaire de l'élément de référence). On peut aussi utiliser des cellules dites « quadratiques » dont les lignes sont courbes. Chaque côté ou arête est alors défini par trois points : ses extrémités et son point milieu. Les cellules quadratiques permettent de décrire plus fidèlement la frontière de l'objet (on fait l'approximation d'une courbe par une parabole au lieu d'une corde), mais on augmente le nombre de points nécessaires pour décrire une cellule. Les maillages les plus « efficaces »

sont les maillages dits « réguliers » ou « structurés » : ils sont constitués de parallélogrammes en 2D, et de parallélépipèdes en 3D.

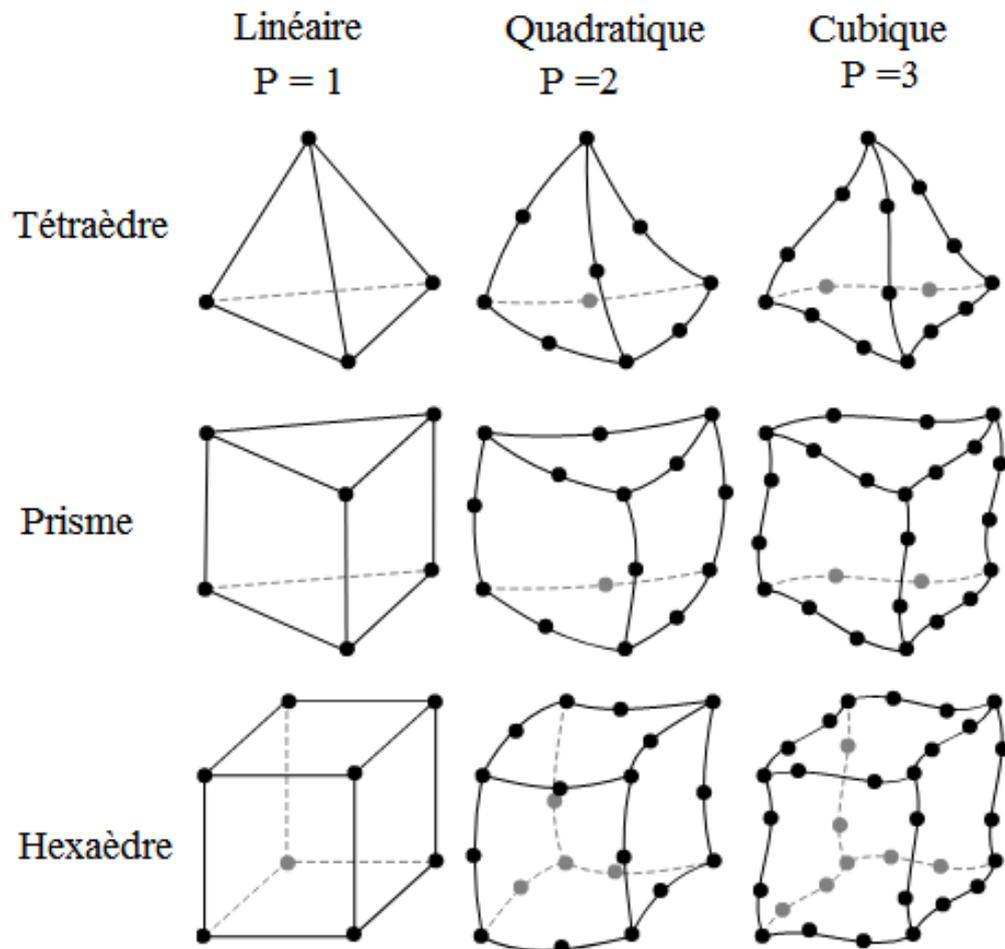


Figure 1 - Principaux types d'éléments utilisés en 3D [11].

4. Les logiciels de calcul

Il existe des logiciels de maillage. Ce type de logiciel est fréquemment employé en simulation numérique dans la construction du modèle géométrique, avant sa résolution par un code de calcul. Ainsi que ya des logiciels de calcul par éléments finis pour effectuer des simulations et calculer des déformations et des contraintes.

Les principaux logiciels d'analyse par éléments finis de biomatériaux relevés dans la littérature sont ABAQUS®, ANSYS®, et COSMOS®. Ce sont des logiciels éléments finis généralistes qui traitent d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs auteurs pour la modélisation biomécanique.

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 matériels 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 cœur 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.odt. Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (pré-traitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier.odt (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 et l'exploitation des résultats)[12]. 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 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. 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 :

- **Vert** : Cette région peut être maillée par une méthode structurée,
- **Jaune** : La région peut être maillée par des méthodes de balayage,
- **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.

5. Modèle et géométrie

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 d'ATM, d'implant 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.

Le modèle 3D original d'une section mandibulaire et d'une ATM a été construit à l'aide d'un logiciel de balayage tomographique (CT) conçu à cet effet. Ensuite, les logiciels Mimics 4.8 et Solidworks ont été utilisés pour générer le modèle 3D final (Figure 2).

L'os spongieux a été modelé comme noyau entouré par une couche d'os corticale, l'implant se présente sous forme de vis de longueur de 12,3 mm et de diamètre 4.2 mm et le disque articulaire situé entre l'os temporel et le condyle de la mandibule (Figure 3).

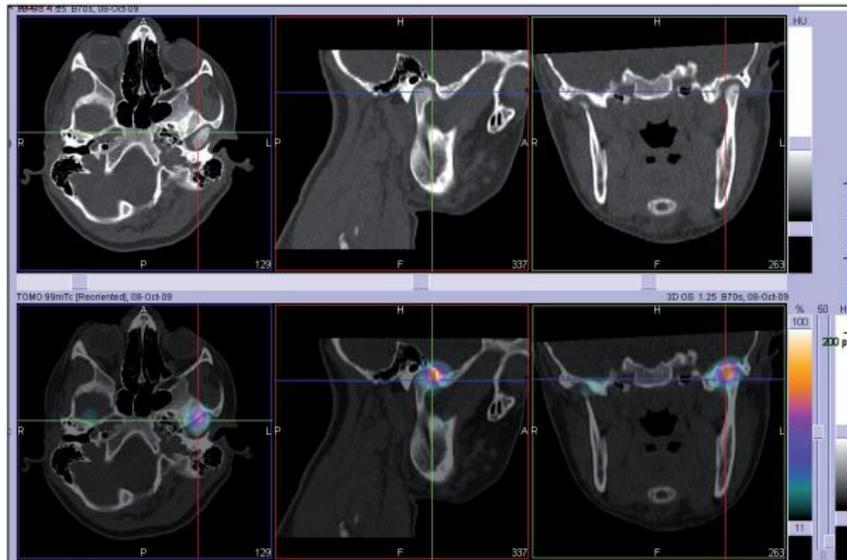


Figure 2 - Scintigraphie du condyle mandibulaire [13].

Le but de ce chapitre était d'évaluer les valeurs et la répartition des contraintes au sein de l'os cortical et l'os spongieux, au contact de l'implant, au contact de l'os temporal et au contact au disque articulaire après simulation de la mise en charge fonctionnelle du matériel.

La validation de notre modèle numérique simplifie l'approche biomécanique de l'implantologie, puisqu'il autorise une étude purement numérique des montages imaginés en pratique clinique, et ouvre la porte à des nombreuses perspectives intéressantes.

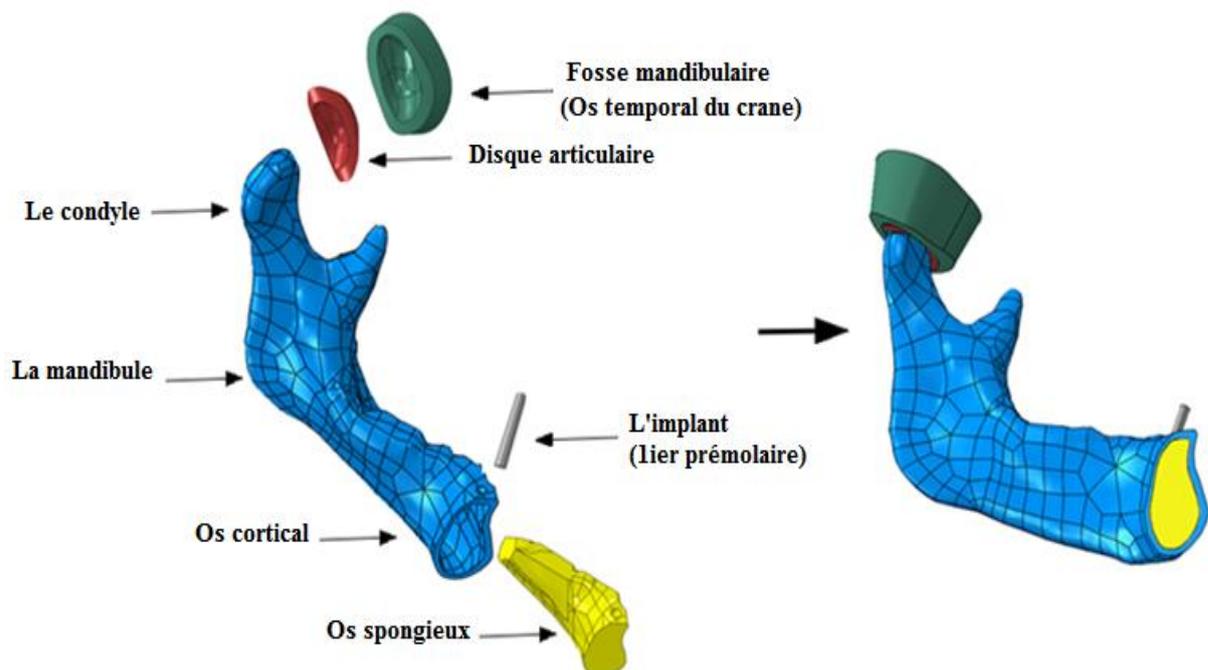


Figure 3 - Modèle en 3D du système.

5.1. Propriétés du matériel:

Dans notre modèle tous les parties sont considérés comme un matériau élastique linéaire, isotrope et homogène caractérisé par deux constantes : le module d'Young (E) et le coefficient de poisson (ν). Le tableau 1 montre le module de Young et le module de Poisson de chaque partie.

Tableau 1. Propriétés élastiques des différents composants du système [14-15].

Composant	Module de Young E (MPa)	Coefficient de poisson (ν)
L'os cortical	13700	0,3
L'os spongieux	1370	0,32
Disque articulaire	4,5	0,33
L'implant (Titane)	105000	0,3

5.2. Conditions aux limites et simulations

Le chargement pour la simulation en fermeture s'est appuyé sur l'implant. Les conditions aux limites sont définies comme le montre la figure 4. L'os temporel ainsi que le plan frontal de l'os mandibulaire sont des supports fixes, et le condyle et le disque articulaire ont est autorisé à avoir un mouvement complexe. Trois charges de **50N** ont été appliquées séparément dans les directions corono-apicale, disto-mesiale et linguo-buccale. Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges zéro).

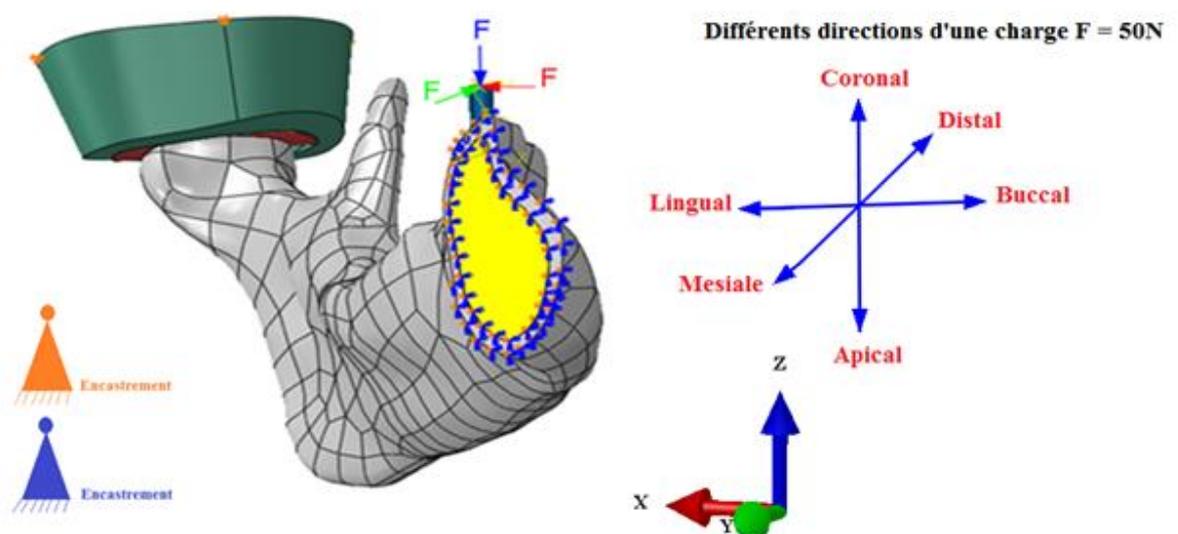


Figure 4 - Conditions aux limites et les directions de la charge.

5.3. Maillage

Les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4 conforme aux surfaces paramétriques définies (Fig.5), Les caractéristiques de maillage pour chaque composant sont représentées dans le tableau 2.

Tableau 2. Nombre des éléments et nœuds du système.

Composant	Éléments	Nœuds
L'os cortical	61799	307897
L'os spongieux	24496	125540
Disque articulaire	15527	78661
L'os temporal	16565	80360
L'implant (Titane)	6208	30083

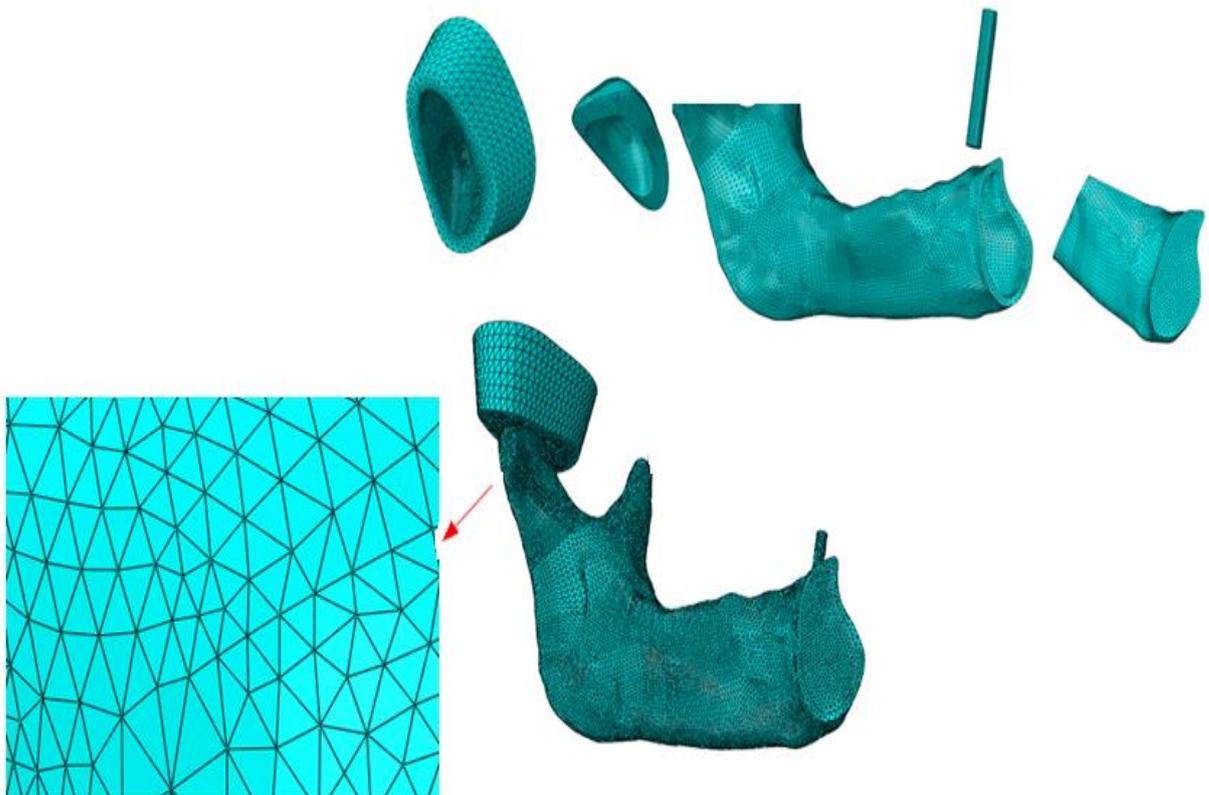


Figure 5 - Maillage du système.

5.4. Résultats

Le fonctionnement de l'ATM peut être compris en prédisant les contraintes survenant sur la mandibule, le disque, l'implant et l'articulation pour différentes directions de charge.

La contrainte choisie est celle de von Mises car d'une part la géométrie du l'ATM est complexe, et d'autre part, c'est une contrainte équivalente qui représente la contribution de toutes les autres contraintes.

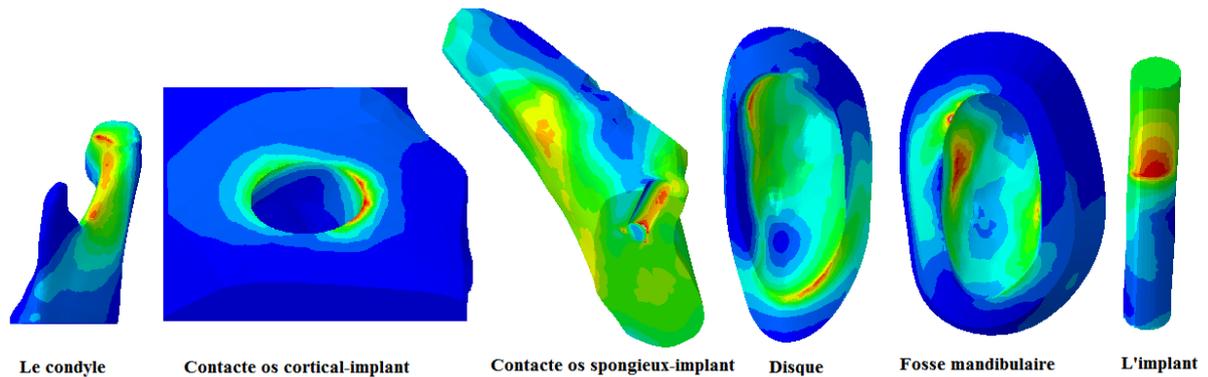


Figure 6 - Cartographie des contraintes dans le système masticatoire.

5.4.1 Contraintes dans Le disque

A une charge corono-apicale, une contrainte maximale de 20,29 MPa a été obtenue dans la zone antérieure. Avec la même charge dans la direction linguo buccale, il y avait une contrainte maximale de 7.25 MPa dans la zone antérieur, par conséquent, dans la direction linguo-buccale elle est faible. On remarque que les forces de mastication dans le sens vertical affectent grandement le mouvement du disque articulaire.

Le disque articulaire est l'élément qui permet le mouvement de la mandibule. Pour permettre le mouvement, une de ses fonctions est d'absorber les contraintes du condyle et du fosse mandibulaire.

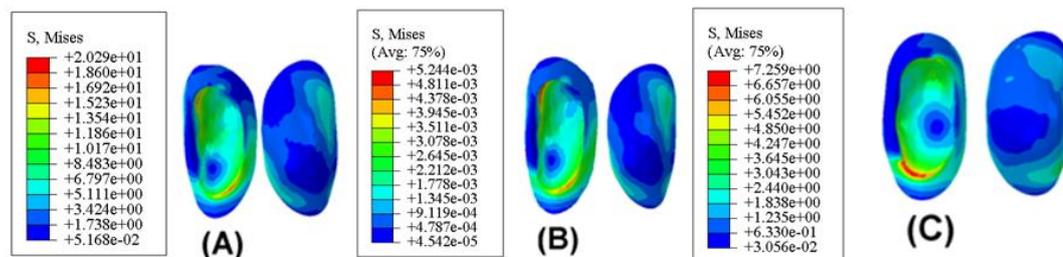


Figure 7 - Distribution des contraintes dans le disque

A, charge corono-apicale. B, charge disto-mésiale. C, charge linguo-buccale

5.4.2 Contraintes dans L'os temporal

Les contraintes les plus importantes dans l'os temporal sont localisées au point de contact avec le disque articulaire pour les deux chargements corono-apicale et disto-mésiale comme est illustré dans la figure 8 cette concentration est dû principalement au déplacement de la condyle.

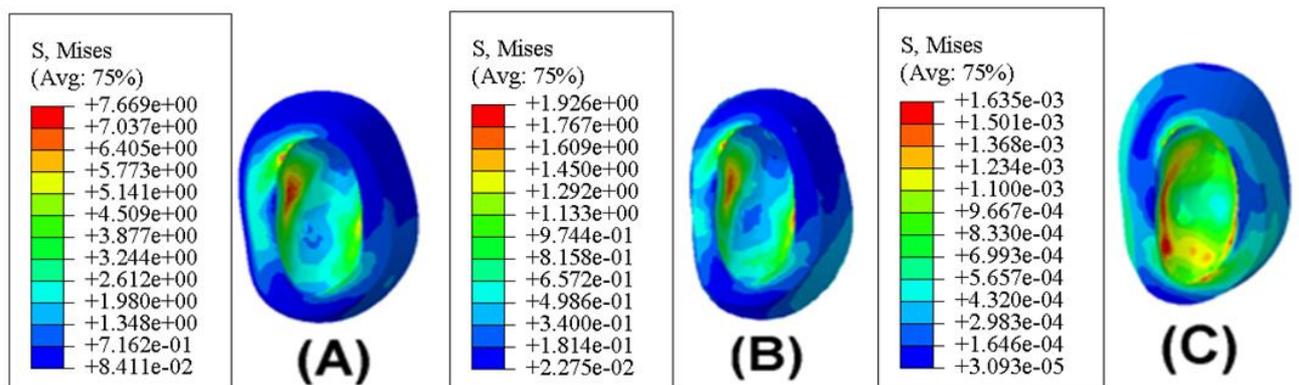


Figure 8 - Distribution des contraintes dans l'os temporal

A, charge corono-apicale. B, charge disto-mésiale. C, charge linguo-buccale.

5.4.3 Contraintes dans L'os cortical

Après simulation numérique on a trouver que dans les deux directions bucco-lingual et disto-mésial, les contraintes von Mises les plus élevées dans l'os cortical sont initialement situées dans la partie externe du contact avec l'implant d'ordre de 77.17 MPa et 93.30MPa , mais dans la direction corono-apical les contraintes de von Mises les plus élevées sont initialement situées dans la partie du condyle, et atteins une valeur de 22.62 MPa.

La contrainte de von Mises était concentrée principalement dans le col du condyle et dans la région du contact os-implant . Pour une charge corono-apicale , la contrainte était réduite au niveau du col du condyle. La contrainte dans la région os-implant a diminué de manière similaire lorsque la charge a été appliquée dans la direction corono-apicale, cependant, une plus grande contrainte a été observée dans la région du col du condyle.

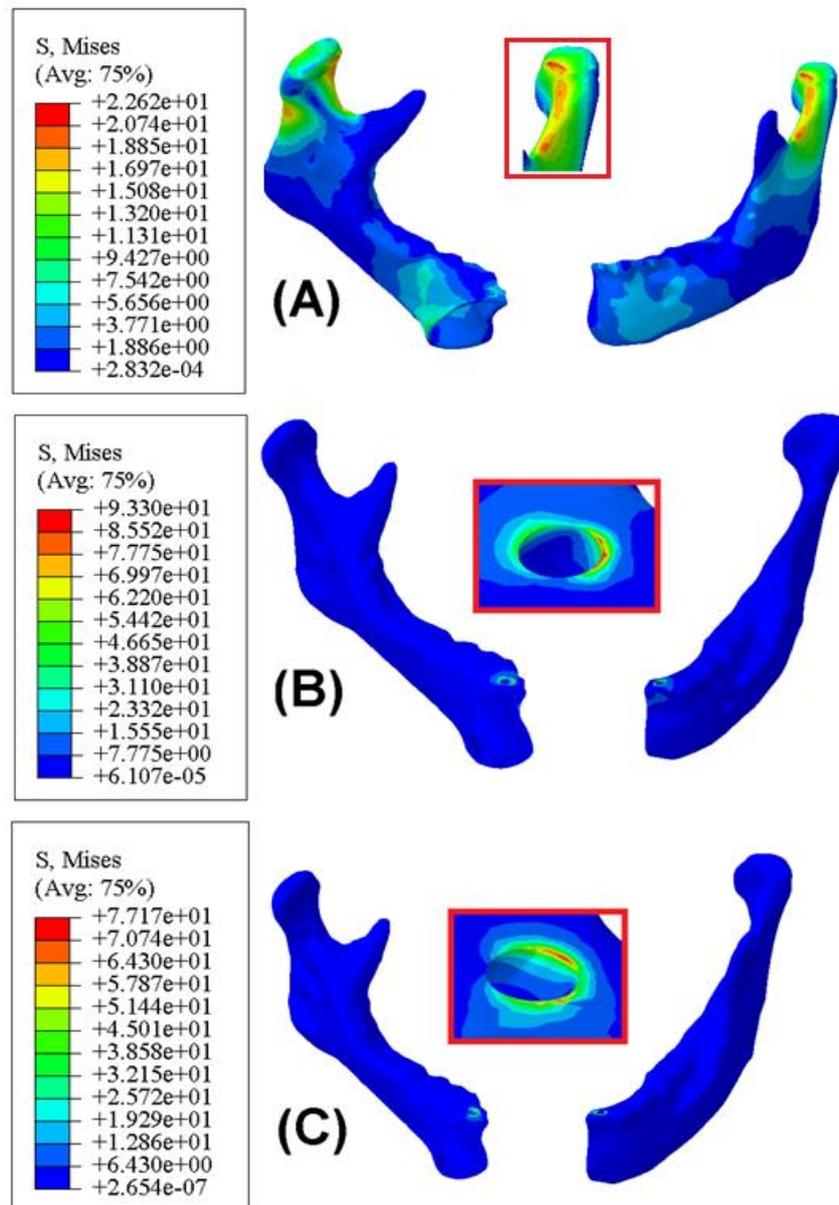


Figure 9 - Distribution des contraintes dans l'os cortical

A, charge corono-apicale. B, charge disto-mésiale. C, charge linguo-buccale.

5.4.4. Contraintes dans Los spongieux

La figure 10 illustrée la distribution et l'intensité des contraintes pour l'os spongieux . Nous avons constaté que les contraintes mécaniques dans l'os spongieux sont relativement faibles par rapport aux autres parties du modèle.

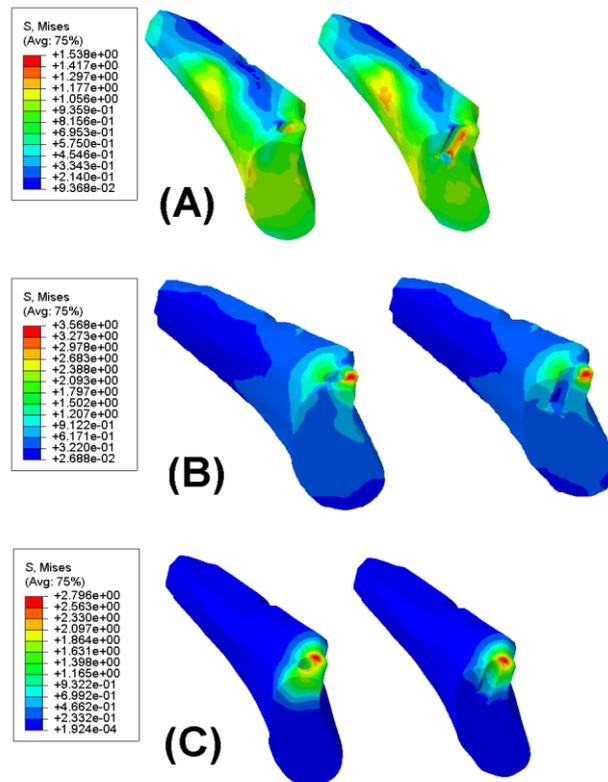


Figure 10 - Distribution des contraintes dans l'os spongieux
A, charge corono-apicale. B, charge disto-mésiale. C, charge linguo-buccale.

5.4.5. Contraintes dans l'implant

La figure 11 montre la distribution des contraintes de von Mises dans l'implant sous l'effet de la charge mécanique appliquée aux trois directions. Les zones de concentration de contrainte situées dans la face intérieure de l'implant. Par l'effet de chargement dans la direction linguo-buccale, la partie du contact avec l'os cortical est le siège de forte concentration de contrainte.

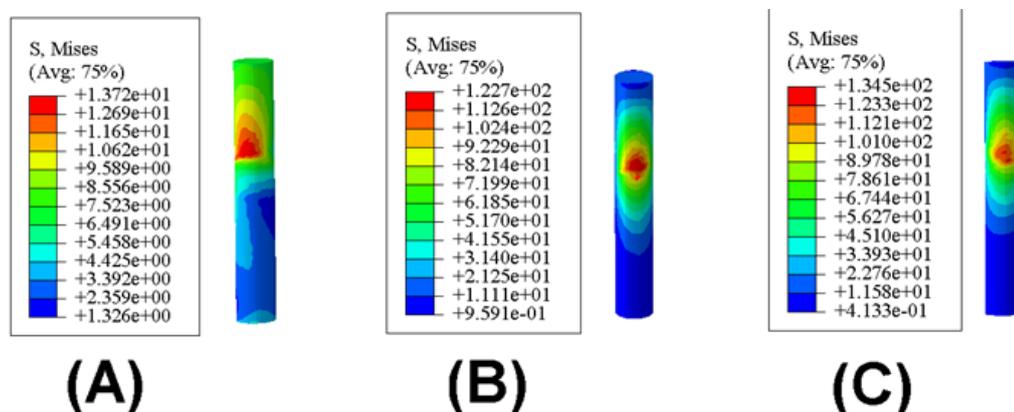


Figure 11 - Distribution des contraintes dans l'implant
A, charge corono-apicale. B, charge disto-mésiale. C, charge linguo-buccale.

6. Discussion

L'articulation temporo-mandibulaire est une articulation de liaison, comprenant des mouvements de rotation et de glissement, et est amenée à supporter diverses contraintes mécaniques.

L'articulation temporo-mandibulaire comprend le condyle mandibulaire, la surface articulaire de l'os temporal, le disque articulaire entre les deux, la capsule articulaire autour de l'articulation et les ligaments articulaires. Tout changement structurel entraînera des lésions de l'articulation temporo-mandibulaire, affectant le mouvement de la mandibule et notre vie quotidienne.

L'objectif initial de cette partie est de déterminer les contraintes biomécaniques développées au niveau du disque articulaire, l'os mandibulaire et l'implant et leurs conséquences sur le fonctionnement de l'articulation temporomandibulaire sous un chargement statique appliquée suivant les trois directions (corono-apicale, disto-mésiale et linguo-buccale).

Dans cette étude, l'intensité et la distribution des contraintes de von Mises ont été déterminées numériquement par la méthode des éléments finis dans la partie osseuse entourant l'implant et dans les différents composants du modèle. Cette contrainte a été largement utilisée dans les études biomécaniques de l'os. Elle 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. Les contraintes ont été calculées en se basant sur les critères de von Mises, ce qui permet de représenter l'amplitude et la distribution de ces contraintes à l'aide des contours colorés. Ces contraintes sont la cause d'une charge de 50N appliquée au niveau de la première prémolaire suivant les trois directions : verticalement (corono-apicale) et horizontalement (disto-mésiale et linguo-buccale).

L'étude de Dayana Patricia Torres Pazmino nous montre que [16] le cas le plus critique est d'exercer des forces sur les incisives, contrairement lorsque la distance est sur les molaires où elle sera moindre, ce qui corrobore les études de Mcneill, C [17], où il mentionne que dans les systèmes à levier de classe III, la force exercée sur le levier est en fonction de la distance du point d'appui au point d'application de la force. Plus le point d'application est éloigné, moins la force sera importante. Les dents antérieures sont éloignées du point d'appui et donc le bras de levier qui va des muscles à l'articulation sera plus long.

Les molaires sont plus proches du point d'appui, c'est pourquoi le bras de levier est très court. Lorsqu'il y a un contact incisif, des études indiquent que l'ATM recevra 60% de la force totale. Et si des contacts de deuxième molaire sont ajoutés au schéma occlusal, seulement 5% de la force totale tombera sur l'ATM, puisque les dents absorberont le reste de la contraction musculaire.

Les ligaments de l'articulation temporo-mandibulaire sont constitués de tissus conjonctifs collagènes. Les ligaments ne participent pas activement aux fonctions de l'ATM, ils limitent les mouvements articulaires à la fois mécaniquement et par l'activité réflexe neuromusculaire. Les ligaments ne sont pas étirés mais, lorsqu'ils sont tirés, ils peuvent s'allonger, augmentant leur longueur avec la possibilité de compromettre le fonctionnement normal de l'articulation.

Anatomiquement, les surfaces articulaires de l'ATM, de la cavité glénoïde et du condyle mandibulaire sont très incongrues, et si ces surfaces étaient en contact direct, la zone de contact serait petite où beaucoup de force et de frottement seraient reçus, cela peut entraîner des charges importantes, ce qui peut endommager les couches de cartilage dans les surfaces articulaires[18]. La présence d'un disque fibrocartilagineux dans l'articulation évite ces pics de charge, car il est capable de se déformer et d'adapter sa forme à celle des surfaces articulaires. Ces déformations assurent que les charges sont absorbées et réparties sur des plus grandes zones de contact [19].

Dans l'étude de Teng et al, [20] ont rapporté que les contraintes normales les plus élevées étaient observées dans les régions antérieure et postérieure du disque par rapport à sa région centrale. En revanche, une étude de Beatty et al [21], ont décrit que la contrainte normale se répercuterait dans la zone intermédiaire du disque.

Pérez del Palomar et al., [22] ont analysé au moyen de la méthode des éléments finis, les contraintes dans le disque articulaire, ces contraintes allaient se concentrer dans la zone centrale du disque. Et dans des études plus actuelles comme celle de Lai et.al [23], avec une charge de 900N il a été observé que les contraintes allaient se concentrer dans la partie latérale de la bande, les contraintes étant plus uniforme. Lorsqu'il y a une altération de l'ATM, différentes arthropathies peuvent se développer qui peuvent affecter le système stomatognathique.

Tout d'abord nous avons étudié les valeurs de la contrainte de von Mises dans les zones de contact pour le disque; nous avons pu observer que la surface de contact latérale disque-

condyle est plus importante que la surface de contact frontal (Figure 7). Quand le condyle est déplacé vers l'avant, le contact disque-os temporal s'effectue du centre vers la partie antérieure du disque, ce qui correspond au blocage du disque vers la fosse glénoïde, poussé par le condyle.

Une comparaison des contraintes principales maximales est effectuée entre les trois directions de la charge appliquée. La Figure 7 montre ces contraintes, en vues supérieure et inférieure. Nous avons trouvé des valeurs de contraintes assez loin entre les trois cas.

Les simulations effectuées sur l'os temporal ont montré le rôle primordial du disque au sein de cette articulation. En effet, plusieurs chercheurs ont indiqué que le disque absorbe une grande quantité de l'intensité des contraintes, distribue ces dernières sur une zone plus large et préserve les surfaces articulaires osseuses contre l'usage[8]. La direction de la charge affecte la répartition des contraintes sur l'ATM, aggravant ainsi le disque articulaire et provoquant même d'autres maladies[24].

L'os cortical a également présenté une concentration de contraintes dans la région cervicale. Toutefois, les contraintes équivalentes les plus intenses dans l'os cortical sont principalement enregistrés dans la région du contact avec l'implant. Elles sont situées au côté lingual pour un chargement corono-apical, aux côtés lingual et buccal pour un chargement bucco-lingual, et aux côtés distal et mésial pour un chargement disto-mésial. Pour la mâchoire, lorsque la valeur de contrainte de von Mises est supérieure à la limite d'élasticité de l'os cortical, les fractures sont plus susceptibles de se produire, et si elle est supérieure à la limite d'élasticité de l'os spongieux, des fractures peuvent survenir [25-26].

Ces résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis confirment ceux déterminés par d'autres chercheurs [27,28-29], qui montrent que les contraintes de von Mises sont pratiquement concentrées dans l'os cortical dans la zone adjacente avec l'implant.

Remarquons que le chargement disto-mésial présente la concentration de contraintes la plus élevée. La partie apicale de l'os cortical en contact avec la racine de l'implant, a également connu un niveau de contraintes, mais de faibles valeurs par rapport à la partie supérieur. De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de cette zone.

Dans les trois directions de chargements les contraintes maximales dans l'os spongieux sont relativement faibles par rapport à celles enregistrées dans l'os cortical. De plus, ces

contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de la zone spongieuse (Figure 10).

Lorsque la charge est appliquée sur l'implant qui remplace la prémolaire, les contraintes sont maximales au niveau des régions en contact avec l'os cortical (Figure 11), cette concentration est dû principalement à la réaction de la mandibule aux efforts appliqués sur l'implant. Les autres zones sont soumises à des contraintes de faibles intensités et ceci quel que soit la direction de chargement.

On observe que les contraintes créées dans l'implant sont presque du même niveau pour les deux chargements disto-mésial et bucco-lingal. l'implant résiste au maximum de contraintes par rapport à l'os mandibulaire. La raison pourrait être son haut module élastique.

D'après les résultats, la direction de la charge appliqué influe sur les contraintes maximales équivalentes de von Mises comme le montre visiblement les figures (Figure 7,8,9,10,11). Ces résultats obtenus confirment ceux déterminés par d'autres études [30].

Au-delà de ces limites, cette étude est extrêmement pertinente pour divers domaines de la dentisterie tels que l'implantologie, la chirurgie, l'orthodontie et la réadaptation, car elle fournit des informations essentielles pour la planification et le pronostic des différents traitements auxquels les patients peuvent être soumis.

Des informations peuvent être obtenues telles que les zones de plus ou moins grande résistance mécanique du tissu osseux dans les différents types de relations maxillo-mandibulaires et permettent de prédire comment l'os se comportera face aux différentes charges auxquelles il pourra être soumis dans les différentes interventions appliquées dans chaque spécialité, ou comment l'articulation temporo-mandibulaire peut être affectée dans les occlusions avec de mauvaises relations occlusales.

Il est nécessaire de poursuivre des travaux similaires à celui-ci, car l'analyse par éléments finis permet d'ouvrir de nouveaux horizons en termes de projection virtuelle de nouveaux dispositifs, traitements et même matériaux sans courir le risque que leur utilisation innovante en clinique puisse impliquer. Des risques importants lorsqu'il s'agit de tester des matériaux ou les mécanismes et même les systèmes in vivo deviennent de plus en plus exigeants en raison de risques importants et de certaines exigences éthiques. Cependant, une analyse numérique du type présenté ici, malgré ses limites, parvient à reproduire assez fidèlement les conditions

et les circonstances, de sorte que son utilisation doit être envisagée notamment dans les études liées à l'orthodontie, aux implants et à leur impact sur l'os alvéolaire, etc.

7. Conclusion:

Il est visible que la contrainte mécanique atteint le plus haut dans les zones des os corticaux qui sont immédiatement à côté du contact avec l'implant et aussi dans la région du contact disque-condyle, la contrainte maximale de von Mises se produit à l'intérieur de l'implant lui-même. La contrainte mécanique diminue en amplitude vers la région du contact avec l'os spongieux. De plus, l'amplitude de la contrainte dans l'os cortical est plus élevée que celle de l'os spongieux, Ceci est dû aux faibles propriétés mécaniques de l'os spongieux par rapport à l'os cortical (Tableau 1). Nous avons remarqué que la direction des forces masticatoires a une grande influence sur la distribution des contraintes mécaniques, ce qui nous permet de mieux comprendre les problèmes qui surviennent au niveau de l'articulation temporomandibulaire.

Dans cette étude, nous avons essayé de fournir une aide aux praticiens du domaine médical, afin de mieux comprendre les origines de dysfonctionnement de l'articulation temporomandibulaire, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes au niveau de l'articulation temporomandibulaire et la mandibule.

Références bibliographiques:

- [1] Alexandre Ern, Aide-mémoire Éléments finis, *Dunod, Paris, 2005 ISBN 2 10 007303 6*.
- [2] Devocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. *J Oral Maxillofac Surg 2001;59: 775-8*.
- [3] Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RM. Stress analysis of the human temporomandibular joint. *Med Eng Phys 1998;20: 565-72*.
- [4] DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. *J Oral Maxillofac Surg 1996;54: 1431-7; discussion 1437-8*.
- [5] M Beek, JH Koolstra, LJ Van Ruijven, T Van Eijden Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc - *Journal of biomechanics, 2000*.
- [6] Hirose, M, et al: three-dimensional finite element model of the human temporo-mandibular joint disc during prolonged clenching. *Eur. J. Oral Sci. 114, 2006*.

- [7] Pérez del Palomar, Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication July 2007.
- [8] Mhamad AOUN, Elaboration et validation d'un modèle de l'Articulation Temporo-Mandibulaire par éléments finis 2010.
- [9] Savoldelli et al. A Finite Element Study of the Effects of Distraction Osteogenesis on the Articular Disc 2012.
- [10] Diego ALVAREZ AREIZA: Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'Articulation TemporoMandibulaire (ATM) à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique (2014).
- [11] https://fr.wikipedia.org/wiki/Maillage#/media/Fichier:Types_elements_volumiques.svg.
- [12] Merdji Ali *Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015.*
- [13] Lecocq G, Ferri J, Doual-Bisser A. L'hypercondylie : apport de la scintigraphie du diagnostic au traitement. *Orthod Fr* 2005;76:165–173.
- [14] F. Gacnik, Z. R. Ren, and N. I. Hren, "Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone," *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, no. 12, pp. 1684-1692, Dec 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.09.013.
- [15] OL. Bezzon, H Pedraszzi, O Zaniquelli, Da Silva TB, Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium, *J Prosthet Dent*, 92 (3), 7- 274, (2004).
- [16] Dayana Patricia Tores Pazmiño 2016 Comportement De L'articulation Temporo-Mandibulaire Dans L'hypermobilité Condylenne, Étude Par Éléments Finis Des Niveaux De Contraintes Produits Dans Les Os, Le Disque Et Les Ligaments 2016.
- [17] Mcneill, C. Applications pratiques de l'occlusion. Livres parfaits, *Sciences fondamentales, Barcelone 2005.*
- [18] Stankovic S, Vlajkovic S, et al. Morphological and biomechanical features of the temporomandibular joint disc: An overview of recent findings. *archives of oral biology* (2013) 1475–1482.
- [19] Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero JA, Lorente M, Anatomy of the temporomandibular joint. *Semin ultrasound CT MR* 28, *Serra I* (2007) 170-183.
- [20] Teng SY, Xu YH . Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs. *J Craniomandib Disord Facial Oral Pain*. 1991 5:28-34.

- [21] Beatty MW, Bruno MJ, Iwasaki LI, Nickel JC. Strain rate dependent orthotropic properties of pristine and impulsively loaded porcine temporomandibular joint disk. *J Biomed Mater Res* 57:25-34 2001.
- [22] Palomar P Del, Cegoñino J, Arranz L, Vicente D, Doblaré M. Simulación por elementos finitos de la articulación temporomandibular. *Biomecánica*. 2003;11:10–22.
- [23] Ingawale S, Goswami T Temporomandibular joint: disorders, treatments, and biomechanics. *Ann Biomed Eng* 37, 976–996.
- [24] Nebbe B, Major PW, Prasad NG. Adolescent female craniofacial morphology associated with advanced bilateral TMJ disc displacement J, (1998) 701-712.
- [25] Arora L, Bhardwaj S, Hashmi GS, et al. Finite element analysis (FEA) of perpendicular plating versus conventional plating in mandibular symphysis fracture. *J Maxillofacial Surg*, 2020, 19(1): 143-8.
- [26] Ayali A. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Plating Techniques for Unfavorable Mandibular Angle Fractures. *Journal Craniofacial Surg*, 2018, 29(3): 603-7.
- [27] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: finite element analysis and optimization of cross-sections. *Mater Des* 2008; 29:438–1446.
- [28] Akpınar I, Demire F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal - extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996; 27:11–7.
- [29] Dehini Mohamed, *Etude Biomécanique de l'effet des Forces de Mastication sur la Mandibule* 2017.
- [30] Benaïssa Ali, *Étude des Effets du Chargement Mécanique sur la Durabilité des Implants Dentaire*, 2015.

Chapitre V

***Effet du Chargement
Biomécanique sur la
Stabilité des Implants
Dentaires***



Chapitre V

Effet des Charges Biomécaniques sur la Stabilité des Implants Dentaires

1. Introduction

Comme tout tissu ou organe du corps humain, une dent peut se détériorer (caries ou accident), 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 la dent manquante 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 une dent manquante peut être gênant pour la personne touchée. On comprend donc mieux l'importance de remplacer cette dent manquante par une prothèse dentaire.

Au cours des 30 dernières années, les implants dentaires sont devenus une modalité de traitement fiable pour les patients ayant des dents perdues ou endommagées. La pose d'un implant dentaire offre une solution rapide et durable pour remplacer une dent absente ou cassée, abîmée, décolorée, usée ou fragile.

2. Modèle géométrique

L'objectif de cette étude est d'analyser numériquement tri-dimensionnellement par la méthode des éléments finis, les contraintes et leur niveau dans les deux éléments de système (l'implant et l'os) lors de la mastication. Toutes les parties, ont été modélisées comme un comportement isotropes, matériaux homogènes et linéairement élastiques.

Le modèle numérique consiste d'une part à représenter géométriquement une configuration os-implant et d'autre part à établir les lois mécaniques régissant son

comportement en tant que solides déformables soumis à un ensemble de forces occlusales. Le problème étant complexe et aucune solution analytique n'étant possible, il doit être décomposé en un ensemble de « sous-problèmes » pouvant être résolus à l'aide d'un logiciel informatique par la méthode des éléments finis.

L'os alvéolaire est composé d'un os spongieux entouré par 2 mm d'os cortical. L'implant se présente sous forme de vis sans filetage de longueur de 16 mm et de diamètre 4 mm (Figure 1).

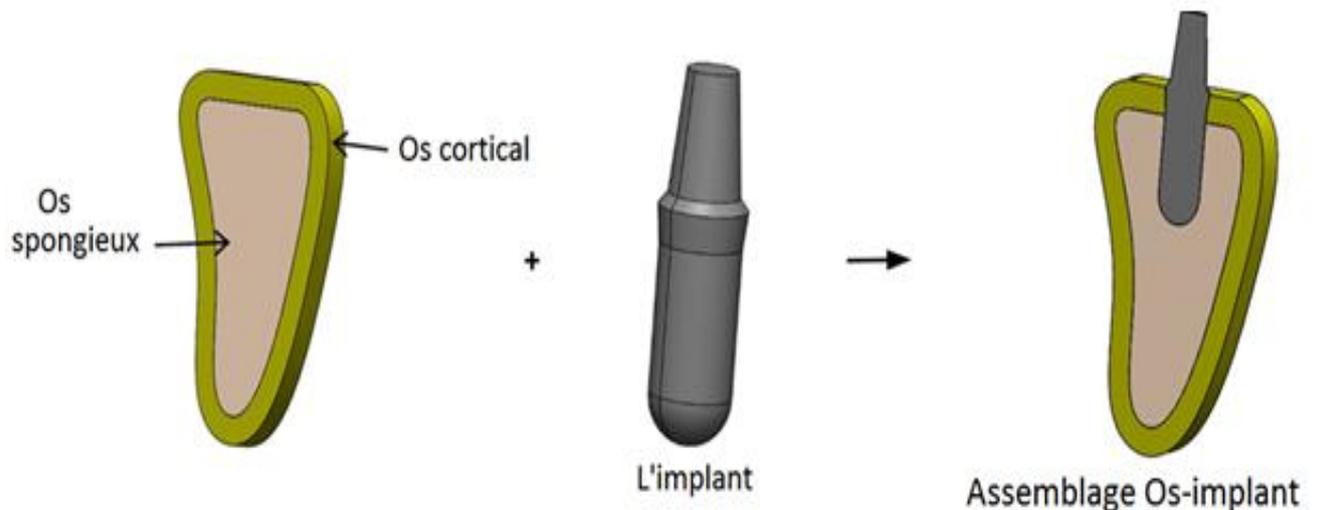


Figure 1 - Représentation tridimensionnelle (3D) de l'assemblage Os/implant.

3. Propriétés mécaniques des matériaux utilisés

Les propriétés des matériaux constituant le système os-implant sont regroupées sur le Tableau 1.

Tableau 1. Propriétés élastiques des différents composants du système [1-2].

Composants	Matériels	Module de Young $E(GPa)$	Coefficient de Poisson ν
Os	Os cortical	13,7	0,3
	Os spongieux	1.37	0,3
Implant	<u>Titanium alloy</u> Ti-6Al-4V	105	0,3
Implant	Zircone	210	0,35

4. Conditions aux limites

En général, les implants dentaires sont soumis à des sollicitations de fatigue, mais dans une grande part des travaux de recherche consultés dans le cadre de cette thèse, les charges statiques appliquées ont été assumées au lieu des charges cycliques dirigées suivant l'angle occlusal, ces dernières produites dans l'os mandibulaire pendant la mastication de la nourriture [3]. Afin de définir les conditions aux limites, trois charges dans les directions : verticale, bucco-Lingual et disto-mésiale sont appliquées sur l'implant.

Pour les conditions aux limites, deux zones sont présentées :

Le modèle est parfaitement fixé, les trois translations et les trois rotations sont bloquées à la base.

La surface supérieure de l'implant est soumise à un chargement dans les trois directions (Figure 2):

Un chargement vertical de 100N (cas a).

Un chargement dans la direction bucco-lingual de 50N (cas b).

Un chargement dans la direction disto-mésial de 50N (cas c).

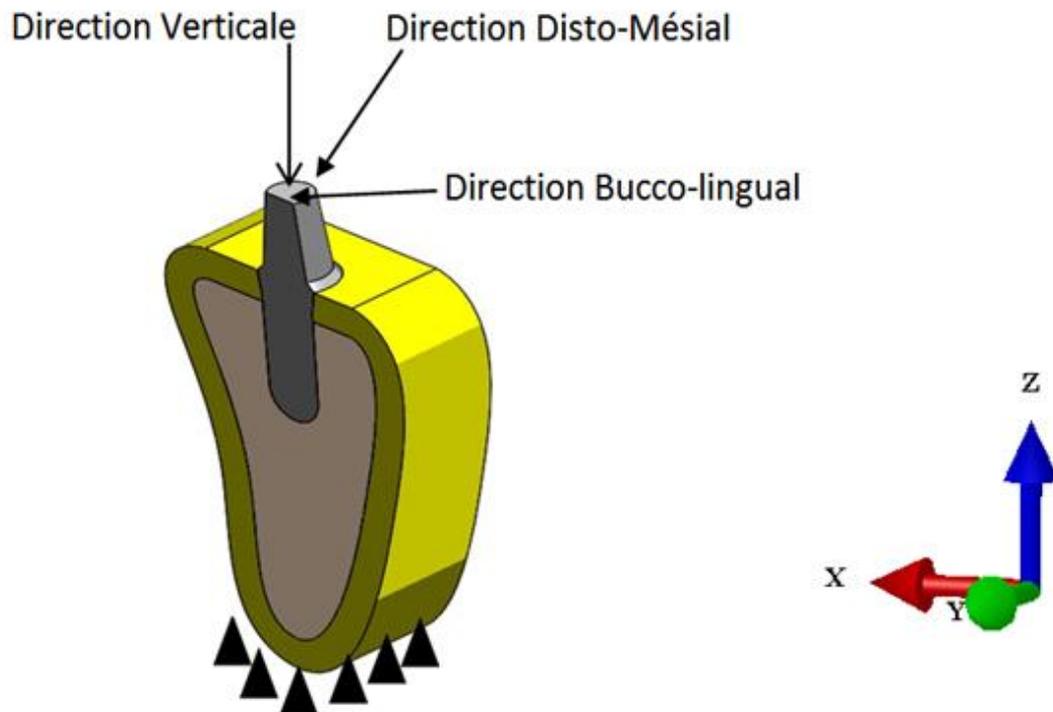


Figure 2 - Chargements appliqués et conditions aux limites.

5. États de l'interface

Les interfaces entre les composants de système (l'implant et l'os, l'os cortical et l'os spongieux) sont traitées comme des interfaces parfaitement collées.

6. Maillage

Les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4. Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales sous un chargement occlusal. On a jugé fondamentale de raffiner le maillage au niveau de cette interface. Afin d'aboutir à une précision optimale.

Tableau.2 Nombre des éléments et nœuds pour le système implantaire.

Composante	Eléments	Nœuds
Os cortical	30303	135368
Os spongieux	41104	220460
L'implant	15219	65803

7. Résultats et discussion

Une analyse qualitative et quantitative a été réalisée, basée sur une échelle de couleurs visuelle progressive, prédéfinie par le logiciel utilisé (Abaqus), allant du bleu foncé au rouge.

Afin de mettre plus de lumière sur la distribution des contraintes de von Mises dans les différentes composantes du système, nous proposons de dresser dans cette section une étude de ces contraintes pour chacune de ces composantes pour les trois cas de chargement(Figure3).

7.1. Effet du chargement vertical (cas a)

Les résultats obtenus numériquement par la méthode des éléments finis sont illustrés dans la figure 3. Cette dernière illustre le contour des contraintes de von Misses dans tous les composants de système implantaire étudié sous l'effet d'une chargement vertical (cas a), les seuils les plus élevés des contraintes ont été principalement enregistrés dans la partie occlusale supérieure de l'implant, et plus particulièrement dans l'interface Os-implant. On note que la plus faible contrainte est dans l'os spongieux par rapport à l'os corticale.

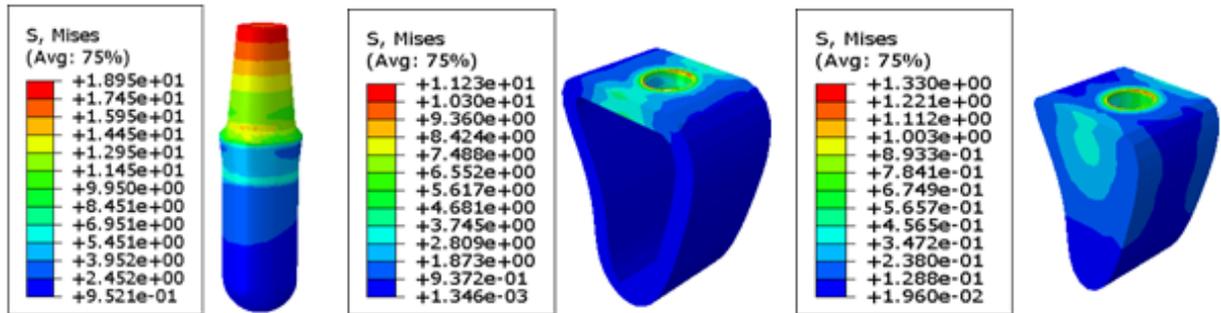


Figure 3 - Distribution des contraintes équivalente de von Mises dans le cas de chargement verticale.

7.2. Effet du chargement bucco-lingual (cas b)

Dans cette partie, nous analysons l'influence de chargement bucco-lingual sur l'intensité des contraintes équivalentes dans les constituants du système os-implant. Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont représentées sur la figure 4. Les contraintes sont intensivement localisées sur la zone latérale de l'implant, les autres parties de ce constituant sont moins sollicitées c'est pratiquement dans les mêmes parties que l'implant est fortement sollicité, ces zones correspondent aux zones de contact intime avec l'os. Comparativement au chargement verticale, les efforts bucco-lingual induisent dans l'os des contraintes équivalentes plus fortes, ces dernières illustrent une nette augmentation de niveau de contraintes dans le tissu vivant.

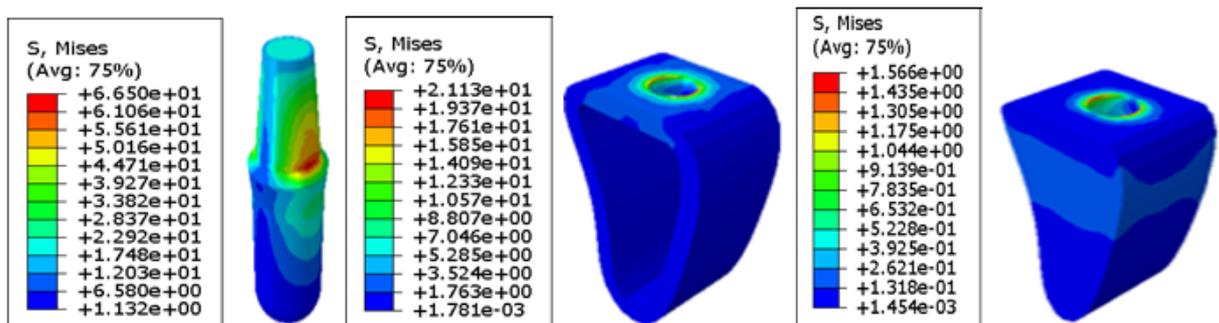


Figure 4 - Distribution des contraintes équivalente de Von Mises dans le cas de chargement bucco-lingual.

7.3. Effet du chargement disto-mésial (cas c)

La figure 5 montre la distribution des contraintes de von Misses dans les trois composants de système implantaire étudié sous l'effet de chargement disto-mésial (cas c). On remarque que la contrainte maximale est située dans les bords de l'implant, ce qui crée

une plus grande contrainte dans les côtés. Ce cas est presque similaire au cas précédent (cas b). Seule la direction de chargement est différente.

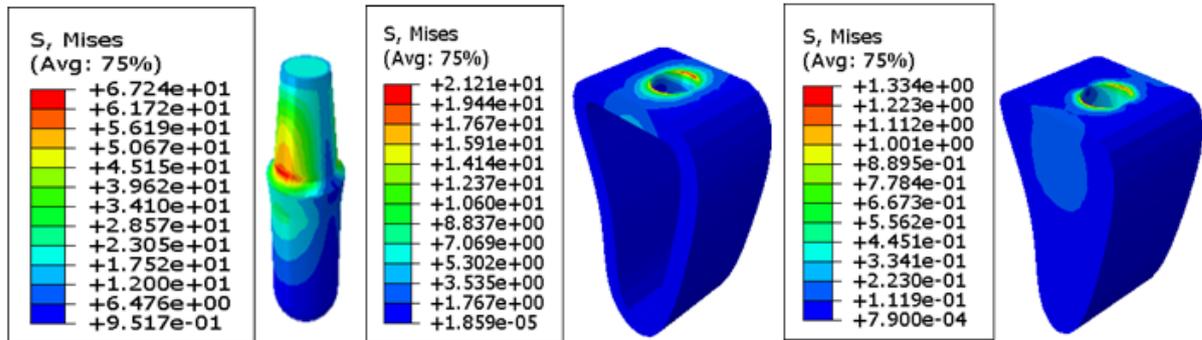


Figure 5 - Distribution des contraintes équivalente de von Mises dans le cas de chargement disto-mésial.

7.4. Variation de contrainte équivalente dans l'interface os-implant

Dans la zone cervicale. Les contraintes les plus importantes sont localisées aux points A et C pour le chargement disto-mésial et aux point B et D pour le cas de chargement bucco-lingual. Ce comportement montre clairement que la partie de l'os cortical qu'elle est en contact avec l'implant est fortement sollicitée lorsque des efforts sont exercés (Figure 6).

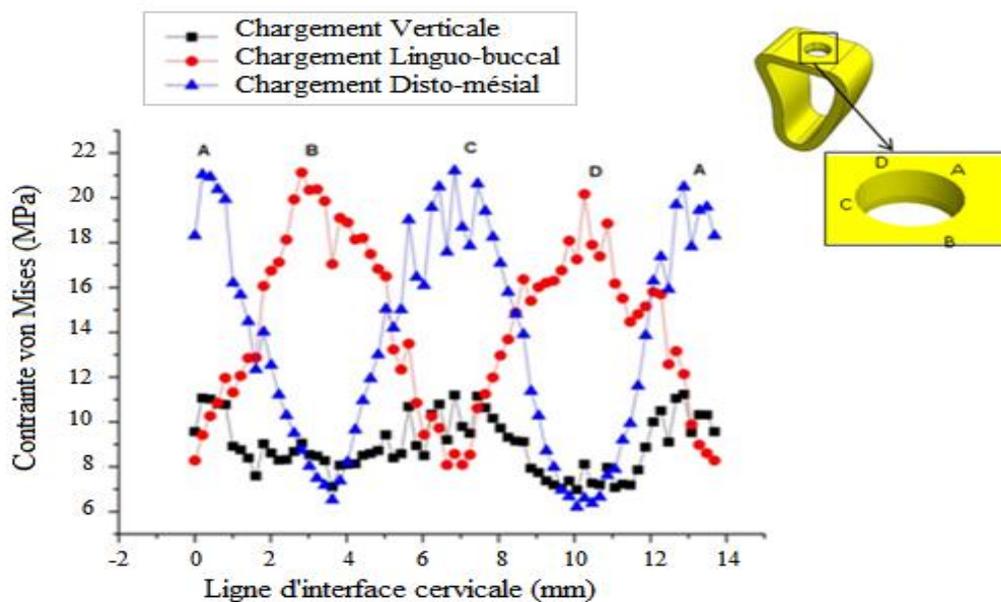


Figure 6 -La variation de contrainte dans l'interface os cortical-implant sous différents chargement.

La figure 7 illustre les différents seuils des contraintes biomécaniques enregistrées pour chaque composant du modèle géométrique. On remarque que le maximum est enregistré dans l'implant, par contre l'os cortical présent un maximum de contrainte de l'ordre 21,21 MPa.

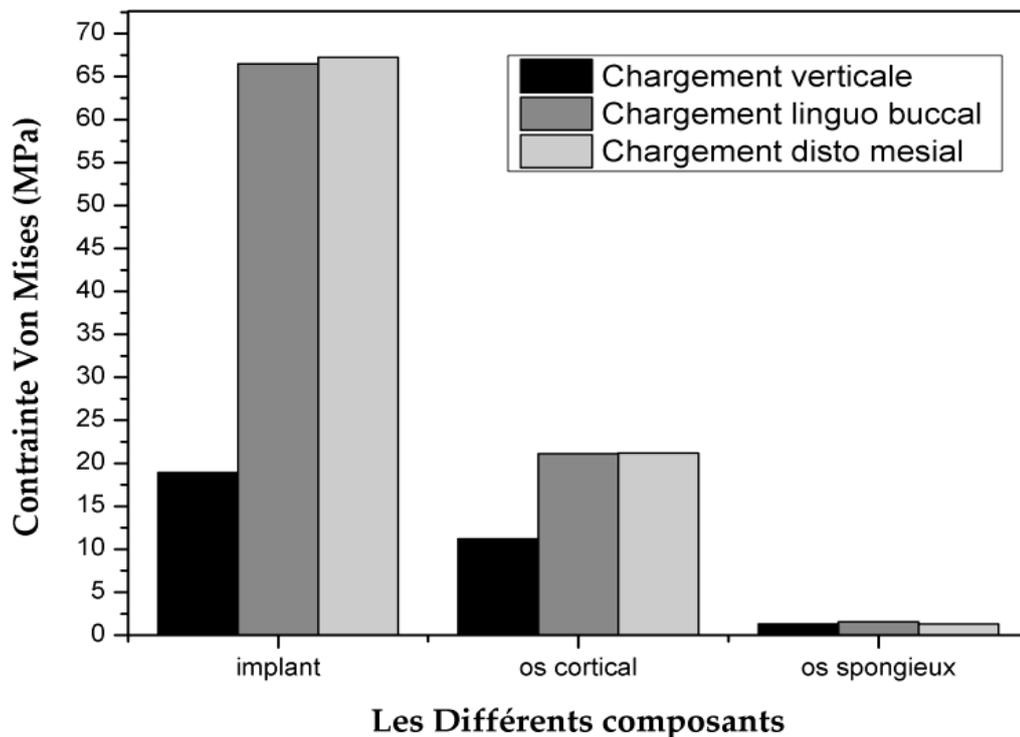


Figure 7 -Diagramme comparaison de l'effet des différents chargement sur la contrainte maximale.

7.5. Alliage de titane et la conception des implants

Le processus d'ostéointégration est lié aux propriétés du tissu osseux d'une part, et du matériau d'autre part. Le succès du traitement repose donc aussi sur le choix du matériau. On peut citer ainsi le titane et ses alliages, les céramiques à base de zircone ou certains verres bioactifs.

La plupart des implants sont fabriqués en titane car il est plutôt bien accepté par la structure osseuse et évite les rejets. Il est reconnu pour sa solidité. Le traitement de l'implant en titane est très fréquent et facile à manipuler sans complications. L'implant en titane était bien connu et très pratique. Il a une haute flexibilité et résistance à la rupture.

La figure 8 montre l'influence du matériau sur la distribution des contraintes dans le même système implantaire avec le même chargement verticale (cas a).

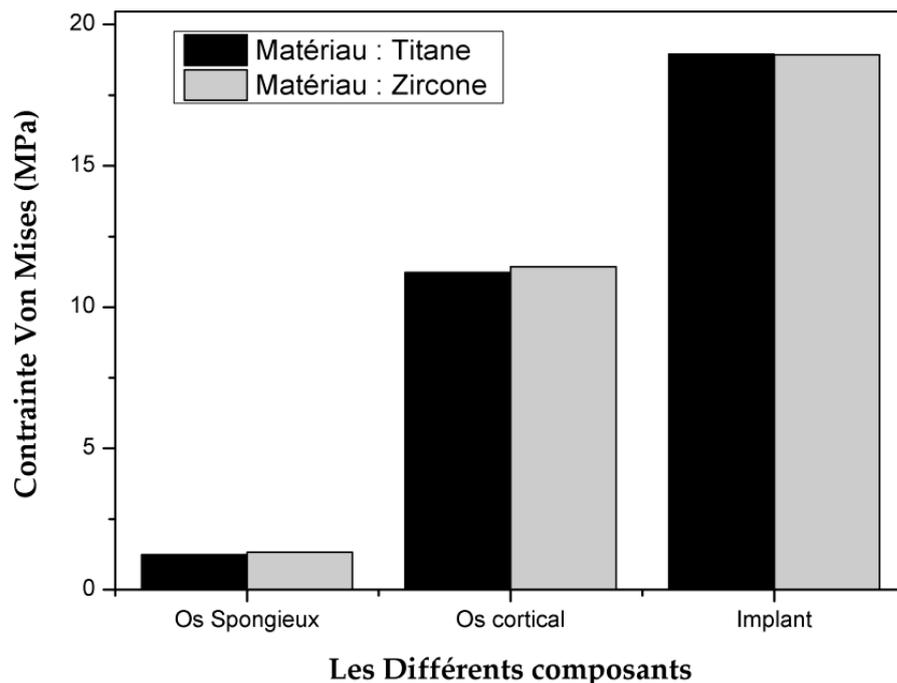


Figure 8 - L'influence du matériaux sur la distribution des contraintes dans le même système implantaire avec le même chargement verticale.

7.6. Le diagnostic occlusal

Les complications consécutives aux restaurations sur implants peuvent être attribuables à différents facteurs : elles peuvent être d'origine biologique ou mécanique [4-5]. Il faut tenir compte des facteurs biomécaniques pouvant mener à des complications au moment de la conception de la prothèse. La stabilité occlusale est possible lorsque l'on reconnaît, corrige ou compense pour les variables à l'origine des échecs dans la conception de la prothèse définitive.

La charge occlusale est le facteur le plus important sur le plan de la stabilité [6,7]. Une charge trop importante peut entraîner un desserrement et la rupture des vis piliers [8-9] si on ne la détecte pas. La surcharge peut aussi endommager les implants et la superstructure et mener à une perte de l'oséointégration [10].

La surcharge peut se manifester si la prothèse sur implants est conçue avec un soutien par implant inadéquat pour une charge occlusale normale. La solution consiste à poser des implants en nombre suffisant pour bien soutenir la prothèse [11].

Il faut vérifier et confirmer la stabilité des dents existantes avant la pose de toute prothèse fixe sur implants. Il faut déceler et corriger toute mobilité de la dentition existante. La mobilité clinique de la dentition existante accentue la tension occlusale sur la prothèse sur implants. Les interférences inter-occlusales doivent aussi être corrigées.

Il arrive souvent que l'on détecte trop tard ces interférences qui faussent la réalisation finale de la nouvelle prothèse. La stabilité de l'occlusion repose sur des points de contact stables en occlusion centrée, une bonne guidance excentrique et un support parodontal fiable [12].

7.7. Le choix de l'implant

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

8. Discussion

Les traitements prothétiques restaurateurs, retenus par les implants, génèrent des forces et des charges fonctionnelles et parafunctionnelles lors des mouvements de mastication, qui sont réparties sur tous les éléments de la prothèse, et transmises aux implants et aux tissus péri-implantaires. Ces forces génèrent une contrainte biomécanique, qui provoque une déformation de l'os péri-implantaire pouvant entraîner une perte d'ostéointégration des implants. L'une des principales causes d'échec des traitements implantaires en pratique clinique est la défaillance mécanique, liée à une mauvaise répartition des charges, ou à la présence de zones de concentration de contraintes biomécaniques.

Les études qui analysent les charges permettent de connaître le comportement de contrainte biomécanique. L'analyse par éléments finis fournit des mesures très précises, avec des résultats très proches des conditions cliniques réelles, car elle utilise des formes géométriques ajustées aux caractéristiques physiques réelles de chaque composant, et met ainsi en œuvre des structures complexes de géométrie irrégulière, qui reproduisent l'objet analysé.

Des études *in vitro* et des calculs théoriques ont suggéré que la méthode d'inclinaison des implants distaux dans les arcades édentées représente une alternative pour placer des implants plus longs et réduire le bras de levier, cependant, cela peut augmenter la surcharge et les contraintes biomécaniques sur l'os périphérique. Les résultats obtenus suggèrent que les forces occlusales pouvant être générées dans les prothèses sur implants

ne sont pas suffisamment nocives pour compromettre l'intégration des implants, si une occlusion stable est obtenue.

Tenant compte du fait que les résultats des contraintes maximales due a une charge vertical était inférieur à 33MPa dans l'implant , cette étude est comparable aux études menées par Sutpideler et al. [13] en 2004 , où ils ont constaté que la contrainte maximale était située dans l'os cortical qui entoure la surface supérieure de la plate-forme de l'implant. De même, Kitamura et al. [14] ont présenté une étude dans laquelle ils ont évalué la contrainte au niveau cervical dans l'os par rapport aux forces axiales, trouvant une plus grande contrainte au niveau cervical de l'os. Des résultats similaires de concentration des contraintes au niveau de l'os cervical et de l'implant sont montrés par de nombreuses études telles que celles de Alvs et al [15], Raoofi et al [16], Decarvahlo et al[17], Cimen et al[18], Anami et al [19].

Lors de l'analyse des résultats de la présente étude, il a été constaté que les valeurs des contraintes étaient plus élevées dans la région cervicale. Cela montre qu'il existe une relation directement proportionnelle entre la contrainte dans la région cervicale et l'ampleur des forces appliquées[20]. Cela a une plus grande pertinence clinique lors de l'examen de la théorie biomécanique, ce qui suggère que la surcharge mécanique dans la région cervicale causée par des chargements disto-mésial et des chargement linguo-buccal peut contribuer à la perte de tissu [21]. La surcharge conduit initialement à la fissuration et à la fracture subséquente.

Il existe des études qui soutiennent que la composante principale des forces masticatoires est verticale au plan d'occlusion [22], et pourtant il semble également y avoir un consensus sur le fait que la composante horizontale des forces est celle qui produit plus de contrainte dans l'os. Avec les résultats obtenus dans notre étude, on peut affirmer que la charge horizontale est celle qui produit plus de contrainte dans l'os, atteignant des valeurs de contraintes assez élevées dans certaines zones.

D'autres analyses réalisées sur l'os [23] concluent que dans des modèles la répartition des contraintes est pratiquement identique, localisant la zone de plus forte concentration de contraintes dans l'os dans la zone entourant le corps de l'implant. Les résultats obtenus avec la présente étude affirment qu'au niveau de l'os, les zones où plus de contraintes apparaît sont celles qui entourent l'implant. De plus, on constate également que dans cette étude [23] des fortes contraintes apparaissent dans la partie supérieure de l'os, correspondant à la zone d'insertion de l'implant.

La zone centrale de la couronne modélisée a été choisie comme point d'application de la charge, simulant la forme et l'anatomie d'une dent prémolaire. Seul ce point d'application de charge unique a été choisi pour simplifier la procédure, comme dans d'autres études [24,25].

9. Conclusion

La stabilité de l'implant dans l'os mandibulaire est un souci majeur dans la chirurgie dentaire postopératoire. Cette stabilité dépend, en partie biomécaniquement, de l'uniformité de la répartition des contraintes, de fixation et de réaction aux forces masticatoires dans l'interface os-implant.

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:

- La distribution des contraintes équivalente de von Mises n'est pas homogène, elles varient le long de l'os de sa partie supérieure vers sa partie inférieure;
- Les zones de contact avec l'implant sont le siège de forte contrainte;
- Les forces dans la direction linguo-buccal et la direction disto-mésial produisent plus de contraintes pour tous les composants par rapport à la force vertical;
- La charge occlusale est une variable importante dans le succès ou l'échec de la plupart des restaurations prothétiques;
- Pour les deux matériaux Titane et Zircon, nous n'observons pas de changement significatif en termes de contrainte maximale.

Références bibliographiques

[1] F. Gacnik, Z. R. Ren, and N. I. Hren, "Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone," *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, no. 12, pp. 1684-1692, Dec 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.09.013.

[2] OL. Bezzon, H Pedraszzi, O Zanicuelli, Da Silva TB, Effect of casting technique on surface roughness and consequent mass loss after polishing of NiCr and CoCr base metal alloys: A comparative study with titanium, *J Prosthet Dent*, 92 (3), 7- 274, (2004).

[3] Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85(6): 585–98.

- [4] Van Staden RC, Guan H, Johnson NW, Loo YC, Meredith N. Step-wise analysis of the dental implant insertion process using the finite element technique. *Clin Oral Implant Res* 2008;3:303–13.
- [5] Asikainen P, Klemetti E, Vuillemin T, Sutter F, Rainio V, Kotilainen R. Titanium implants and lateral forces. An experimental study with sheep. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:465–8.
- [6] Wehrbein H, Glatzmaier J, Yildirim M. Orthodontic anchorage capacity of short titanium screw implants in the maxilla. *Clin Oral Implant Res* 1997;8:131–41.
- [7] Akin-Nergiz N, Nergiz I, Schulz A, Arpak N, Niedermeier W. Reactions of periimplant tissues to continuous loading of osseointegrated implants. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1998;114(3):292–8.
- [8] Hurzler MB, Quinones CR, Kohal RJ, et al. Changes in peri-implant forces subjected to orthodontic forces and ligature breakdown in monkeys. *J Periodontol* 1998;69:396–404.
- [9] McGlumphy EA, Robinson DM, Mendel DA. Implant superstructures. A comparison of ultimate failure force. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7:35–9.
- [10] Binon PP, McHugh MJ. The effect of eliminating implant–abutment rotational misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:511–9.
- [11] Binon PP. The effect of implant–abutment hexagonal misfit on screw joint stability. *Int J Prosthodont* 1996;9:149–60.
- [12] Sebastian Saba, DDS, Cert. Pros *J Can Dent Assoc* 2001; 67(9):522-6.
- [13] Sütpideler M, Eckert SE, Zobitz M, An K-N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. *The International journal of oral & maxillofacial implants* [Internet]. 2004 Nov; 19(6):819–25).
- [14] Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation* [Internet]. 2005 Apr; 32(4):279–86.
- [15] Alves Pesqueira A, Coelho Goiato M, Gennari Filho H, Monteiro D, dos Santos D, Piza Pellizzer E, y cols. Use of Stress Analysis Methods to evaluate the Biomechanics of Oral Rehabilitation With Implants. *Journal Of Oral Implantology*. (2014, Apr); 40(2): 217-28.
- [16] Raoofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Movahhedi M. Comparison of the Effect of Three Abutment-implant Connections on Stress Distribution at the Internal Surface of Dental Implants: A Finite Element Analysis. *Journal Of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*. (2013, Summer2013); 7(3): 132-9.

- [17] Decarvalho Formiga M, Inoue R, Zanetti R, Zanetti A, Teixeira M, Takamatsu F. Evaluation using FEM on the stress distribution on the implant, prosthetic components and crown, with Cone Morse, external and internal hexagon connections. *Dental Press Implantology*. (2013, July); 7(3): 67-75.
- [18] Çimen H, Yengin E. Analyzing the Effects of the Platform-Switching Procedure on Stresses in the Bone and Implant-Abutment Complex by 3- Dimensional Fem Analysis. *Journal Of Oral Implantology*. (2012, Feb); 38(1): 20-6.
- [19] Anami L, da Costa Lima J, Takahashi F, Neisser M, Noritomi P, Bottino M. Stress Distribution Around Osseointegrated Implants with Different Internal-Cone Connections: Photoelastic and Finite Element Analysis. *Journal of Oral Implantology*. (2015, Apr);41(2): 155-162. Available from: *Dentistry & Oral Sciences Source*.
- [20] Bartlett DW, Shah P. A critical review of non-carious cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res*. 2006 Apr; 85(4): 306-12.).
- [21] Consolaro A. Diagnosis of occlusal trauma: Extrapolations for peri-implant bone region can be done. *Dental Press Implantol*. 2012 Oct-Dec; 6(4): 22-37.
- [22] Curtis, DA., Sharma, A., Finzen, FC., Kao, TR,. Occlusal considerations for implant restorations in the partially edentulous Patient. *J Calif Dent Assoc*. 2000, Vol. 28, p. 771-779.
- [23] Pérez pevida, E. Análisis biomecánico de la influencia del material de fabricación de implantes dentales en la transferencia de carga al terreno de soporte [en línea]. *Tesis Doctoral*. Zaragoza: Universidad de Zaragoza, 2017.
- [24] Koyano, K., Esaki, D. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines. *J Oral Rehabil*. 2016, Vol. 42, p. 153-161.
- [25] Sheridan, RA., Decker, AM., Plonka, AB., Wang, HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. 2016, Vol. 25, p. 829-838.

Chapitre VI

***Évaluation Biomécanique
de l'Effet de la Qualité
Osseuse sur les
Contraintes Interfaciales
Os/Implant***

Chapitre VI



Évaluation Biomécanique de l'Effet de la Qualité Osseuse sur les Contraintes Interfaciales Os/Implant

1. Introduction

Les travaux de Brånemark sur l'ostéointégration ont révolutionné le domaine de la dentisterie implantaire à tel point que l'implantation dentaire est devenant de plus en plus synonymes de thérapies prothétiques et de solutions permanentes au problème des dents manquantes, en remplaçant les fonctions physiologiques perdues. Les implants dentaires prothétiques rigides ne comprennent pas de ligaments parodontaux, qui fournir un support viscoélastique à la dent et favoriser la déformation élastique physiologique [1]. Le succès de l'implantologie dentaire est basé sur l'introduction du concept d'ostéointégration qui a révolutionné cette discipline en permettant le développement de systèmes d'implants cliniquement prévisibles.

Les implants dentaires peuvent échouer en raison de la destruction de l'os de soutien et de la perte d'intégration de l'implant à la suite du mastication [2,3]. Une compréhension de la biomécanique dentaire pourrait aider à établir certains principes et lignes directrices pour la conception des implants dentaires. La structure de l'interface osseuse support-implant présente un intérêt particulier compte tenu de sa vulnérabilité aux risques de détérioration par surcharge [4,5]. Il est donc important que les implants transmettent des forces sans endommager le support os.

La contrainte interfaciale os-implant est couramment analysée numériquement, en utilisant la méthode des éléments finis (FE) [6-11], pour déterminer le niveau de contrainte n'importe où dans les différents matériaux avec un comportement mécanique linéaire ou non linéaire [9,12]. La méthode des éléments finis a été démontrée comme un outil puissant pour étudier les systèmes biomédicaux complexes, ce qui peut réduire la complexité et la limitation des études in vivo et in vitro.

L'objectif principal de cette étude est d'élucider l'impact de la qualité et de la forme des os sur la durabilité à long terme des soins dento-implantaires en simulant les interactions os-implant, en utilisant la méthode FE. La relation entre les forces appliquées et les contraintes mécaniques inter-faciales générées dans le système os-implant ont été étudiées. Cette contribution numérique pourrait apporter des informations précieuses sur les causes de la perte osseuse autour des implants dentaires, ce qui pourrait aider à améliorer la conception chirurgicale des techniques de l'implantologie, ainsi que pour la planification d'une stratégie de traitement et la collaboration entre spécialistes.

2. Matériaux et méthodes proposées

La durabilité de l'ostéointégration et la répartition des contraintes autour de l'implant dépendent d'un os de bonne qualité entourant l'implant et d'une interface bien entretenue entre le biomatériau de l'implant et l'os. Cliniquement, les propriétés des matériaux osseux alvéolaires sont classées en quatre types, comme indiqué dans la figure ci-dessous :

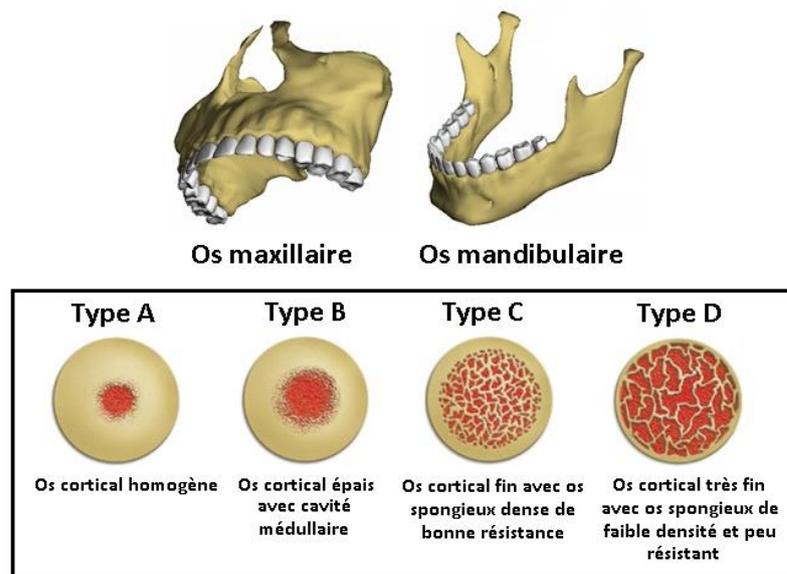


Figure 1 – Types de qualité osseuse

2.1. Modèle géométrique

Le modèle géométrique 3D implant-os a été créé à l'aide du logiciel SolidWorks (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). La structure cylindrique de l'implant, de diamètre = 3 mm, longueur = 11,5 mm et sans filetage, a été virtuellement insérée dans la structure osseuse à 8,5 mm l'une de l'autre. Chaque composant du système a été modélisé individuellement et assemblé pour obtenir le système os-implant global (Fig. 2). Le système implant-os unique a été simulé par une section cylindrique de diamètre = 20 mm de diamètre et de longueur = 15 mm.

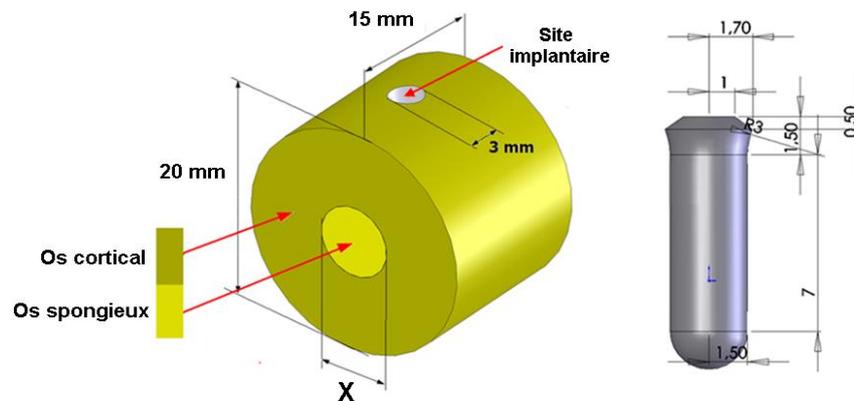


Figure 2 –Modèle géométrique tridimensionnel d'un implant dentaire et des os environnants

2.2. Qualité de la structure osseuse

Pour étudier l'effet de la qualité de l'os sur les contraintes générées dans l'os alvéolaire, quatre modèles différents de segment osseux ont été proposés, basés sur sa forme et sa qualité, conformément aux classifications publiées [13-17], comme illustré sur la Fig. 3 :

- I. Le type A représente un os très compact avec peu d'os spongieux (90 % d'os cortical) et le diamètre « x » de l'os spongieux = 6,32 mm.
- II. Le type B a un rapport équilibré entre la couche spongieuse (40 %, dense) et la couche corticale (60 %) ; diamètre x = 12,64 mm.
- III. Le type C a plus d'os spongieux (60%, dense) que d'os cortical (40%). Diamètre x = 15,5 mm.

IV. Dans le type D, la couche corticale est presque absente avec 90% d'os spongieux de faible densité. Cela représente la plus mauvaise qualité de l'os alvéolaire, avec $x = 18,96$ mm.

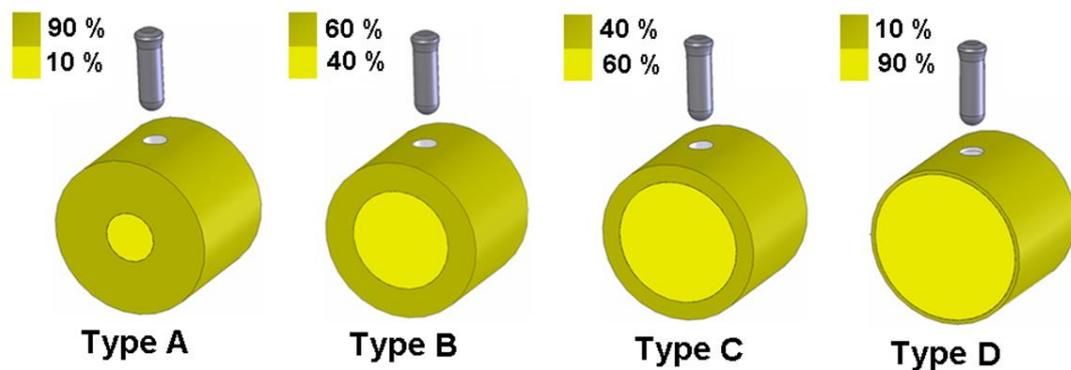


Figure 3 - Qualités osseuses considérées dans cette étude.

2.3. Modèles de matériaux

Les éléments du système 3D ont été exportés vers le logiciel ABAQUS v 9.0 (Dassault Systèmes, Vélizy-Villacoublay, France). Les caractéristiques mécaniques requises de l'implant et des matériaux osseux (module d'élasticité et coefficient de Poisson) ont été adoptées à partir de données précédemment rapportées [20-23] et présentées dans le tableau 1. Pour cette étude comparative, les propriétés de l'implant et du matériau osseux ont été supposées être élastique isotrope et linéaire.

Tableau 1. Propriétés élastiques des matériaux utilisés [20-23].

Composés	Matériaux	Module d'élasticité, E (GPa)	Coefficient de Poisson ν
Implant	Titane	110	0.3
Os : type A	Os cortical	13.7	0.3
	Os spongieux	1.37	0.3
Os : type B	Os cortical	13.7	0.3
	Os spongieux	1.37	0.3
Os : type C	Os cortical	13.7	0.3
	Os spongieux	1.37	0.3
Os : type D	Os cortical	13.7	0.3
	Os spongieux	0.270	0.3

2.4. Conditions aux limites et de chargement

Une ostéointégration implant-os complète a été supposée et simulée en fusionnant les nœuds sur les surfaces correspondantes [18, 19]. Des conditions aux limites et de chargement identiques ont été utilisées dans tous les modèles (Fig. 3). Les surfaces mésiales et distales du segment osseux cylindrique ont été rectifiées mécaniquement dans toutes les directions (Fig. 3). Une charge d'occlusion de $F = 70 \text{ N}$ a été appliquée sur la surface supérieure de l'implant le long de l'axe vertical de l'implant dans la direction coronale-apicale [24].

2.5. Maillage

L'interface os-implant étant soumise à des contraintes maximales sous charge occlusale, une analyse de sensibilité a été menée pour affiner le maillage à cette interface jusqu'à ce que la convergence des valeurs de contrainte soit atteinte (Fig. 4). Un total de 10 5004 éléments tétraédriques à nœuds et 18 590 nœuds ont été utilisés pour les analyses EF.

2.6. Modèle d'éléments finis

Des analyses par éléments finis ont été effectuées pour les valeurs de contrainte de von Mises dans l'implant et l'os environnant pour les quatre qualités osseuses. Les valeurs de contraintes pour les différentes classifications osseuses ont été comparées pour évaluer l'effet de la fixation de l'implant sur la qualité osseuse.

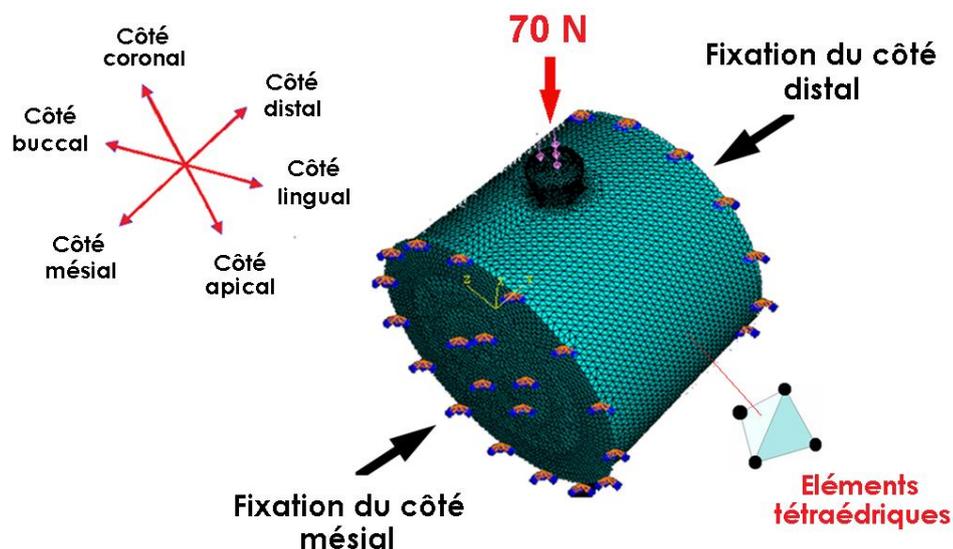


Figure 4 - Modèle par éléments finis de l'os et de l'implant soumis à une charge occlusale statique.

3. Résultats

En raison de la perte de la couche d'amortissement des ligaments lors de l'implantation, une transmission directe des contraintes à l'os entourant se produit en fonction des paramètres géométriques et structurels de l'implant [19, 20]. L'étude du comportement biomécanique des implants dentaires repose sur l'analyse des problèmes d'interaction entre l'os et la partie structurelle de l'implant. A l'heure actuelle, il est communément admis que, dans le cadre de l'étude de l'interaction os-implant, la transmission des efforts de l'implant à l'os de support se fait à travers une fine couche de l'os en contact avec l'implant appelée "*interface de l'os entourant l'implant*". L'interface est le siège de phénomènes biomécaniques complexes car elle génère des concentrations de contraintes importantes. Ces phénomènes sont fortement influencés par les caractéristiques mécaniques et géométriques de l'os support et de l'implant, et la nature de la charge appliquée.

La figure 5 montre l'interface os-implant aux coupes bucco-linguale et distale-mésiale, et exprimant les différentes contraintes dans l'os à ces interfaces. Un implant dentaire intra-osseux transmet à l'os les efforts masticatoires qui le supportent :

- a) le support de sa charge de base apicale dans l'os spongieux

$$F_A = Q_A S_A = 2\pi R^2 Q_A, \text{ et} \quad (1)$$

- b) la charge de frottement latéral F_I agissant à l'interface entre les deux couches osseuses (corticale et spongieuse) et l'implant

$$F_I = \tau_C S_C + \tau_S S_S = 2\pi R [L\tau_S + t(\tau_C - \tau_S)]. \quad (2)$$

Où:

Q_A : est la charge de contrainte osseuse apicale,

S_A : la surface apicale de l'implant,

R : le rayon de l'implant,

L : la longueur latérale de l'implant dans la partie spongieuse,

t : l'épaisseur de la couche osseuse corticale,

τ_C et τ_S : sont les contraintes osseuses latérales des couches corticale et spongieuse, respectivement,

S_C et S_S : sont les surfaces osseuses latérales des couches corticales et spongieuses autour de l'implant, respectivement.

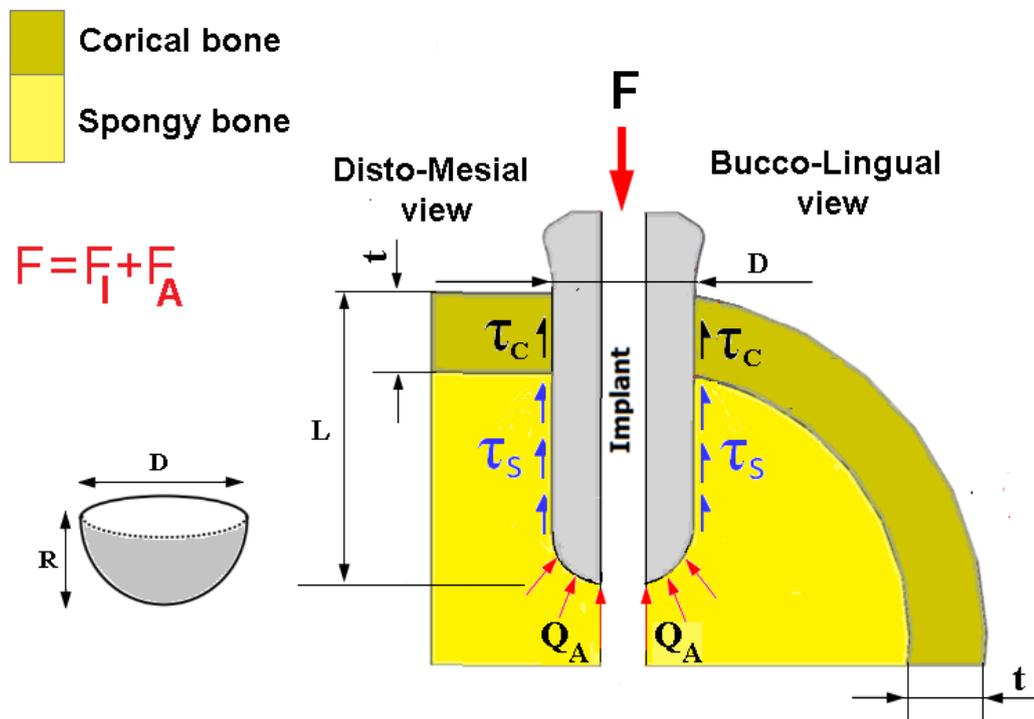


Figure 5 - Modèles de contraintes biomécaniques dans l'os autour de l'implant dentaire.

Selon les équations (1) et (2), la relation entre la conception de l'implant et la répartition des contraintes à l'interface os/implant est un point très important à comprendre. Il est clair que de nombreux facteurs affectent le transfert de charge à cette interface, tels que le type de charge ; les propriétés matérielles des composants du système ; la géométrie de l'implant ; son état de structure de surface et sa forme (diamètre et longueur) ; la qualité du tissu osseux environnant ; et la nature de cette interface elle-même.

Nos résultats numériques par élément finis montrent que la force occlusale déclenche des réponses différentes dans l'implant et le tissu osseux environnant selon leur importance, leur

caractéristique, leur direction [22-24]. Les résultats portent sur la répartition des contraintes dans l'os entourant l'implant et dans l'implant lui-même. Pour faciliter l'interprétation des données, nous séparons les résultats pour les contraintes dans l'implant, dans l'os cortical et dans l'os spongieux.

Cette approximation reste insatisfaisante dans la plupart des cas réels où les géométries des systèmes anatomiques osseux sont très complexes. D'autre part, la modélisation numérique par la méthode des éléments finis est considérée comme nous permettant un gain de détails appréciable sur les phénomènes mécaniques (contraintes, déformations, transfert de charge, facteurs d'intensité de contraintes, etc.) sur les composants du système implantaire.

En règle générale, la majorité des défaillances de biomatériaux peut être prédite en utilisant le critère von Mises, qui est plus accepté car il traite les phénomènes de défaillance et a été largement utilisé dans les études biomécaniques, [22-25]. De plus, la valeur de contrainte de von Mises est une variable scalaire définie en fonction de toutes les composantes des contraintes individuelles, ce qui permet une meilleure représentation de l'état des contraintes. La valeur de contrainte de von Mises équivalente est définie en fonction de l'état de contrainte principal par la formule suivante :

$$\sigma_e = \frac{1}{2} [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]^{1/2}, \quad (3)$$

où σ_1, σ_2 , and σ_3 et sont les contraintes principales

Après simulation informatique, les distributions de contraintes sur chaque composant du système implant-os ont été tracées avec une échelle de couleurs représentative. Les points les plus chauds représentent les zones avec la plus forte concentration de valeurs positives (traction), tandis que les zones les plus froides représentent les zones avec des valeurs plus faibles (compression).

3.1. Répartition des contraintes dans l'implant

La figure 4 montre la distribution des contraintes de von Mises dans l'implant. Dans tous les cas étudiés, la partie supérieure du corps de l'implant présente les contraintes les plus élevées. Ces contraintes se manifestent notamment dans l'interface du cou de l'implant avec l'os cortical environnant, et diminuent progressivement vers la zone apicale de l'implant. Ces observations ont été confirmées par plusieurs recherches [19-25]. et devraient être prises en

compte dans la conception des implants dentaires, en particulier au niveau de la zone du cou de l'implant.

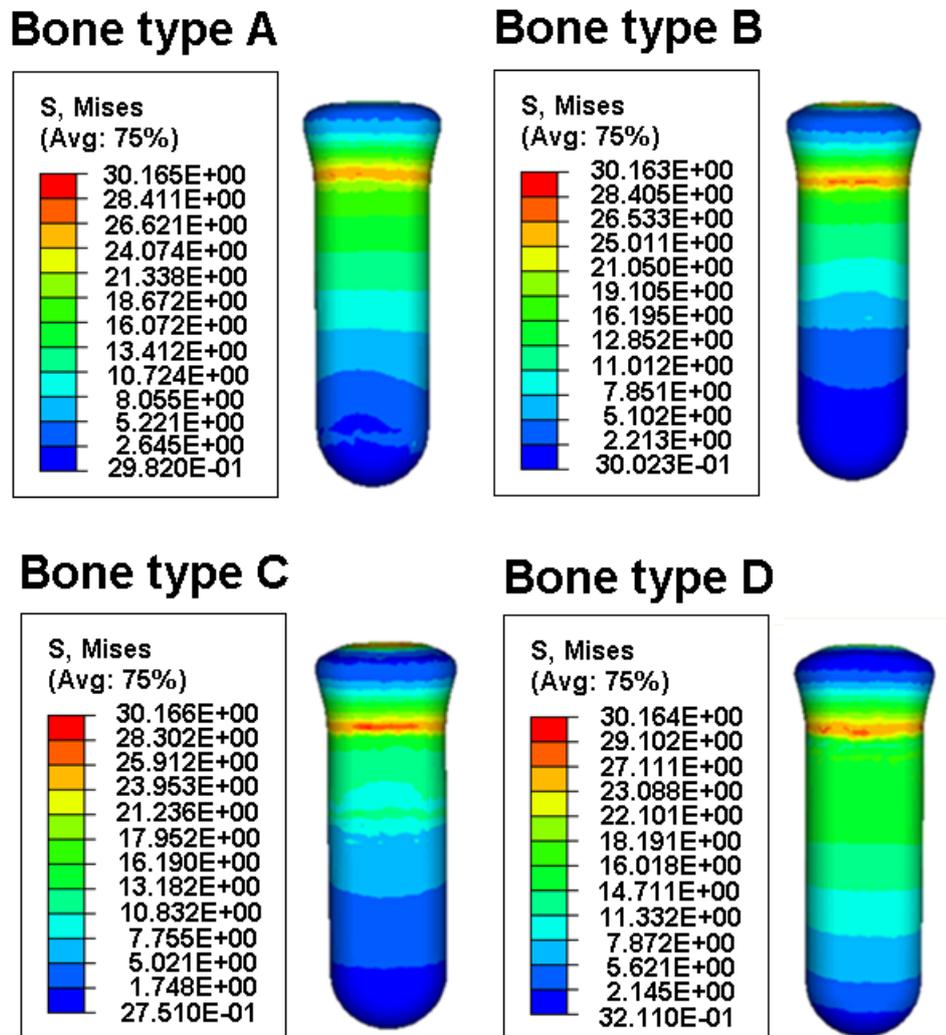


Figure 6 - Distribution des contraintes de von Mises sur l'implant.

Les résultats obtenus dans cette analyse confirment, d'un point de vue biomécanique, que l'implant est le composant le plus sollicité du système [22-25], car il constitue une zone principale de transfert des charges masticatoires aux tissus osseux.

3.2. Répartition des contraintes dans l'os

Pour cette condition de charge, une force appliquée normalement à la surface supérieure de l'implant dans la direction corono-apicale induit des contraintes équivalentes de von Mises dans l'os fortement situé sur la surface supérieure de l'os. Le maximum de ces contraintes a été enregistré sur la plaque cervicale externe de l'os (Figure 7), qui constitue une zone critique

principale qui subit des charges masticatoires via l'implant dentaire. D'un point de vue mécanique, cela est dû à deux raisons principales : a) les forces de compression exercées par les charges masticatoires sont transmises directement à l'os cortical, et b) le contact intime entre l'os cortical et l'interface de l'implant.

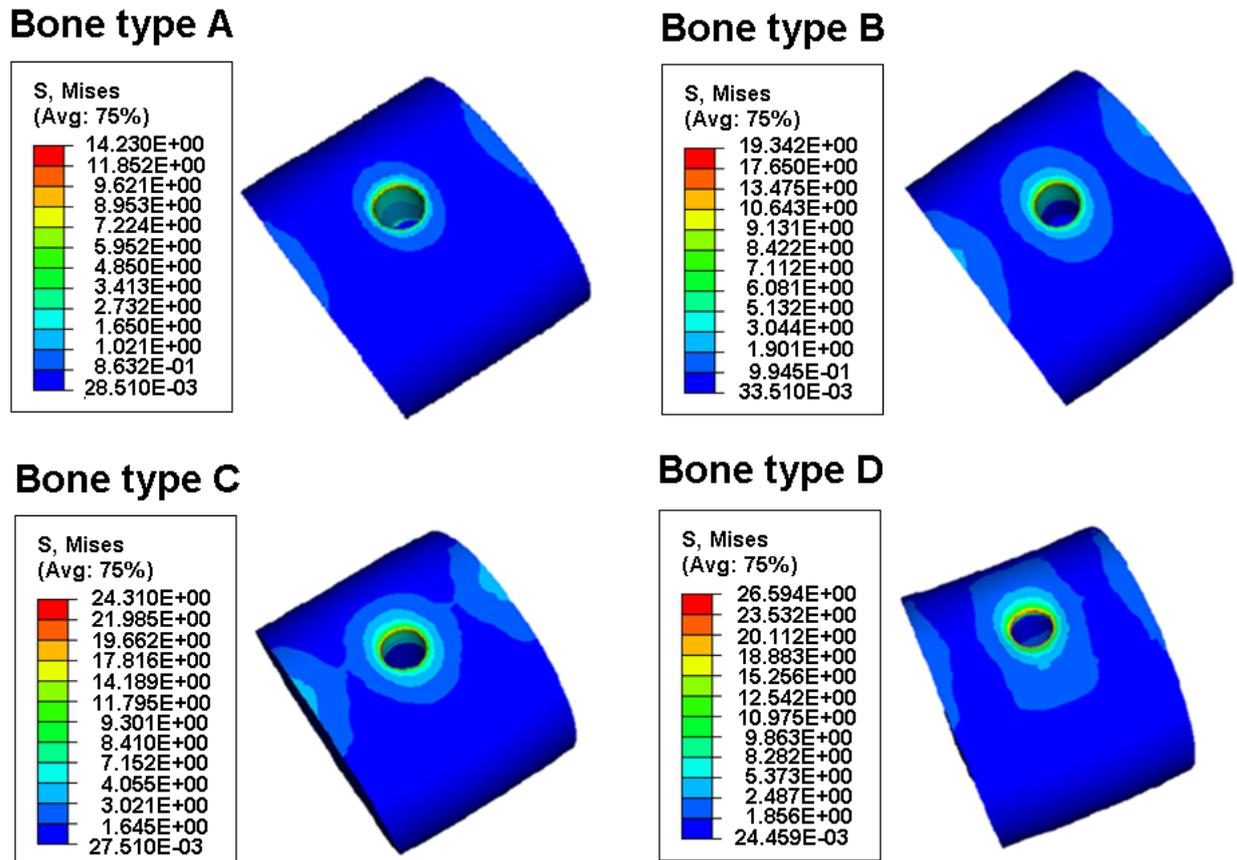


Figure 7 - Distribution des contraintes de von Mises sur l'os cortical

En revanche, la partie spongieuse de l'os en contact avec le sommet de l'implant a également connu un niveau de contrainte, mais avec des valeurs inférieures à celles de la partie corticale (Figure 8). Cela s'explique par les propriétés mécaniques de l'os cortical est environ dix fois plus rigide que l'os spongieux. Ces contraintes tendent à diminuer progressivement loin de l'interface implanto-osseuse.

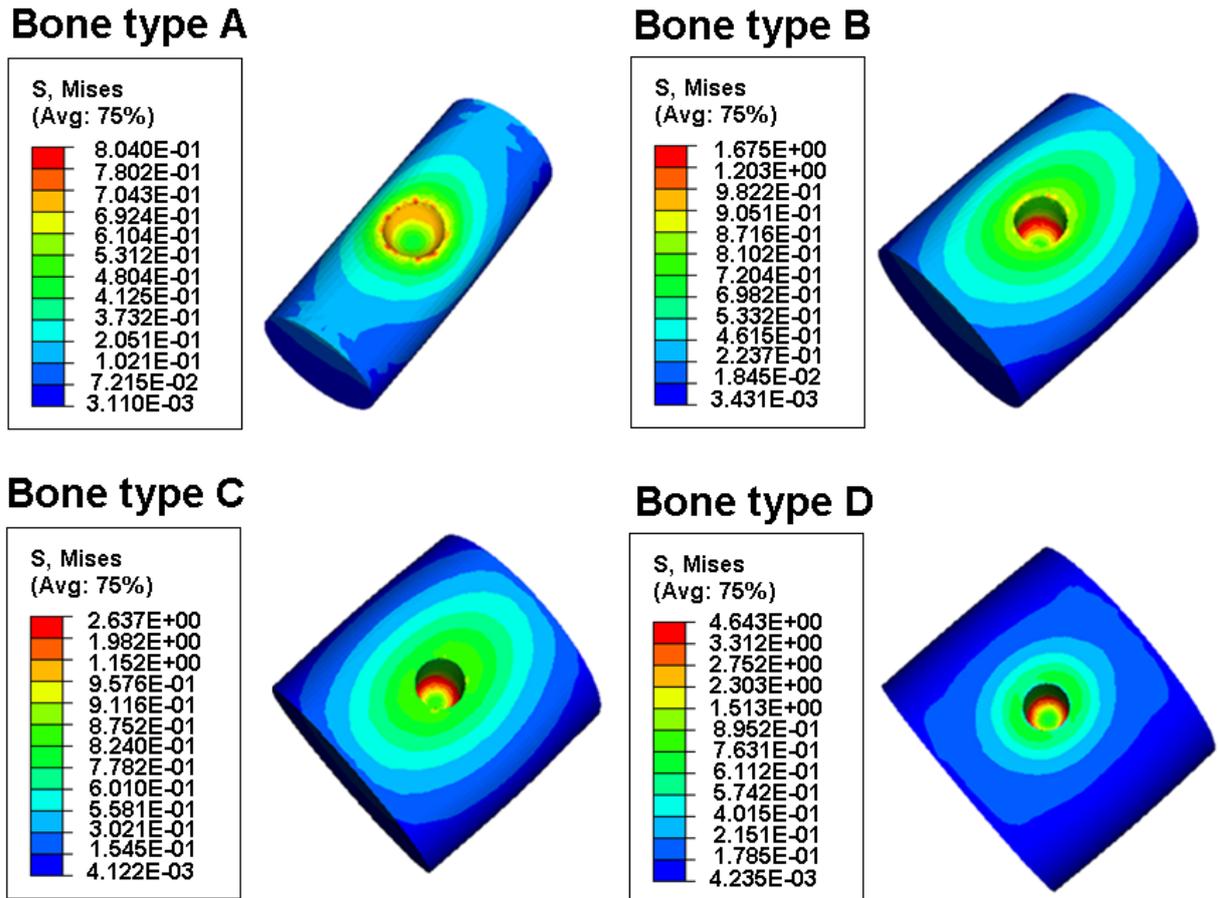


Figure 8 - Distribution des contraintes de von Mises sur l'os spongieux

D'autre part, les valeurs maximales de contrainte étaient les plus faibles dans l'os cortical du modèle de type A que dans les autres modèles des types B, C et D. Les valeurs maximales de contrainte de von Mises pour les os de type A, B, C et D étaient de 14.230, 19.342, 24.131 et 26.594 MPa, respectivement. Par rapport au modèle osseux de type A, nous avons observé une augmentation des valeurs maximales de contrainte dans l'os cortical de 86,9 % dans l'os de type D, 69,6 % dans l'os de type C et 35,9 % dans les modèles osseux de type B. De plus, le pic de contrainte dans l'os spongieux du modèle D était le plus élevé par rapport à ceux des modèles A, B et C. Ces valeurs de contrainte diminuaient progressivement loin de l'interface implanto-osseuse.

Les figures 9 et 10 montrent des lignes d'intersection le long de l'interface os-implant aux sections cervicale, linguo-buccale et disto-mésiale, respectivement. Des valeurs de contrainte de von Mises ont été tracées à ces interfaces pour comparer les variations des valeurs de ces contraintes dans l'os. Des représentations graphiques ont été utilisées pour comparer les niveaux de ces contraintes sous charge occlusale verticale pour les quatre systèmes os-

implant. Les valeurs maximales sont indiquées aux seuils P₁, P₂, P₃ et P₄ des côtés lingual, distal, buccal et mésial, respectivement. Dans cette étude, tous les modèles d'os-implant ont une symétrie orthogonale à l'axe symétrique de l'implant, pour cette raison, seuls les résultats des demi-plans dentaires, buccal-lingual et distal-mésial sont présentés. L'implant n'est pas présenté à des fins de clarté.

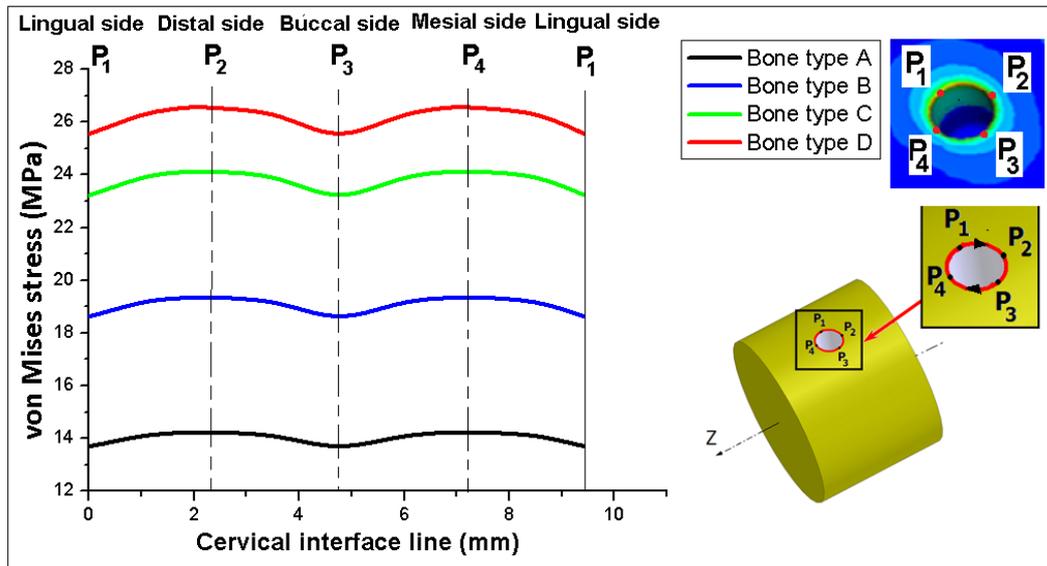


Figure 9 - Valeurs de contrainte de von Mises le long de la ligne cervicale à l'interface implant-os.

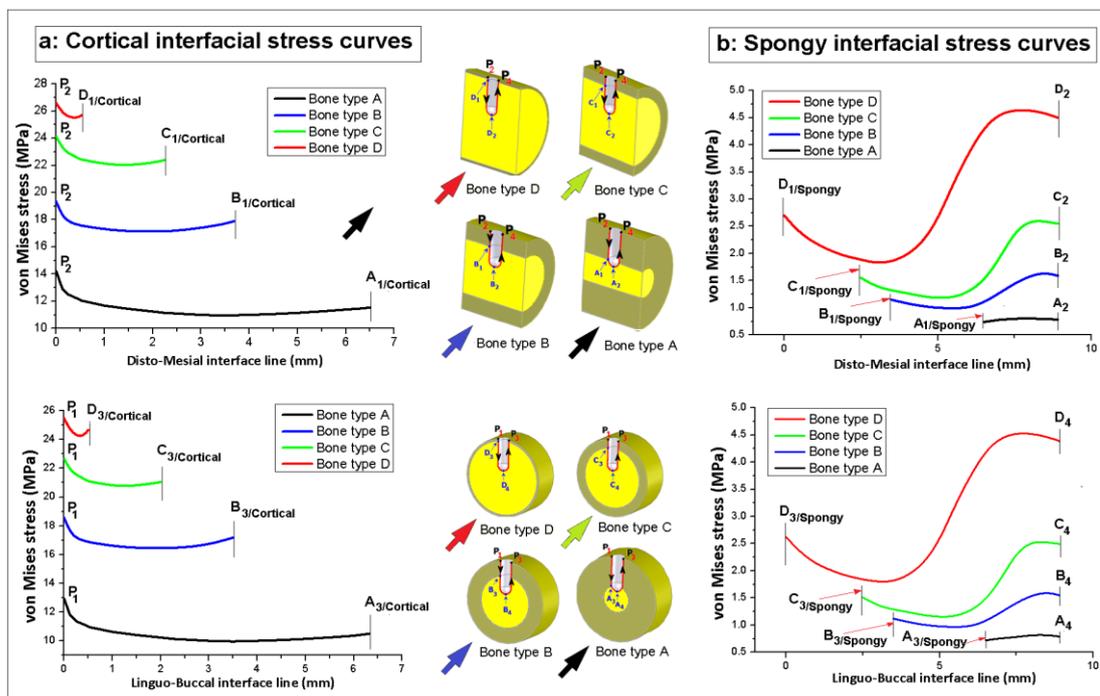


Figure 10 - Valeurs de contrainte de von Mises aux lignes d'interface linguo-buccale et disto-mésiale : a) courbes de contrainte interfacial cortical, b) courbes de contrainte interfacial spongieux.

Les résultats de l'analyse par éléments finis montrent une répartition inégale des contraintes le long de la ligne externe cervicale de l'interface de l'implant chargé de la douille osseuse pour les quatre modèles de type osseux. La figure 9 montre les concentrations de contraintes les plus élevées aux points P₂ et P₄ des côtés distal et mésial, respectivement. La figure 10 montre les valeurs de contrainte les plus élevées pour l'os de type D par rapport aux trois autres types d'os.

La figure 10.a montre les variations des contraintes équivalentes de von Mises le long de l'interface os cortical-implant et est présentée par rapport aux voies interfaciales disto-mésiales et linguo-buccales, respectivement, pour les quatre types d'os. Les distributions de contraintes montrent une diminution du niveau de contrainte dans la direction corono-apicale et une augmentation au niveau de la jonction os cortical-os spongieux aux points D₁/Cortical, C₁/Cortical, B₁/Cortical et A₁/Cortical du disto-mésial ligne. Des comportements similaires sont observés aux points D₃/Cortical, C₃/Cortical, B₃/Cortical et A₃/Cortical de la ligne linguo-buccale.

La Figure 10.b montre les distributions des contraintes de von Mises au niveau de la ligne d'interface implant-os spongieux dans les directions disto-mésiale et linguo-buccale, respectivement. Pour les deux directions, les valeurs de contrainte diminuent vers le côté apical, puis augmentent soudainement à l'interface apex de l'implant-os spongieux. Les niveaux de contrainte dans l'os spongieux augmentent à mesure que l'épaisseur de l'os cortical diminue. La zone spongieuse de l'os de type D est soumise aux niveaux de contrainte les plus élevés pendant la charge occlusale, par rapport aux types d'os A, B et C. Les résultats des modèles informatiques montrent que les valeurs de contrainte dans les os des types A et B sont généralement inférieures à celles des types C et D

4. Discussion

Une méthode d'évaluation de l'effet de la qualité de l'os alvéolaire sur la contrainte de von Mises dans l'implant et l'os a été présentée. La contrainte de Von Mises a été calculée car elle est couramment utilisée dans les études biomécaniques [23, 25]. Les défaillances des matériaux ductiles sont généralement prédites à l'aide du critère de von Mises, qui est basé sur l'énergie de distorsion du matériau. Toutes les contraintes principales sont impliquées dans le calcul de la contrainte de von Mises, permettant ainsi une meilleure représentation de la contrainte générée.

Des valeurs de contraintes élevées dans la zone du col de l'interface implant-os cortical, qui se sont progressivement réduites vers la zone apicale, montrent comment les forces masticatrices sont transférées de l'implant à l'os [24-26]. L'implant est soumis à des valeurs de contraintes plus élevées, par rapport à l'os mandibulaire car son module d'élasticité ($E = 110000$ MPa) est environ 8 fois et 80 fois supérieur à ceux de l'os cortical ($E = 13700$ MPa) et de l'os spongieux ($E = 1370$ MPa). Ces résultats démontrent que les charges occlusales agissant sur l'implant sont transférées directement à l'os environnant [25, 28].

Une forte concentration de contraintes interfaciales près de la jonction implant-os cortical pourrait entraîner une défaillance osseuse ou une instabilité de l'implant induite par la fatigue ou le risque de surcharge. En effet, plusieurs chercheurs ont indiqué que la surcharge occlusale est critique et provoque souvent une perte osseuse et une désostéointégration des implants [25, 27]. L'os cortical autour des implants dentaires fournit une zone de support pour les forces occlusales, suggérant que les implants pourraient être plus vulnérables à la perte osseuse par des contraintes mécaniques élevées, en particulier pour les os de faibles propriétés mécaniques comme dans les types d'os C et D. différence entre les propriétés mécaniques de l'os cortical et spongieux, les contraintes de von Mises dans ces régions sont présentées distinctement pour une meilleure comparaison [25, 27].

L'os cortical est environ dix fois plus rigide que l'os spongieux et est plus épais dans le modèle A par rapport aux autres modèles. Cela permet un meilleur transfert de charge depuis l'interface implant-os cortical par rapport aux modèles avec des os corticaux plus fins qui entraînent des zones de contrainte plus concentrées. En conséquence, l'os spongieux du modèle A est soumis à une contrainte maximale inférieure par rapport aux autres modèles avec des os corticaux plus minces.

La modélisation et le remodelage osseux est un processus physiologique complexe qui est contrôlé par le niveau d'activité des cellules ostéoblastes et ostéoclastes, qui sont sensibles à la variation des niveaux de contrainte mécanique. Par conséquent, la perte osseuse mécanistique se produit en raison d'un déséquilibre entre la quantité d'os résorbée par les cellules ostéoblastes et la quantité d'os formée par les cellules ostéoclastes [28]. Ceci explique la perte osseuse à l'interface implant-os cortical, où les concentrations de contraintes sont élevées. Par conséquent, une attention particulière doit être accordée à la zone de contact de l'implant avec la couche corticale de l'os [25-27]. Plusieurs études radiologiques ont rapporté que la zone du cou autour de l'implant subit une perte osseuse importante [25, 30]. Ceci est en accord avec nos résultats obtenus à partir de la méthode des éléments finis, confirmant que la zone osseuse

corticale adjacente à l'implant présente les niveaux de contrainte les plus élevés dans le système os-implant.

D'un point de vue médical, les charges occlusales répétitives sont susceptibles de provoquer une accumulation de microdommages dans l'os adjacent à l'implant [30, 31]. Le phénomène de perte osseuse crestale par effet de charge occlusale peut créer un environnement favorable à la croissance bactérienne anaérobie pouvant entraîner une grave résorption osseuse péri-implantaire progressive et, éventuellement, davantage de destruction osseuse [18, 19]. Ce support osseux insuffisant est critique, peut nuire à la stabilité de l'implant et augmenter le risque de désostéointégration de l'implant.

L'échec d'une implantation dentaire dû à une charge masticatoire physiologique sur l'implant peut survenir plusieurs années après une ostéointégration et une pose réussies. Elle se caractérise par une perte d'attache et une désostéointégration. Elle peut être soit progressive, soit se déclarer rapidement. La désostéointégration de l'implant peut entraîner une mobilité péri-implantaire importante, des douleurs et/ou une perte osseuse. Ce phénomène a été observé dans les types osseux C et D [18, 26].

Les valeurs de contrainte à l'interface implant-os ne peuvent pas être mesurées *in vitro*, mais peuvent être prédites par des méthodes informatiques. Par conséquent, des modèles informatiques des quatre différents types d'os ont été développés pour comparer l'influence des charges masticatoires sur la distribution des contraintes interfaciales dans l'os et aider à comprendre le comportement biomécanique des différentes qualités osseuses après l'implantologie dentaire. Les contraintes utilisées dans les modèles ont pris en compte l'effet d'une charge axiale occlusale dans toutes les directions car le comportement mécanique de l'os dans différentes directions est différent [22].

Des concentrations de contraintes aux points P_2 et P_4 le long de la ligne cervicale de l'interface alvéole osseuse-implant ont également été observées dans d'autres études, même pour des charges occlusales combinées [32]. Cependant, ce phénomène de concentration de contraintes dans les faces distale et mésiale n'est pas bien compris. D'après les connaissances de nos études antérieures [1, 25, 33], ce phénomène peut être justifié, a priori, par les conditions aux limites appliquées au système implant-os, ainsi que par la forme cylindrique de l'os.

Ainsi, l'axe osseux (P_2 P_4) peut être considéré comme la génératrice d'un cylindre. Lorsqu'une charge verticale est appliquée, l'action de cette charge est totale, contrairement à l'axe (P_1 P_3) qui est tangent au cylindre, donc l'action de la force verticale appliquée à l'implant se manifeste par une composante tangentielle uniquement. Pour cette raison, les deux points P^2

et P_4 présentent les valeurs de contraintes les plus élevées dans l'os qui reviennent à la plasticité en raison du risque de surcharge ou de charge masticatoire excessive. Ceci peut être observé cliniquement par une perte osseuse dans les zones P_2 et P_4 . Le niveau de contrainte le plus élevé prévu pour l'os de type D suggère que les implants dentaires sont plus susceptibles d'échouer lorsque l'os cortical est mince.

Les niveaux de contrainte élevés aux jonctions cortico-os spongieux des Figures 9 et 10 sont attribués à la géométrie à l'interface, comme indiqué sur la Figure 11. D'autre part, lorsque deux matériaux, avec des modules élastiques différents, sont collés sans intervenant matériau et que l'un d'eux est chargé, on observe une augmentation du niveau de contrainte à l'interface. Par conséquent, lors de la mise en charge masticatoire, l'os cortical devient une zone d'interaction entre deux champs de contraintes biomécaniques - la contrainte cervicale externe et la contrainte inter-osseuse interne. Lorsque les deux champs de contrainte sont très proches l'un de l'autre et que l'épaisseur de la couche corticale est diminuée, cette interaction de contrainte dans la couche corticale est amplifiée, ce qui peut conduire au descellement de l'implant. Du point de vue clinique, ces interactions mécaniques se traduisent par des signes et symptômes spécifiques de perte osseuse verticale importante associée à la formation d'une poche péri-implantaire.

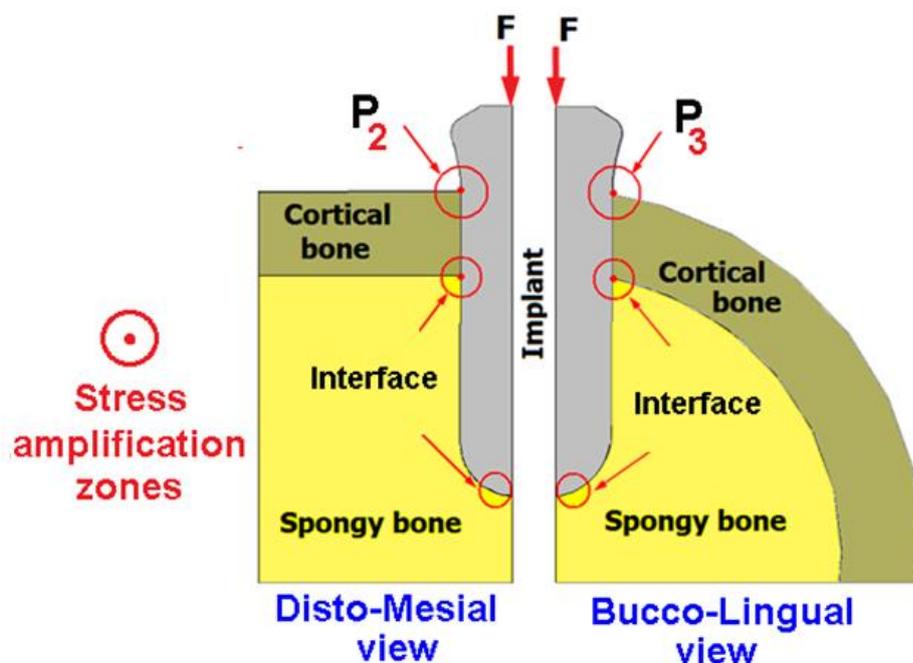


Figure 11 - Zones d'amplification des contraintes.

Les résultats des quatre modèles osseux montrent que les valeurs de contrainte dans la partie spongieuse sont très faibles par rapport à celles de la partie corticale. En effet, le transfert de

charge est plus élevée dans les matériaux à module d'élasticité élevé. Ainsi, la perte osseuse est localisée à l'interface os cortical-col de l'implant, sans aucune atteinte de la partie spongieuse autour de l'implant du côté apical qui reste ostéointégré. Ainsi, la destruction de l'os spongieux autour de l'implant peut devenir progressive par des effets de charge occlusale en fonction du temps. La capacité à réduire la perte osseuse peut entraîner des avantages esthétiques et cliniques majeurs. Par conséquent, d'autres études pour maintenir l'os cortical sont justifiées. L'optimisation de la géométrie du col de l'implant, qui est entouré par la couche osseuse corticale, est une technique qui nécessite des études complémentaires rétrospectives et à long terme dans le domaine de l'implantologie dentaire. D'autres études cliniques sont nécessaires pour mieux comprendre les risques pouvant entraîner la progression de la perte osseuse et pour développer des techniques plus efficaces de thérapie antibactérienne et de traitement chirurgical régénératif.

Les valeurs de contrainte plus faibles générées dans les types d'os A et B lors d'une charge masticatoire simulée indiquent un risque plus faible de lésions dans les os corticaux épais. Ces résultats concordent qualitativement avec les études précédemment rapportées [25-34], bien que les géométries d'implant et les conditions aux limites utilisées dans les autres modèles d'éléments finis soient différentes de celles adoptées dans notre étude. Il reste à souligner que le choix de la géométrie de l'implant n'est pas seulement dû à la nécessité de réduire les niveaux de contrainte, mais est parfois limité par des complications anatomiques [18, 19].

Des analyses avec variation de la qualité osseuse ont également été réalisées [15-17]. Ils ont prouvé que ces paramètres ont une forte influence sur la manière dont les contraintes interfaciales se répartissent dans l'os et sur la stabilité de l'implant. En effet la jonction os cortical-os spongieux joue un rôle important dans le comportement mécanique du système étudié, conduisant à une amplification des contraintes des implants qui peut être appréciée à travers le champ et l'amplitude des contraintes.

Dans cette étude, la condition idéale d'ostéointégration complète entre l'implant et l'os est considérée. Des analyses de contrainte ont été effectuées, en supposant une charge statique confinée, et les tissus osseux ont été modélisés comme des matériaux élastiques homogènes isotropes de revêtement. Ceux-ci ne constituent pas de véritables conditions cliniques en raison d'éventuels défauts d'ostéointégration entre l'os et l'implant, les dépendances temporelles, les charges fonctionnellement réparties et l'anisotropie du matériau, la non-homogénéité ainsi que le comportement non linéaire de l'os [17, 19, 25]. Néanmoins, ces limites ne gênent pas la pertinence des résultats de cette étude, qui concordent bien avec un

certain nombre d'études bien établies [28, 30]. Les hypothèses utilisées dans cette étude peuvent être considérées comme acceptables car elles fournissent des indications utiles et cliniquement acceptables.

La méthode des éléments finis offre une procédure efficace pour analyser des systèmes biomédicaux complexes, tels que la structure os-implant adoptée dans cette étude, sous une variété d'anatomie osseuse alvéolaire, de chargement occlusal, d'excitation et de conditions aux limites [25-28]. Les résultats de cette étude montrent que la méthode des éléments finis est une technique mathématique puissante pour les simulations *in vivo* et *in vitro*. Les résultats numériques obtenus par la méthode des éléments finis pourraient aider les prothodontistes à comprendre les conséquences physiologiques et les performances relatives des protocoles de traitement. De tels modèles pourraient être utilisés comme guide de planification préopératoire pour prédire les interactions biomécaniques complexes développées aux interfaces implant-os et os cortico-spongieux. Cela pourrait aider les prothodontistes à prendre des décisions éclairées sur les techniques de traitement chirurgical pour différentes qualités osseuses.

En fonction des résultats de cette étude, différents problèmes ont été étudiés avec la méthode des éléments finis allant de sujets plus cliniquement orientés liés à la qualité osseuse (par exemple, connaître les raisons qui conduisent à la perte osseuse et au risque d'implantation) à des problèmes plus fondamentaux traitant des aspects mécaniques. des processus biologiques (par exemple, contrainte et déformation autour des lacunes des ostéocytes) ainsi qu'avec le comportement biomécanique de l'os au niveau de son ultrastructure. Une meilleure compréhension de la relation entre la structure osseuse et la charge de mastication devrait être importante pour les tendances actuelles en matière de conception d'interfaces implantaires pour chaque type d'os, où la structure osseuse est considérée comme une source d'inspiration possible, ainsi que pour plus d'approches réussies pour connaître l'environnement péri-implantaire et sa pertinence pour le succès à long terme des implants ostéointégrés.

Sur la base des résultats obtenus, la recherche de solutions raisonnables permettant de réduire ces contraintes interfaciales implantaires est devenue un axe de recherche très important. Ainsi, d'un point de vue biomécanique, un facteur clé pour la prévisibilité des protocoles d'implantation est le développement d'implants et de conceptions de prothèses capables de fournir un certain degré de stabilité, sous une charge masticatoire standard. Plusieurs alternatives ont été étudiées, notamment des variations dans le positionnement de l'implant, la

conception de l'implant, la géométrie de la prothèse, les conditions de charge occlusive, les composants prothétiques et les biomatériaux utilisés [16, 18-20].

Depuis plusieurs années, de nombreuses études ont été menées pour obtenir une surface implantaire induisant une ostéointégration de meilleure qualité et plus rapide que la surface lisse [28, 31]. L'émergence d'implants à surface à la fois rugueuse et poreuse, vise à améliorer la qualité de l'ostéointégration en augmentant la surface implantaire. Cela optimise l'étendue de la surface d'interface os-implant avec plus de contact, ce qui se traduira par un ancrage osseux plus rapide et plus stable. Ce gain quantitatif et qualitatif du contact os-implant est en effet un atout indéniable dans les os clairsemés tels que les os de type C et D.

5. Conclusions

Les résultats des analyses par éléments finis montrent que la qualité de l'os alvéolaire est un paramètre majeur qui affecte les distributions de contraintes interfaciales autour des implants endo-osseux. Dans les limites de cette étude, les conclusions suivantes peuvent être tirées :

1. Le succès et la stabilité à long terme d'une implantologie dentaire dépendent de l'ostéointégration interfaciale continue et de la préservation de la qualité osseuse autour de l'implant.
2. Facteurs de risque, y compris les contraintes mécaniques élevées générées par les forces masticatoires, augmentées avec la rigidité du système implant-os.
3. Les anatomies de la mâchoire avec un os cortical fin peuvent présenter des risques importants pour les patients, notamment la perte osseuse et la désostéointégration des implants.

Sinon, nos découvertes ont révélé que les os corticaux plus fins étaient soumis à des valeurs de contrainte plus élevées, ce qui concorde avec les découvertes de chercheurs précédents. Cependant, cette étude fournit une explication biomécanique claire de ce phénomène, en particulier les niveaux de contrainte élevés développés à la suite des champs d'interaction de contrainte entre la jonction cortico-os spongieux et l'interface os cortical-col de l'implant le long de la ligne cervicale externe, et leurs relations avec le qualité de l'os alvéolaire. Ce phénomène était une cause majeure de perte d'os cortical autour du col de l'implant.

Références bibliographiques

- [1] Merdji, A., Mootanah, R., Bachir Bouiadjra, B., Benaissa, A., Aminallah, L., OuldChikh, B., Mukdadi, S., Stress analysis in single molar tooth, *Materials Science and Engineering C*, 33(2), 2013, 691-698.
- [2] Lang, L.A., Kang, B., Wang, R.F., Lang, B.R., Finite element analysis to determine implant preload, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(6), 2003, 539-546.
- [3] Waters N.E., Some mechanical and physical properties of teeth. *Symposia of the Society for Experimental Biology*, 34, 1980, 99-135
- [4] Kim, S.J., Kim, S., Choi, H., Woo, D., Park, Y.B., Shim, J.S., Kim Shim, J.S., Kim, H.S., Lee, K.W., A three dimensional finite element analysis of short dental implants in the posterior maxilla, *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 29(2), 2014, 155-164.
- [5] Kozlovsky, A., Tal, H., Laufer, B.Z., Leshem, R., Rohrer, M.D., Weinreb, M., Artzi, Z., Impact of implant overloading on the peri-implant bone in inflamed and non-inflamed peri-implant mucosa, *Clinical Oral Implants Research*, 18(5), 2007, 601–610.
- [6] Tang, C.B., Liu, S.Y., Zhou, G.X., Yu, J.H., Zhang, G.D., Bao, Y.D., Wang, Q.J., Nonlinear finite element analysis of three implant–abutment interface designs, *International Journal of Oral Science*, 4(2), 2012, 101–108.
- [7] Merdji, A., Della, N., Benaissa, A., Bachir Bouiadjra, B., Serier, B., Mootanah, R., Muslih, I., Mukdadi, O.M., Numerical analysis of dental caries effect on the biomechanical behavior of the periodontal system, *Journal of Nanotechnology in Engineering and Medicine*, 6(3), 2015, 031004.
- [8] Chen, X., Mao, B., Zhu, Z., Yu, J., Lu, Y., Zhang, Q., Yue, L., Yu, H., A three-dimensional finite element analysis of mechanical function for 4 removable partial denture designs with 3 framework materials: CoCr, Ti-6Al-4V alloy and PEEK, *Scientific Reports*, 9 (1), 2019, 13975.
- [9] Wu, T., Liao, W., Dai, N., Tang, C., Design of a custom angled abutment for dental implants using computer-aided design and nonlinear finite element analysis, *Journal of Biomechanics*, 43(10), 2010, 1941–1946.
- [10] Kitagawa, T., Tanimoto, Y., Nishiyama, N., Aida, M., Application of finite element analysis for taper implant-abutment joints in dental implant systems, *International Journal of Oral-Medical Sciences*, 7(1), 2008, 1-6.

- [11] Javed, F., Romanos, G.E., The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants: A literature review, *Journal of Dentistry*, 38(8), 2010, 612–620.
- [12] Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M., Mante, F., Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction, *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 1998, 80–88.
- [13] Siegele, D., Soltresz, U., Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(4), 1989, 100–113.
- [14] Lekholm U, Zarb GA. *Patient selection and preparation*. In: Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing Co., 1985.
- [15] Holmes, D.C., Loftus, J.T., Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *Journal of Oral Implantology*, 23(3), 1997, 104–111.
- [16] Tada, S., Stegaroiu, 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. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 18(3), 2003, 357–368.
- [17] Lee S, Gantes B, Riggs M, Crigger M. Bone density assessments of dental implant sites: 3. bone quality evaluation during osteotomy and implant placement, *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(2), 2007, 208–212.
- [18] Lee, C.C., Lin, S.C., Kang, M.J., Wu, S.W., Fu, P.Y., Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone, *Journal of Dental Sciences*, 5(3), 2010, 156-165.
- [19] Rasouli, G.A.A., Geramy, A., Yaghobee, S., Khorsand, A., Yousefifakhr, H., Rokn, A., Soolari, A., Evaluation of platform switching on crestal bone stress in tapered and cylindrical implants: a finite element analyses. *Journal of the International Academy of Periodontology*, 17(1), 2015, 2-13.
- [20] 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. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92(6), 2004, 523–530.

- [21] Chun, H.J., Park, D.N., Han, C.H., Heo, S.J., Heo, M.S., Koak, J.Y., Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 2005, 193–205.
- [22] Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., Takashima, F., Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing, *Clinical Oral Implants Research*, 2003, 14(1):97-102.
- [23] Van Staden, R.C., Guan, H., Loo, Y.C., Application of the finite element method in dental implant research, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9(4), 2006, 257–270.
- [24] Al-Sukhun, J., Kelleway, J., Helenius, M., Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants, I. Mathematical validation and experimental verification, *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 80(1), 2007, 234-46.
- [25] Merdji, A., Bachir Bouiadjra, B., Ould Chikh, B., Mootanah, R., Aminallah, L., Serier, B., Muslih I.M., *Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal combined dynamic loading*, *Materials & Design*, 36, 2012, 705-713.
- [26] Akca, K., Cehreli, M.C., Biomechanical consequences of progressive marginal bone loss around oral implants: a finite element stress analysis, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 44(7), 2006, 527-535.
- [27] Correia, A.R., Piloto, P., Campos, J.C., Vaz, M., Finite element analysis of the mechanical behavior of a partially edentulous mandible as a function of spongy bone density, *Revista Odonto Ciência*, 24(1), 2009, 22-27.
- [28] Santiago, J.F., Verri, F.R., de Faria Almeida, D.A., de Souza Batista, V.E., Lemos, C.A., Pellizzer, E.P., Finite element analysis on influence of implant surface treatments, connection and bone types. *Materials Science and Engineering: C*, 63(1), 2016, 292–300.
- [29] Beikler, T., Flemmig, T.F., Implants in the medically compromised patient, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 14(4), 2003, 305-316.
- [30] Lofaj, F., Kucera, J., Nemeth, D., Kvetkova, L., Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants, *Materials Science and Engineering: C*, 2015, 50:85–96
- [31] Enwei, Z., Fei, G., Analysis of static force and fatigue between thread structure of dental implant and contact surface. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 14(30), 2010, 5531–5534.

[32] Goiato, M.C., Pellizzer, E.P., da Silva, E.V., Bonatto, L., dos Santos, D.M., Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review, *Oral and Maxillofacial Surgery*, 19(3), 2015, 229-242.

[33] Ammar, H.H., Ngan, P., Crout, R.J., Mucino, V.H., Mukdadi, O.M., Three-dimensional modeling and finite-element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 139(1), 2011, 59-71.

[34] Von Recum, A., *Handbook of Biomaterials Evaluation: Scientific, Technical and Clinical Testing of Implant Materials*. New York, NY: MacMillian, 1986.

Conclusion Générale

Conclusion générale

L'implantologie s'est considérablement développée au cours de ces vingt dernières années avec des résultats cliniques probants. Cette évolution favorable fait des implants un moyen thérapeutique qui ne doit donc pas être occulté. A ce titre, l'implantologie est devenue une discipline à part entière en dentisterie. Il a été bien connu que le succès de ces implants dépende fortement de leur stabilité initiale et d'ostéointégration à long terme, dus à la distribution optimale des efforts dans l'os environnant.

La méthode numérique des éléments finis est un outil indispensable pour évaluer les champs de déplacement et de contraintes dans les pièces mécaniques aux géométries non triviales. Surtout, dans le cas de la biomécanique, cette évaluation devient plus compliquée, car le matériau osseux autour de l'implant doit être pris en compte, afin d'éviter sa surcharge et la nécrose du tissu biologique. Plusieurs facteurs influencent les résultats obtenus par la méthode des éléments finis : les conditions aux limites, les propriétés et comportements supposés des matériaux, la définition de l'interface os-implant, et les idéalizations apportées au modèle proposé pour simplifier l'étude.

Le comportement des implants dentaires et le pronostic de leur traitement dépendent fortement de la conception et des caractéristiques structurelles et mécaniques du système os-implant.

Dans le domaine de la biomécanique et de l'ingénierie en général, il est nécessaire et très important d'utiliser des modèles de comportement qui donnent des résultats corrects afin de les appliquer dans une variété de domaines, tels que le diagnostic, la conception des prothèses, la prévention des dommages, etc.

Notre objectif est de:

1. Développer un modèle numérique de l'articulation temporomandibulaire et de l'os mandibulaire, permettant l'analyse et la modélisation de la répartition des contraintes dans l'articulation temporomandibulaire, au sein de l'os alvéolaire et au contact os-implant.
2. Créer des modèles d'os alvéolaire indifférent avec différentes épaisseurs d'os cortical, en fonction de sa forme et de sa qualité, conformément aux classifications publiées, pour que nous montrons, numériquement par la méthode des éléments finis, l'effet de

la qualité de l'os alvéolaire et la distribution des contraintes de Von mises à l'interface os-implant lors du chargement occlusal.

Les résultats montrent clairement que:

- Les forces masticatoires dans la direction horizontal produisent plus de contraintes dans l'os alvéolaire par rapport à les forces vertical;
- La modélisation que nous avons proposée offre une véritable valeur ajoutée par rapport aux simulations de l'ATM existantes.
- Le comportement biomécanique de l'implant lors de l'application des charges occlusales et influencé par le type d'os dans lequel il est implanté, du point d'application et de l'intensité de la force occlusale.
- La concentration des contraintes dans l'os se produit principalement dans l'os cortical, cette couche étant plus résistante à la déformation en raison de son module d'élasticité plus élevé.
- Il existe une relation directe entre la durée de vie des structures et l'augmentation de la perte osseuse.
- Les champs de contraintes autour des implants ostéo-intégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant:
 - Le type de chargement;
 - La qualité de la surface et la nature de l'interface os-implant.