



République Algérienne Démocratique et Populaire  
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique  
Université Djillali Liabès de Sidi Bel Abbès  
Faculté des Sciences de l'Ingénieur  
Département de Mécanique



Numéro d'ordre : .....

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

Spécialité : Mécanique  
Option : Mécanique des Matériaux Avancés

Présenté par : SIFI Miloud

## COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES BIOMATERIAUX APPLICATION AUX IMPLANTS DENTAIRE

Soutenu le 21-06-2018 devant le jury composé de :

<i>Président : KADDOURI Kacem</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Directeur de thèse : SERIER Boualem</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de S.B.A</i>
<i>Co. Directeur : MERDJI Ali</i>	<i>Professeur</i>	<i>Université de Mascara</i>
<i>Examineur : ZIADI Abdelkader</i>	<i>Professeur</i>	<i>Centre Univ Ain Temouchent</i>
<i>Examineur : BOUAFIA Farida</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Centre Univ Ain Temouchent</i>
<i>Examineur : BOUZIANE M. Mokhtar</i>	<i>Maitre de conférences</i>	<i>Université de Mascara</i>

*À ma mère et mon père en témoignage de  
l'amour et du respect que je leur réserve,  
en reconnaissance de leurs sacrifices et de  
leurs encouragements.*

*À ma femme qui m'a énormément aidé,  
par sa patience dans les moments  
difficiles et par ses encouragements.*

*À ma chère petite fille Amira, ma fille  
Yousra et à mes fils Mohamed et Anes.*

*À mes frères et sœurs.*

*À tous mes amis et à tous ceux qui m'ont  
aidé à achever cette thèse.*

## **Remerciements**

*J'adresse mes plus sincères remerciements :*

*A Mr **SERIER Boualem**, Professeur à l'Université de Sidi Bel Abbes, qui m'a accordé l'honneur de diriger ce travail, sa précieuse aide et ses encouragements, pour m'avoir judicieusement conseillé tout au long de ce travail.*

*A Mr **KADDOURI Kacem**, Professeur à l'Université de Sidi Bel Abbes, d'avoir accepté la présidence du jury de ce travail, qu'il trouve ici l'expression de mon profond respect.*

*A Mr **MERDJI Ali**, Professeur à l'Université de Mascara, pour son aide précieuse et son soutien moral le long de ce travail ainsi que son encouragement. Je lui sais gré de sa collaboration et de ses précieux conseils.*

*Mes vifs remerciements également à **Messieurs, ZIADI Abdelkader**, Professeur au niveau du Centre Universitaire de Ain Temouchent, **BOUZIANE Mohamed Mokhtar**, Maître de Conférence à l'Université de Mascara et **BOUAFIA Farida**, Maître de Conférence au Centre Universitaire de Ain Temouchent qui m'ont fait l'honneur pour avoir accepté d'être président et membres de jury.*

*Je remercie également tout le personnel de laboratoire LMPM. Ils ont vraiment tenu à m'aider avec les meilleurs de leurs expériences. Ils m'ont transmis la volonté de continuer sur mon chemin. Qu'ils retrouvent ici l'expression de ma reconnaissance éternelle.*

*Mes remerciements également pour toute l'équipe de département de Mécanique de l'université Djillali Liabès qui m'a permis de réaliser mon rêve de continuer mes études, sans oublier le département de mécanique de l'université de Mascara et tous ses enseignants.*

## ملخص :

الهدف من هذه الدراسة هو التحليل ثلاثي الأبعاد للقيود البيوميكانيكية ومستواها في المواد الحيوية لبدلة الأسنان والعظام المحيطة تحت تأثير الضغوط الميكانيكية الخارجية. من المعروف أن نجاح زراعة الأسنان يعتمد على الثبات الأولي للزرع وعلاجه على المدى الطويل بسبب التوزيع الأمثل للقيود الميكانيكية الحيوية في نظام الزرع / العظام. وقد تم تحليل العديد من العضلات ، بما في ذلك تصميم الغرسة ، والهندسة الاصطناعية ، وشروط القوة الخارجية المطبقة ، واستخدام المواد الحيوية. وهكذا ، فإن العمل الذي نقدمه في هذه الرسالة يتناول تحليل عددي ثلاثي الأبعاد بواسطة طريقة العناصر المحددة لتأثير المسافة بين الغرسة ، وطبيعة الأطعمة التي تمضغها ، وجودة العظم ، على المستوى والتوزيع. ما ولدت في العظام والمواد الحيوية التي تشكل الطرف السني. هدف هذه الدراسة هو تحليل المخاطر الناجمة و يتم تقييمها بواسطة تقنيات تحليل العناصر المحدودة ثلاثية الأبعاد و باستخدام برنامج للتحميل الزائد للعناصر الاصطناعية والعظمية. التقدير المناسب لهذه التأثيرات يسمح بتحديد المواقع الصحيحة للزرعات في مواقع العظام من أجل تجنب فشل عملية التفويض العظمي وضمان نجاح عملية الزرع.

## الكلمات المفتاحية :

الأسنان الاصطناعية، السلوك الميكانيكي، مسافة التفاعل، المواد الحيوية، سلوك ثابت، طريقة العناصر المحدودة، محاكاة.

# Résumé

Le but de cette étude est l'analyse tridimensionnelle des contraintes biomécaniques et de leur niveau dans les biomatériaux de la prothèse dentaire et l'os environnant sous l'effet de sollicitations mécaniques extérieures. Il est bien connu que le succès d'implantologie dentaire dépend de la stabilité initiale de l'implant et de son ostéo-intégration à long terme dû à la distribution optimale des contraintes biomécaniques dans le système implant/os. Plusieurs dilemmes ont été analysés, comprenant notamment de la conception d'implant, de la géométrie de prothèse, des conditions de forces extérieures appliquées, et des biomatériaux utilisés. Ainsi, le travail que nous présentons dans cette thèse porte sur une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de l'effet de la distance inter-implantaire, la nature des aliments mastiqués, et la qualité osseuse, sur le niveau et la distribution de la contrainte biomécanique équivalente de Von Mises engendrée dans l'os et les biomatériaux qui constituent la prothèse dentaire ont été mis en évidence. Cette étude a été évaluée par les techniques d'analyse tridimensionnelles par éléments finis en utilisant le logiciel Abaqus 3D afin d'analyser les risques de surcharge mécanique dans les éléments prothétiques et osseuses. Une estimation appropriée de ces effets permet de positionnement correct des implants dans les sites osseux afin d'éviter l'échec d'ostéointégration et assurer le succès de l'implantation.

## Mots-clés :

Implant dentaire, comportement mécanique, distance d'interaction, biomatériaux, comportement statique, éléments finis, simulation.

# Abstract

The aim of this study is the three-dimensional analysis of the biomechanical stresses and their level in the biomaterials of the dental prosthesis and the surrounding bone under the effect of external occlusal forces. It is well known that the success of implantology is depends on the initial stability of the implant and its long-term osseointegration due to the optimal distribution of biomechanical stress in the implant / bone system. Several dilemmas have been analyzed, including implant design, prosthetic geometry, applied external force conditions, and used biomaterials. Thus, the work that we present in this thesis deals with a three-dimensional numerical analysis by 3D finite element method of the effect of inter-implant distance, the nature of the foods being chewed, and bone quality, on the level and distribution of the biomechanical equivalent von Mises stress generated in the bone and the biomaterials that make up the dental prosthesis were highlighted. This study was evaluated using three-dimensional finite element analysis techniques using Abaqus 3D software to analyze the risks of mechanical overload in prosthetic and bone elements. Appropriate estimation of these effects makes it possible to correctly position the implants in the bone sites in order to avoid the failure of osseointegration and to ensure the successful implantation.

## Keywords:

Dental implants, the mechanical behavior, interaction distance, biomaterials, static behavior, finite element, simulation.

# Sommaire

<b>Introduction</b> .....	1
<b>Chapitre 01. Implantologie Dentaire</b>	
1.1 Introduction .....	5
1.2 Historique de l'implantologie dentaire .....	5
1.2.1 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C) .....	6
1.2.2 Période médiévale (de 1000 à 1800).....	6
1.2.3 Période fondamentale (de 1800 à 1910) .....	6
1.2.4 Période Pré moderne (de 1910 à 1930) .....	7
1.2.5 Période moderne (de 1930 à 1978).....	7
1.2.6 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Brånemark) .....	7
1.2.7 Période post Brånemarkienne (mise en charge immédiate avec implants ostéo-intégrés).....	8
1.3 Remodelage osseux et réponse osseuse à l'implantation.....	9
1.3.1 Introduction.....	9
1.3.2 Tissu osseux.....	10
1.3.2.1 Constituants de l'os .....	10
1.3.2.2 Classification osseuse .....	10
1.3.2.3 Structure de l'os .....	11
1.3.2.4 Os cortical ou compact .....	11
1.3.2.5 Os spongieux ou trabéculaire.....	11
1.3.3 Cellules osseuses .....	12
1.3.3.1 Ostéoclastes .....	13
1.3.3.2 Ostéoblastes .....	14
1.3.3.3 Ostéocytes.....	15
1.4 Implantologie et remodelage osseux .....	15
1.4.1 Implantologie .....	15
1.4.1.1 Définition.....	15
1.4.1.2 Types et formes des implants dentaires .....	16
1.4.1.3 Morphologie générale des implants .....	18
1.4.1.3.1 Morphologie des spires.....	19
1.4.1.3.2 Etat de surface.....	19
1.4.1.4 Implants cylindriques en vis .....	20
1.4.1.4.1 Classification selon le col d'implant.....	20
1.4.1.4.2 Classification selon le corp d'implant .....	21
1.4.1.4.3 Classification selon les dimensions.....	22
1.4.1.5 Résistance de l'implant dentaire .....	22
1.4.1.6 Problèmes pour le placement des implants dentaires .....	22
1.4.2 Réponse osseuse à l'implantation .....	23
1.4.2.1 Historique de l'ostéo-intégration.....	23
1.4.2.2 Réponse osseuse à l'implantation selon Brånemark .....	24
1.4.2.3 Prérequis pour l'obtention de l'ostéo-intégration et son maintien à long terme selon Brånemark .....	24
1.4.2.4 Réponses osseuse de l'os spongieux.....	25

1.4.2.4.1 Phase1 .....	25
1.4.2.4.2 Phase2 .....	26
1.4.2.4.3 Phase 3: .....	27
1.4.2.4.4 Phase 4 .....	28
1.4.2.5 Réponses osseuse de l'os cortical.....	29
1.4.2.6 Réponse osseuse lors de la survenue d'une pathologie d'origine infectieuse ou biomécanique .....	30
1.4.2.7 Conséquences du remodelage osseux sur l'anatomie des maxillaires et de la mandibule.....	30
1.4.2.8 Complications et échecs fonctionnels .....	31
1.4.2.9 Complications et échecs mécaniques.....	31
1.5 Conclusion.....	32
2.1 Biomécanique de l'os.....	35
2.1.1 Introduction.....	35
2.1.2 Domaines d'application de la biomécanique .....	35
2.1.3 Comportement et Propriétés mécaniques de l'os .....	36
2.1.3.1 Résistance en traction .....	37
2.1.3.2 Résistance en compression.....	38
2.1.3.3 Résistance au cisaillement .....	38
2.1.3.4 Résistance en flexion.....	38
2.1.3.5 Résistance en torsion .....	38
2.2 Biomécanique dentaire .....	39
2.2.1 Biomécanique de la connexion os-implant.....	39
2.2.2 Contacts dentaires et forces occlusales pendant la mastication.....	39
2.2.3 Transmission des forces au niveau de l'interface os/implant.....	40
2.2.4 Forces appliquées sur la dent.....	41
2.2.4.1 Forces fonctionnelles.....	42
2.2.4.2 Forces pathologiques.....	42
2.3 Biomatériaux dentaires .....	43
2.3.1 Différentes classes de biomatériaux .....	43
2.3.1.1 Classification biologique .....	44
2.3.1.2 Classification fonctionnelle.....	45
2.3.2 Titane : propriétés et applications clinique.....	47
2.3.2.1 Introduction .....	47
2.3.2.2 Structures et propriétés chimiques .....	48
2.3.2.3 Propriétés physiques.....	49
2.3.2.4 Propriétés mécaniques .....	50
2.3.2.5 Utilisation de matières inertes.....	50
2.3.2.6 Titane et alliages :.....	50
2.3.3 Céramiques.....	51
2.3.3.1 Introduction .....	51
2.3.3.2 Définitions.....	52
2.3.3.3 Porcelaine .....	53
2.3.3.4 Céramiques dentaires.....	53
2.3.3.5 Verre.....	53
2.3.3.6 Classification des céramiques Selon Sadoun et Ferrari .....	53



2.3.4	Biocompatibilité.....	54
2.3.4.1	Propriétés chimiques .....	54
2.3.4.2	Propriétés biologiques.....	54
2.4	Conclusion.....	55
3.1	Introduction .....	59
3.2	Modélisation numérique.....	60
3.3	Modélisation par éléments finis.....	62
3.4	Réalisation d'un modèle par éléments finis.....	65
3.5	Outils de modélisation par éléments finis .....	65
3.5.1	Logiciel de simulation numérique Abaqus .....	66
3.5.1.1	Structure et tâches.....	67
3.5.1.1.1	Module « PART » .....	67
3.5.1.1.2	Module « PROPERTY ».....	68
3.5.1.1.3	Module « ASSEMBLY » .....	68
3.5.1.1.4	Module « STEP ».....	68
3.5.1.1.5	Module « INTERACTION ».....	68
3.5.1.1.6	Module « LOAD ».....	68
3.5.1.1.7	Module « MESH ».....	68
3.5.1.1.8	Module « JOB » .....	69
3.5.1.1.9	Module « VISUALIZATION ».....	69
3.5.1.1.10	Module « SKETCH ».....	70
3.5.2	L'arbre du modèle.....	70
3.5.3	Méthodologie .....	70
3.5.4	Discussion .....	71
3.6	Modélisation du système os-implant.....	71
3.6.1	Acquisition de l'information.....	73
3.6.2	Inhomogénéité et Anisotropie.....	74
3.6.3	Conditions de charge .....	74
3.6.4	Évaluation du remodelage osseux .....	74
3.7	Limitations de l'approche numérique .....	75
3.8	Applications en implantation dentaire.....	75
3.9	Conclusion.....	81
4.1	Introduction .....	85
4.2	Modèle géométrique .....	86
4.3	Propriétés des matériaux utilisés.....	88
4.4	Modèle d'éléments finis.....	89
4.5	Analyse statique .....	90
4.5.1	Conditions de chargement.....	90
4.5.2	Effets d'interactions.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.6	Analyses par éléments finis .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.6.1	Cas d'un seul implant.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.6.2	Cas trois implants .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.7	Analyses des résultats.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.7.1	Os alvéolaire.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.7.2	Abutment .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
4.7.3	Implant.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>

4.7.4 Inter-distance Implant-Implant.....	Erreur ! Signet non défini.
4.8 Discussion .....	Erreur ! Signet non défini.
4.9 Conclusion.....	91
5.1 Introduction.....	95
5.2 Model géométrique.....	96
5.3 Propriétés des matériaux.....	Erreur ! Signet non défini.
5.4 Modèle d'éléments finis.....	Erreur ! Signet non défini.
5.5 Conditions aux limites .....	Erreur ! Signet non défini.
5.6 Résultats et analyses.....	Erreur ! Signet non défini.
5.6.1 Effets de la nature des aliments .....	Erreur ! Signet non défini.
5.6.1.1 Implant .....	Erreur ! Signet non défini.
5.6.1.2 Abutment.....	Erreur ! Signet non défini.
5.6.1.3 Os mandibulaire .....	Erreur ! Signet non défini.
5.7 Discussion .....	Erreur ! Signet non défini.
5.8 Conclusion.....	97
6.1 Introduction.....	102
6.2 Géométrie et Modèles 3D du Système Implantaire.....	103
6.3 Propriétés du matériau .....	Erreur ! Signet non défini.
6.4 Modèle d'éléments finis.....	Erreur ! Signet non défini.
6.5 Conditions aux limites .....	Erreur ! Signet non défini.
6.6 Résultats et analyses.....	Erreur ! Signet non défini.
6.6.1 Effets de la qualité osseuse .....	Erreur ! Signet non défini.
6.6.2 L'os mandibulaire.....	Erreur ! Signet non défini.
6.6.3 Implant.....	Erreur ! Signet non défini.
6.6.4 Abutment .....	Erreur ! Signet non défini.
6.7 Analyse et discussion.....	Erreur ! Signet non défini.
6.8 Conclusion.....	103
<b>Conclusion Générale.....</b>	<b>139</b>

## Liste des figures

Figure 1. 1 : Implant de Branemark .....	8
Figure 1. 2 : Schématisation des quatre types osseux selon Lekholm .....	11
Figure 1. 3 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse .....	13
Figure 1. 4 : Implant dentaire entre deux racines dentaires .....	16
Figure 1. 5 : Prothèses dentaires en coupe .....	16
Figure 1. 6 : Différents systèmes d'implants cylindriques ou cylindro-coniques .....	17
Figure 1. 7 : Implants sous muqueuses .....	17
Figure 1. 8 : Implants endo-osseux à insertion latérale : .....	17
Figure 1. 9 : Implants endo-osseux à insertion verticale .....	18
Figure 1. 10 : Structure d'un implant cylindrique en vis .....	20
<b>Figure 1. 11 : Contact intime entre tissu osseux .....</b>	<b>24</b>
Figure 1. 12 : Schémas comparatifs implant et implant ostéointégré / non ostéointégré .....	24
Figure 1. 13 : Formation d'un caillot dans les heures suivant la pose d'un implant .....	26
Figure 1. 14 : Angiogenèse dans les jours suivant la pose d'un implant .....	26
Figure 1. 15 : Ostéogenèse de contact .....	27
Figure 1. 16 : Apposition osseuse centrifuge à partir de la surface rugueuse .....	28
Figure 1. 17 : Os tissé .les fibres collagénique courent dans toutes les directions de manière aléatoire .....	28
Figure 1. 18 : Os haversien .....	29
Figure 1. 19 : Os haversien .....	29
Figure 1. 20 : Réaction osseuse de corticalisation autour d'implants .....	30
Figure 2. 1 : Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale .....	41
Figure 2. 2 : Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal .....	43
Figure 2. 3 : Bridge dentaire en céramique .....	46
Figure 2. 4 : Tige d'une PTH, implant dentaire et électrodes de pacemaker en titane, plaques d'ostéosynthèse en Inox-316L, et vis en Ti-6Al-4V .....	46
Figure 2. 5 : Similarité des deux structures : os spongieux et mousse de titane .....	47
Figure 2. 6 : Cristallographie du titane pur en fonction de la température .....	49
Figure 3. 1 : Maillage par éléments finis d'un système os-implant] .....	61
Figure 3. 2 : Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis .....	63
Figure 3. 3 : Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire, des dents et d'un implant dentaire .....	63
Figure 3. 4 : Exemple de maillage de mandibule permettant l'étude d'un modèle par éléments finis avec le logiciel ABAQUS .....	64
Figure 3. 5 : Simulation numérique de la mise en charge d'un implant dentaire .....	65
Figure 3. 6 : Types de maillages possibles dans Abaqus .....	69
Figure 3. 7 : Structure et composition de l'os mandibulaire .....	72
Figure 3. 8 : Modélisation par logiciel d'éléments finis d'un os mandibulaire évaluant la répartition des contraintes lors de la mastication .....	73
Figure 3. 9 : Exemple de conception 3D d'un os mandibulaire .....	73
Figure 4. 1: Modèles de prothèses dentaires analysées.....	87
Figure 4. 2: Représentation de la prothèse dentaire et de ses composants.....	88
Figure 4. 3: Maillage des éléments de la prothèse dentaire .....	90

Figure 4. 4: Conditions aux limites et Chargements appliqués à la prothèse dentaire .... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 4. 5: Représentation de la distance inter implant ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure: 4. 6 Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans la structure dentaire composée d'un seul implant ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure: 4. 7 Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans la structure dentaire composée de trois implants ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 4. 8 : Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans l'os.. **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 4. 9: Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans l'abutment d'une structure dentaire composée de trois implants ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 4. 10 : Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans l'os **Erreur ! Signet non défini.**

Figure: 4. 11 Variation de la contrainte équivalente de Von Mises dans l'os cortical en fonction de la distance implant-implant ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 4. 12: Analyse comparative entre une implantologie composée d'un implant et de celle formée de trois implants ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 1: Modèle de la prothèse dentaire analysée ..... 97

Figure 5. 2: Représentation de la prothèse dentaire et de ces composantes. **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 3: Maillage des éléments de la prothèse dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 4: Chargement appliqué à la prothèse dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 5: Répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans la structure dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 6: Niveau et répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'implant par des efforts d'écrasement d'aliment ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 7: Variation de la contrainte de Von Mises dans l'os cortical en fonction du module de Young de l'aliment ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 8: Niveau et répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'abutment en fonction de la nature des aliments mastiqués ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 9 : Variation de la contrainte de Von Mises en fonction du module de Young de l'aliment dans l'abutment ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure. 5. 10 : Niveau et distribution de la contrainte équivalente induite dans l'os **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 11 : Variation de la contrainte de Von Mises en fonction du module de Young de l'aliment dans l'os ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 12 : Variation de la contrainte équivalente induite dans la structure dentaire en fonction du module de Young des aliments..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 5. 13: Histogrammes de la nature des aliments sur le niveau des contraintes de Von Mises pour chaque composante de la structure dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 6. 1: Modèle de la prothèse dentaire analysé ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 6. 2: Maillage des éléments de la prothèse dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 6. 3: Chargements appliqués à la prothèse dentaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 6. 4: Effet de la qualité osseuse sur le niveau et la répartition de la contrainte de Von Mises dans l'os mandibulaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure.6. 5: Effet de la qualité osseuse sur le niveau et la répartition de la contrainte de Von Mises dans l'os mandibulaire ..... **Erreur ! Signet non défini.**

Figure 6. 6: Effet de la qualité osseuse sur le niveau de la contrainte équivalente dans l'os mandibulaire .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 6. 7 : Effet de la qualité osseuse sur le niveau et la répartition de la contrainte équivalente dans l'implant .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 6. 8: Effet de la qualité osseuse sur le niveau de la contrainte équivalente dans implant.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 6. 9 : Répartition de la contrainte équivalente de Von Mises sur l'abutment.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 6. 10 : Effet de la qualité osseuse sur le niveau de la contrainte équivalente dans l'abutment.....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Figure 6. 11 : Variation de la contrainte équivalente de Von Mises sur la structure dentaire en fonction du module de Young .....	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>

## Liste des Tableaux

Tableau 4. 1 Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire .....	89
Tableau 4. 2 Nombre des éléments et nœuds pour le système d'implant.....	90
Tableau 5. 1 Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire..	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>
Tableau 6. 1 Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire	<b>Erreur ! Signet non défini.</b>

Les premières expériences d'implantologie remontent à la période antique, toutes les matériaux ont été utilisés (ivoire, morceau de bois...) sans beaucoup de résultats, échecs et vicissitudes étaient au rendez-vous. Les chirurgiens-dentistes essayaient de reproduire et de se rapprocher le plus possible de l'anatomie de l'organe dentaire. Ils essayaient pour cela de reproduire un système d'amortissement des forces tel qu'il existe dans la bouche de manière naturelle (soutenues par un système de ligaments, les dents s'enfoncent très légèrement dans l'os des maxillaires lors de la mastication). Les chirurgiens-dentistes ont tenté de créer une sorte de tissu conjonctif entourant l'implant pour limiter ce système. Sans succès, l'implant ainsi que la prothèse dentaire le surmontant, étaient très rapidement rejetés par l'os des mâchoires à la moindre pression, mécaniques variables telles que la mastication et l'usage de couper certains objets. Toutefois, l'implantologie orale n'aura connu de réel essor que ces 30 dernières années, avec l'apparition du principe d'ostéointégration du Professeur Brånemark. Depuis lors, les implants dentaires existent et fait le recours à ces techniques implantaires est jugée fiable avec des taux de succès qui dépassent les 95%.

Une dent, composée de tissus vivants, peut s'abîmer par carie suite à une attaque chimique ou mécanique. Si elle n'est pas soignée dans un délai propice, elle peut soit tombée soit extraite volontairement pour éviter une inflammation suivie d'une infection. Dans ce cas, le vide laissé peut engendrer une situation très gênante du point de vue esthétique d'une part et entraîner une dégénérescence de l'os de la mâchoire situé sous la gencive suite à l'absence d'efforts mécaniques de mastication d'autre part. De ce fait, l'importance de remplacer la dent manquante par une prothèse dentaire s'avère nécessaire.

Il est clair que les prothèses dentaires ont aussi leur durée de vie, mais l'idéal est d'envisager une solution durable à vie pour éviter de réitérer les opérations

chirurgicales au patient. Toutefois, même si cette espérance s'avère très difficile actuellement, l'objectif visé est de faire durer au maximum l'échéance de l'implant dentaire, la technique qui consiste à fixer l'implant directement sur l'os mandibulaire nécessite certaines exigences biologiques. Après l'extraction de la dent naturelle, il faut laisser l'os combler en partie le vide laissé pendant une durée de trois à six mois ensuite procéder au perçage et taraudage de l'os sur lequel se vissera l'implant généralement fileté.

L'implant composé de matériau biocompatible doit favoriser la régénérescence de l'os autour de lui assurant une fixation stable et ferme. Ce phénomène est appelé l'ostéo-intégration qui peut durer plusieurs mois. Après ce délai, viennent se fixer sur l'implant l'abutment et la couronne pour constituer ainsi système complet.

Les forces de mastication sont appliquées sur la couronne qui les transmet par l'abutment à l'implant qui transfère à son tour les efforts à l'os. Ce fonctionnement biomécanique attire l'attention sur des possibilités de minimiser le transfert de charge à l'os par la proposition de solutions apportées sur la géométrie de l'implant, le biomatériau utilisé, l'introduction d'accessoires pour réduire les contraintes etc.

Actuellement, de nombreux chercheurs ont présenté des travaux numériques visant à réduire les concentrations des contraintes dans les interfaces os-implant. Les résultats donnés par la méthode des éléments finis en 2D ou en 3D permettent de quantifier les contraintes en chaque point du système étudié avec toute la souplesse de modifier les géométries et les propriétés des matériaux.

Cette étude, basée sur l'analyse par éléments finis, a pour objectif de réduire autant que possible la concentration des contraintes dans l'os mandibulaire en modifiant la composition des éléments d'un implant. Cette proposition consiste dans ce cadre à décrire le comportement des implants au voisinage des tissus biologiques. Cette démarche a pour but de fournir une aide aux praticiens du domaine médical ainsi qu'aux concepteurs de prothèses et dispositifs thérapeutiques spécifiques, pour lesquels une attention toute particulière doit



être apportée à la répartition des contraintes d'interactions, entre l'os et l'implant et la distance qui sépare les implants.

L'objectif de cette thèse est l'analyse du comportement mécanique des implants dentaires à partir de simulations numériques des interactions os-implant par la méthode des éléments finis. Nous visons établir une relation entre les forces appliquées et les contraintes mécaniques générées dans le but de minimiser ces contraintes à l'interface os-implant. Nous nous proposons d'analyser la distribution et le niveau des contraintes dans les différents matériaux qui composent la prothèse dentaire ainsi l'interaction entre les implants dentaire soumis à un chargement mécanique simulant le fonctionnement de la dent. Pour cela des modèles géométriques qui sont constitués d'un seul implant et de trois implants sont analysés et comparés.

De ce fait, le plan de travail est présenté sous la forme de six chapitres :

- Le chapitre 01 est consacré à la présentation d'un historique sur l'implantologie dentaire et le concept de l'ostéointégration ainsi les critères de succès et d'échec en implantologie dentaire.
- Le chapitre 02 donne un rappel sur la biomécanique et sur les biomatériaux utilisés en biomécanique et leurs propriétés ainsi que des généralités sur l'implantologie.
- Le troisième chapitre fait l'objet d'une vue générale sur La modélisation des différents composants d'un implant dentaire et aux travaux récents sur les implants dentaires. .
- Le chapitre 04 est réservé à l'étude de l'effet d'interaction sur le comportement mécanique des implants dentaires.
- Le chapitre 05 offre une étude comparative basée sur des résultats d'analyse numérique en 3D entre les systèmes d'implants, et mettre en évidence les effets de la nature des aliments sur le comportement mécanique des implants dentaires.
- Le chapitre 06 est consacré pour l'étude de la qualité osseuse sur le comportement mécanique des implants dentaires et la mise en œuvre de la modélisation et la simulation proprement dites de l'implant dentaire

sous environnements SolidWorks dédié à la conception et Abaqus dédié à la simulation.



# Chapitre 1

## Implantologie Dentaire

---

### 1.1 Introduction

Remplacer des dents perdues par un artifice prothétique a été une préoccupation humaine depuis l'aube des temps. De nombreuses découvertes archéologiques l'attestent, tout au long de l'histoire des hommes et en tous lieux. Les artifices sont d'origines variées, minérales, animale et humaine [1]. En effet, des archéologues ont trouvé des crânes anciens dont les dents avaient été remplacées par divers matériaux sculptés dont la fonte et le nacre. En dépit des méthodes et des matériaux primitifs utilisés, certains de ces implants s'étaient fusés à l'os, ce processus de fusion était nécessaire pour assurer le succès de ces premiers implants.

Cependant, la « révolution » thérapeutique que représente l'implantologie, dans le domaine odontologique a été initiée par Branemark, un chercheur suédois, au début des années 50. Ses premières constatations étaient la tolérance de l'os du tibia de lapin pour le titane.

### 1.2 Historique de l'implantologie dentaire

Six périodes distinctes caractérisent l'évolution de l'implantologie [2] :

1. La période antique.
2. La période médiévale.
3. La période fondamentale.
4. La période pré-moderne.
5. La période moderne.
6. La période contemporaine.

### 1.2.1 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C)

Les premières tentatives d'implantation de dents sont effectuées au temps des dynasties de l'Égypte ancienne et des cultures précolombiennes.

- Localisation géographique : Des traces de cette période ont été retrouvées en Afrique (Égypte), en Amérique latine et centrale (Mayas- Aztèques, Incas) et au Moyen-Orient.
- Matériaux utilisés : Dents d'animaux ou dents sculptées dans de l'ivoire.
- Particularités : Les examens radiographiques des crânes exhumés mettent en évidence une bonne intégration osseuse des racines artificielles en ivoire sculpté (culture précolombienne). Dans la culture égyptienne, l'endementement des décédés était traité avant de procéder à la momification.

### 1.2.2 Période médiévale (de 1000 à 1800)

Durant cette période, l'implantologie est essentiellement limitée aux transplantations.

- Localisation géographique. Europe
- Matériaux utilisés : Dents humaines.
- Particularités : La transplantation est réalisée d'un patient à un autre par des barbiers-chirurgiens. Les dents sont prélevées chez des individus appartenant aux couches sociales défavorisées. Dès le début du XVIII<sup>e</sup> siècle, l'existence d'un risque d'infection et de contamination bactérienne est mentionné.

### 1.2.3 Période fondamentale (de 1800 à 1910)

L'implantologie endo-osseuse commence véritablement à cette époque.

- Localisation géographique : Amérique du nord
- Matériaux utilisés : Or, porcelaine, bois, métaux (platine, argent, étain).
- Particularités : En 1809, Maggilio pose un implant en or dans un site post-extractionnel. La prothèse est uniquement réalisée après la

cicatrisation tissulaire. Les principes de biocompatibilité et de stabilité primaire sont élaborés par Berry en 1888. ce dernier insiste sur :

- La nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant.
- l'utilisation de matériaux « Sûrs », évitent toute transmission de maladie.

#### **1.2.4 Période Pré moderne (de 1910 à 1930)**

Payne et Greenfield sont les précurseurs de l'implantologie (au début du XX<sup>e</sup>siècle).

- Localisation géographique : Amérique du Nord.
- Matériaux utilisés : Or, porcelaine.

#### **1.2.5 Période moderne (de 1930 à 1978)**

Cette période commence véritablement à la fin années 1930. Elle est caractérisée par l'étude de différents biomatériaux ainsi que par l'introduction d'innovation chirurgicales est prothétiques.

- Localisation géographique : Europe et Amérique du Nord.
- Matériaux utilisés : Porcelaine, vitallium, titane.

#### **1.2.6 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Brånemark)**

Le début de cette période se situe vers la fin des années 1970. L'implant endosseux (Fixture and modum Brånemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des ans. La première conférence de Harvard en 1978 ainsi que les études scientifiques suédoises publiés en 1969 et 1977 marquent le début de cette période (Fig. 1.1) [3].



Figure 1. 1 : Implant de Branemark [4]

- Localisation géographique : Amérique du Nord, Europe.
- Matériaux utilisés : Titane, alliages de titane, hydroxyapatite, céramique.-mise au point du concept de l'ostéo-intégration : Les premières recherches sur l'intégration tissulaire des matériaux sont réalisées en suède au début des années 1950 [5]. Des connaissances sont acquises sur différents types de matériaux ainsi que sur le rôle du traumatisme chirurgical dans la cicatrisation tissulaire. Des expérimentations portant sur des tissus divers tels que nerf, muscle, tendon, os, peau et muqueuse sont menées sur différents modèles animaux. L'influence sur la cicatrisation tissulaire de facteurs spécifiques comme les hormones, l'âge et la température est également évaluée. La première étude osseuse est menée en 1952 sur le péroné de lapin [6]. La technique consiste à meuler l'os en superficie et à observer au microscope, in situ, la réparation osseuse et la réaction de la moelle.

### 1.2.7 Période post Brånemarkienne (mise en charge immédiate avec implants ostéo-intégrés)

Quelques études cliniques et animales publiées au début des années 1990 montrent qu'une mise en charge immédiate des implants peut conduire à un taux élevé d'ostéo-intégration. A la fin des années 1990, le nombre de ces articles va grandissant [7]. En 1999 Brånemark fait son aggiornamento, il

publie un article clinique avec un nouveau système implantaire destinée à la mise en charge immédiate [8].

- Localisation géographique : Amérique du Nord, Europe.
- Matériaux utilisés : Titane, alliages de titane, hydroxyapatite.
- Elaboration du concept de mise en charge immédiate : La mise en charge immédiate était la pratique courante de la période moderne précédant la période Brånemark. Cependant, elle était caractérisée par des taux d'échecs élevés. L'implantologie selon Brånemark, en rupture avec la période précédente, comportait de nombreux pré-requis (neuf en tous) liés à la technique chirurgicale et prothétique [9], parmi lesquels une mise en charge différée. En ce conformant à ces pré-requis, de nombreuses équipes dans divers pays parviennent à des taux de succès élevés [1]. On se penche alors sur la simplification des techniques chirurgicales et prothétiques présentées par l'école suédoise comme des pré-requis. Les ancillaires tels que pincettes et haricot en titane, sont abandonnées au profit de l'acier inoxydable. Les surfaces occlusales des prothèses implanto-portées sont faites en céramique au lieu de la résine prescrite. Les radiographies de contrôle sont effectuées immédiatement après la pose des implants au lieu d'attendre la fin de la période d'ostéo-intégration.

### **1.3 Remodelage osseux et réponse osseuse à l'implantation**

#### **1.3.1 Introduction**

L'os est un matériau anisotrope et viscoélastique. Il se forme et se résorbe en fonction des contraintes mécaniques qu'il subit (loi de Wolff). Sa résistance varie en fonction de la direction suivant laquelle la charge est appliquée. L'os est plus fragile en tension qu'en compression. L'activité musculaire modifie les contraintes supportées par les os *in vivo*. La consolidation osseuse est influencée par des facteurs mécaniques. L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Le collagène n'a aucune résistance en compression mais a une grande résistance à la traction. Pour Zioupos et Currey, la diminution des propriétés

mécaniques de l'os avec l'âge est due à des modifications du collagène. La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. L'os tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites unités protège l'os de la propagation des cracks. La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution elle s'est adaptée aux contraintes. Destinés à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne sont très minéralisés. La forme et la structure tubulaire de l'os ne sont pas un caprice de la nature. Son architecture en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes [10].

### 1.3.2 Tissu osseux

#### 1.3.2.1 Constituants de l'os

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ  $\frac{1}{4}$  du poids de l'os), de matières organiques et de sels minéraux. La matrice de l'os est formée d'une partie organique (fibres de collagène), d'une phase minérale d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium) et de carbonate de calcium, le tout est parcouru par un réseau de cellules et de vaisseaux sanguins. D'un point de vue macroscopique l'os est constitué d'une couche extérieure compacte appelée os cortical et d'un cœur poreux, s'il existe, appelé os spongieux ou trabéculaire. Il s'agit alors d'un tissu hétérogène avec une architecture interne complexe, due à une répartition spatiale des pores, lui procurant un comportement mécanique anisotrope, c'est-à-dire qu'il présente un comportement différent en réponse à des contraintes mécaniques, en fonction de la direction d'application de ces contraintes [11].

#### 1.3.2.2 Classification osseuse

De nombreux auteurs ont cherché à classer les différents types histologiques d'os alvéolaire [12]. Comme le montre la figure (1.2), Lekholm classe les os en quatre types :

- **Type I** : L'os est composé presque entièrement d'os compact et homogène.



- **Type II** : Une couche épaisse d'os compact entoure un noyau d'os spongieux dense.
- **Type III** : Une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux dense de résistance favorable.
- **Type IV** : Une fine couche d'os cortical entoure un noyau d'os spongieux de faible densité.

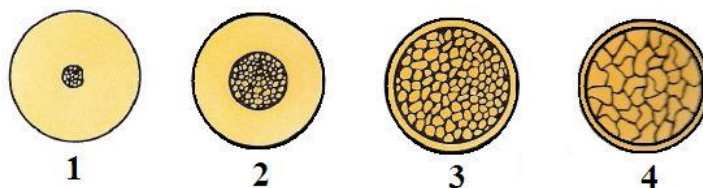


Figure 1. 2 : Schématisation des quatre types osseux selon Lekholm [12]

### 1.3.2.3 Structure de l'os

#### 1.3.2.4 Os cortical ou compact

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

#### 1.3.2.5 Os spongieux ou trabéculaire

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

Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0,5 et 1mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire. L'os spongieux peut être considéré comme un matériau composite. En effet, selon [13] un matériau composé, à l'échelle macroscopique, d'au moins deux éléments non miscibles de nature, de forme, de structure différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène avec des performances globales optimisées est nommé composite. Dans le cas de l'os spongieux les deux éléments constitutifs sont les trabécules et le vide. Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire. D'autre part, la densité et les propriétés mécaniques du tissu spongieux dépendent de sa localisation (fémur, humérus, vertèbres) et peuvent évoluer en fonction des sollicitations appliquées.

### 1.3.3 Cellules osseuses

Les ostéoblastes et les ostéoclastes (figure 1.3), sont originaires de la moelle osseuse. L'activation de leurs précurseurs, leur différenciation et leur recrutement sont contrôlés par des processus complexes où interviennent des facteurs de croissance, des cytokines, les interactions de cellule à cellule, les interactions entre cellules et matrice extracellulaire mais aussi des hormones systémiques [14].

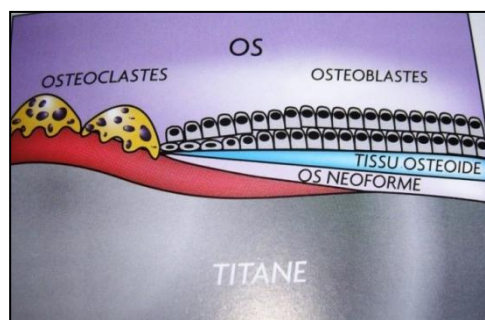


Figure 1. 3 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse [15]

### 1.3.3.1 Ostéoclastes

Les précurseurs des ostéoclastes sont des cellules souches hématopoïétiques de la lignée monocyte/macrophage avec le CFU-GM (granulocyte and macrophages colonyformingcells) comme premier précurseur identifié. La différenciation des précurseurs en ostéoclastes est initiée puis reste sous le contrôle des cellules préostéoblastiques du stroma médullaire. Les préostéoblastes stimulent la différenciation et la prolifération des ostéoclastes par des contacts de cellule à cellule. D'autres facteurs interviennent sur la différenciation des ostéoclastes : des cytokines, des hormones systémiques ou des facteurs de croissance. Les préostéoclastes fusionnent pour donner les ostéoclastes qui parviennent sur le site de la BMU par la circulation. Les ostéoclastes matures sont des cellules géantes multi nucléées de 50 à 100µm de diamètre, avec de nombreux lysosomes, et qui contiennent de grandes quantités de phosphatase acide tartrate résistante. La morphologie des ostéoclastes se caractérise par une bordure en brosse formée par des extensions "en doigts" de la membrane cytoplasmique. La fonction de la bordure en brosse est la destruction de l'os. Elle est entourée par "la zone claire", zone de la membrane par où l'ostéoclaste se scelle étroitement par des intégrines aux protéines de la matrice osseuse (fibronectine, ostéopontine, collagène I, sialoprotéine). Cet ancrage de la zone claire sur la surface osseuse délimite un microenvironnement nécessaire à la résorption. La partie minérale de l'os est dissoute par des ions H<sup>+</sup> sécrétés par des pompes H<sup>+</sup>-ATPase situées au niveau de la bordure en brosse. La partie organique de la matrice extracellulaire est dégradée par des phosphatases acides, des métalloprotéinases et des cathepsines. La durée de vie des ostéoclastes est de 15 jours en moyenne, ils meurent ensuite par apoptose [14].

### 1.3.3.2 Ostéoblastes

Les précurseurs des ostéoblastes proviennent majoritairement de cellules souches mésenchymateuses du stroma médullaire. Les précurseurs ostéoblastiques du stroma médullaire, ou cellules ostéoprogénitrices, proviennent de la prolifération de clones de cellules pluripotentes qui peuvent se différencier, en adipocytes, en chondrocytes ou en myoblastes, selon l'expression de facteurs de transcription spécifiques. L'ostéogénèse débute par la prolifération des cellules ostéoprogénitrices. Après arrêt de la multiplication cellulaire la différenciation en ostéoblastes est conduite par des processus complexes orchestrés par des interactions entre cellules, entre cellules et matrice, et par des facteurs hormonaux ou locaux. Les préostéoblastes parviennent à la matrice osseuse par migration. Tout au long de leur maturation, les ostéoblastes expriment progressivement les gènes de la cellule fonctionnelle différenciée. La fonction des ostéoblastes est de synthétiser la matrice osseuse et d'en contrôler la minéralisation. La principale molécule synthétisée est le collagène de type I. Cette protéine est d'abord sécrétée sous forme d'un précurseur, le procollagène, qui possède des peptides d'extension N et C-terminaux clivés par protéolyse dans le milieu extracellulaire. Les molécules de collagène de type I forment des triples hélices qui liées entre elles par des ponts pyridinolines s'assemblent en fibrilles. Ces fibrilles s'agencent en faisceaux. De nombreuses autres protéines incluses dans la matrice osseuse sont synthétisées par les ostéoblastes: l'ostéocalcine et l'ostéopontine qui représentent 50% des protéines non collagéniques de l'os, des molécules d'adhésion qui interagissent avec les intégrines, des protéoglycanes et des facteurs de croissance. Les ostéoblastes sécrètent d'abord la matrice organique, ou matrice ostéoïde, structurée par les fibres de collagène où les protéines non collagéniques sont intriquées. Les ostéoblastes matures contrôlent ensuite la minéralisation de la matrice par dépôts de cristaux d'hydroxyapatite en régulant les concentrations locales en calcium et en phosphate. Le calcium et les phosphates du milieu extracellulaire sont transférés au site de minéralisation par transport actif ou passif dans l'ostéoblaste. Il est probable aussi que la minéralisation soit gouvernée par les fibres de macromolécules de la matrice osseuse puisque des protéines comme l'ostéopontine, la

sialoprotéine osseuse et l'ostéonectine possèdent des sites de liaison au calcium. Les ostéoblastes expriment de grandes quantités de phosphatase alcaline osseuse qui est un facteur important pour la minéralisation. Une déficience génétique en phosphatase alcaline chez la souris induit, en effet, un défaut de minéralisation osseuse. Le volume de l'os est déterminé uniquement par la sécrétion de la matrice ostéoïde et la densité osseuse par la minéralisation [14].

### **1.3.3.3 Ostéocytes**

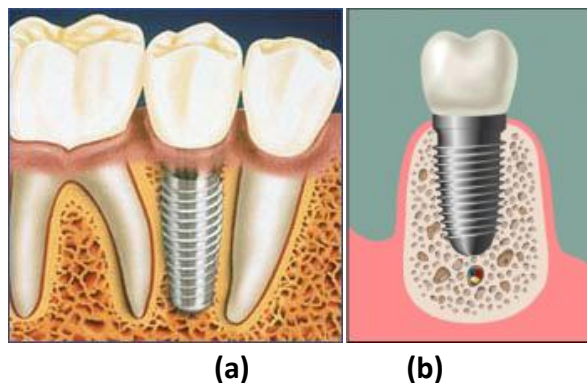
Certains ostéoblastes, qui ne meurent pas par apoptose, se transforment en ostéocytes. Ces cellules sont incluses dans la matrice osseuse et reliées entre elles et avec les cellules de la surface osseuse par des extensions de la membrane cytoplasmique. Les ostéocytes sont les cellules les plus abondantes de l'os, espacées régulièrement dans la matrice en formant un réseau de communication. Ce sont des cellules sensibles au stimulus mécanique qui détectent le besoin d'une augmentation ou d'une diminution de la formation osseuse dans le processus d'adaptation fonctionnelle ou en cas de micro fractures [14].

## **1.4 Implantologie et remodelage osseux**

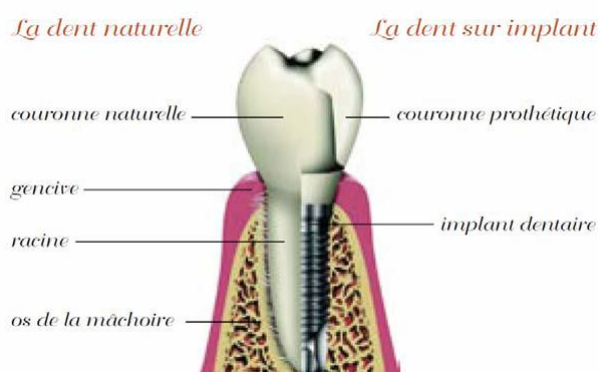
### **1.4.1 Implantologie**

#### **1.4.1.1 Définition**

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (figure 1.4.a) et (figure 1.4.b), 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 [16].



**Figure 1. 4 :** Implant dentaire entre deux racines dentaires [17]



**Figure 1. 5 :** Prothèses dentaires en coupe [18]

#### 1.4.1.2 Types et formes des implants dentaires

On distingue deux 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, 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 1. 6 : Différents systèmes d'implants cylindriques ou cylindro-coniques [19]

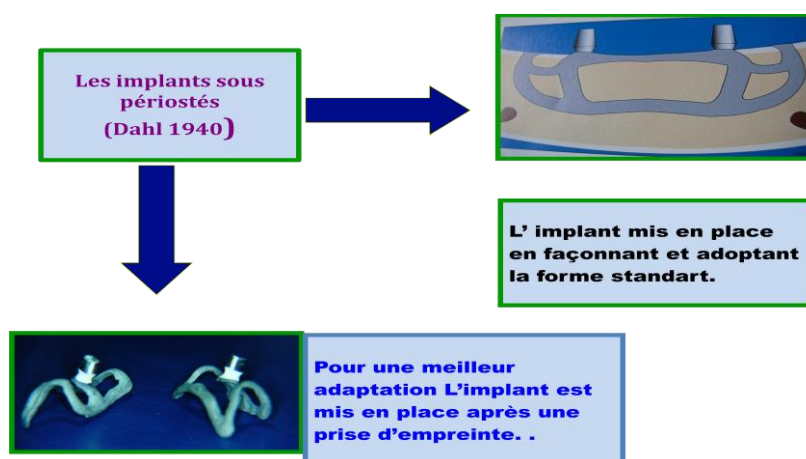


Figure 1. 7 : Implants sous muqueuses [20]

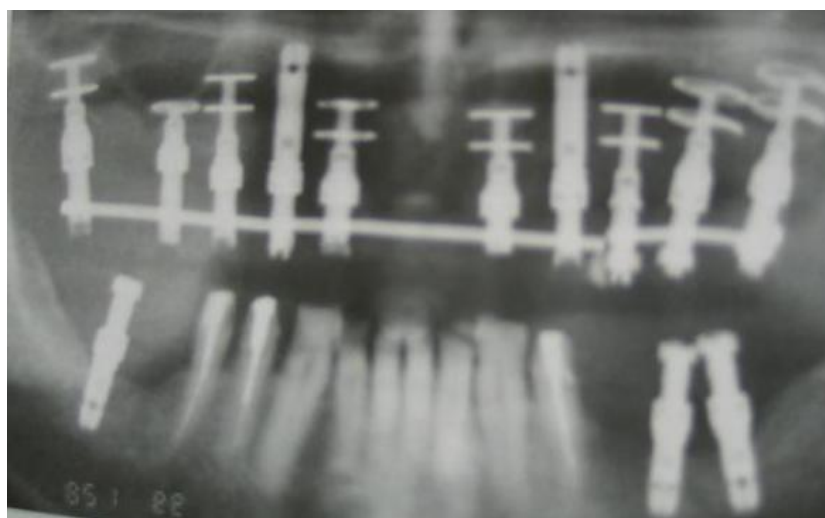
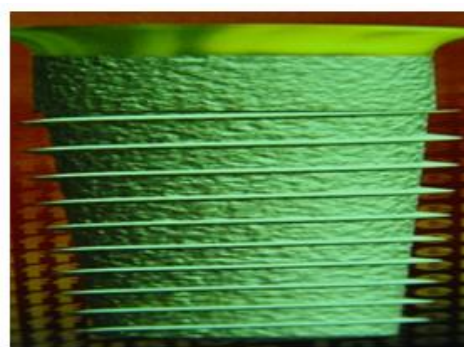


Figure 1. 8 : Implants endo-osseux à insertion latérale : [20]



En lame



en racine

**Figure 1. 9** : Implants endo-osseux à insertion verticale [21]

### 1.4.1.3 Morphologie générale des implants

Les implants dentaires sont des structures en titane le plus souvent, qui ont pour fonction de remplacer une ou plusieurs dents absentes. L'ancrage se fait le plus fréquemment par vissage au sein de l'os mandibulaire ou maxillaire après forage osseux effectué sous irrigation.

Le complexe implantaire est en général constitué de deux parties :

- Une partie enfouie dans l'os appelée implant ;
- Une partie émergente hors de l'os et de la gencive, reliée à l'implant par un système d'attachement : le pilier prothétique.

La partie de l'implant qui accueille et fait jonction avec le pilier prothétique est appelée col de l'implant. Cette partie fait l'objet de toutes les attentions car sa morphologie, sa hauteur, son état de surface influencent grandement la morphologie mais également la santé et la tonicité des tissus mous avec lesquels il est la plupart du temps en contact intime.

C'est également au niveau du col de l'implant que la plaque bactérienne se fixe préférentiellement, cette zone étant la plus exposée à la salive porteuse des éléments qui constituent la plaque bactérienne à l'origine de nombreux phénomènes inflammatoires des tissus mous.

Cette plaque devant donc être parfaitement éliminée quotidiennement par un brossage attentif des dents naturelles, il en est encore davantage question concernant les implants dentaires qui ne bénéficient pas des défenses naturelles des dents contre l'inflammation gingivale provoquée par la plaque



bactérienne et qui, de surcroît, facilitent la progression bactérienne par la présence des spires le long desquelles les bactéries se déplacent et se développent.

Les fabricants ont donc longtemps estimé que ce col devait être fabriqué poli afin de ne pas permettre de dépôts bactériens à leur surface et préserver au mieux la santé implantaire, mais il apparaît désormais qu'une certaine rugosité est tolérable, voire souhaitable pour permettre une meilleure accroche des tissus durs (l'os) et des tissus mous (la gencive) et créer ainsi un manchon protecteur et étanche au contact du col de l'implant [22].

#### **1.4.1.3.1 Morphologie des spires**

Les spires de l'implant ont des caractéristiques morphologiques différentes d'un système implantaire à un autre et parfois également en fonction de leur localisation à la surface de l'implant.

Les premiers implants vissés avaient une morphologie des spires homogène et régulière, mais de nombreuses recherches ont permis de faire évoluer ces morphologies en modifiant la profondeur des spires, leur angulation symétrique ou asymétrique, la largeur relative vallée-sommet et enfin, récemment, la topographie du pas de vis entre le col et l'extrémité apicale.

Ces modifications successives ont permis de trouver cliniquement une augmentation de la stabilité implantaire primaire (obtenue dès la fin de l'intervention chirurgicale et sans considérer la phase cicatricielle) mais également, dans la variation de topographie vers le col, une compression mieux répartie dans la partie haute du forage après vissage de l'implant, ce qui, pour l'essentiel, permet une meilleure répartition et surtout une meilleure diffusion des forces occlusales transmises mais également semble stabiliser très avantageusement l'os autour du col implantaire [23].

#### **1.4.1.3.2 Etat de surface**

La première interface de ce complexe implantaire se situe à la surface même de l'implant qui peut interagir de façon très variable avec le support biologique (os ou substitut osseux).

L'état de surface du titane peut donc être modifié de plusieurs manières.

Lorsque Bränemark décida l'état de surface lisse pour ses implants, il fut rapidement démontré un taux d'échec plus important dans les situations complexes ou dans les os de plus faible densité (os de types III ou IV A partir de 1984, les chercheurs se sont intéressés à l'état de surface des implants comme facteur d'amélioration du taux de réussite dans les cas difficiles [21].

Ainsi il est observé qu'un état de surface rugueux favorise l'adhésion cellulaire grâce à l'adsorption améliorée de protéines de type fibronectine et laminine. Il apparaît que l'ostéoconduction, propriété passive d'un matériau à recevoir une reformation osseuse, est favorisée par les états de surface rugueux qui stabilisent le caillot sanguin, vecteur de cicatrisation osseuse, et augmentent la différenciation cellulaire des ostéoblastes [24].

L'état de surface du titane est désormais rugueux afin d'obtenir la surface de contact maximale avec l'os. Pour cela, plusieurs techniques ont été éprouvées avec des succès variables.

L'état de surface implantaire peut être modifié par techniques additives, soustractives ou par modification électrochimique (anodisation).

#### 1.4.1.4 Implants cylindriques en vis

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales : un *col*, un *corps* et un *apex*, comme le montre la figure (1.10).

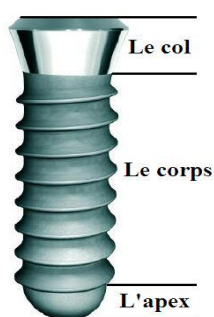


Figure 1. 10 : Structure d'un implant cylindrique en vis [25]

##### 1.4.1.4.1 Classification selon le col d'implant

- **Col droit** : Ayant une forme simple de référence, c'est celui des premiers implants en vis.

- **Col évasé** : Son diamètre est supérieur à celui du corps de l'implant, il a été créé dans le but d'améliorer la stabilité primaire dans l'os peu dense lors d'une mise en charge immédiate ou après un protocole d'extraction-implantation immédiate [26].
- **Col large de type XP** : Permettant une augmentation de la base prothétique, ce modèle d'implants est notamment utilisé pour les dents larges (molaires).
- **Col intégrant le platform-switching** : Ce modèle présente la particularité que la base prothétique possède un diamètre inférieur à celui du col de l'implant.
- **Col à micro-spires** : Les implants de ce modèle semblent participer à la rétention de l'os en permettant une meilleure répartition des contraintes.
- **Col trans-gingival** : À la pose, se trouve en position juxta-gingivale. Ce modèle est surtout utilisé lors des protocoles en un temps chirurgical.

#### 1.4.1.4.2 Classification selon le corps d'implant

- **Corps cylindrique** : Ou vis standard, ce modèle d'implants permet une bonne marge de manœuvre lors du forage ou du positionnement (par exemple, dévissage possible si trop enfoui). Son immobilisation se fait par ses spires.
- **Corps à gradins** : Avec une succession de parties coniques de diamètres décroissants, ce modèle est indiqué dans les protocoles d'extraction-implantation immédiate.
- **Corps conique** : Son diamètre décroît vers l'apex, ce qui lui permet de s'inscrire plus facilement dans des emplacements réduits (crêtes concaves, racines convergentes, ...etc.). Il permet d'augmenter la stabilité primaire par compression de l'os spongieux sans compression corticale, ce qui le rend très utilisé par les protocoles d'extraction-implantation immédiate. Cependant, dans un os très dense, ce modèle peut générer des complications liées aux compressions. De plus, il ne permet pas une marge de manœuvre notamment dans le sens corono-apical.

#### 1.4.1.4.3 Classification selon les dimensions

- **Petit** : De 3,25 à 3,50mm. Utilisé dans les cas où l'espace est réduit, que ce soit au niveau d'une crête mince, d'un espace inter-radicaire ou d'un espace cervical prothétique.
- **Standard** : De 3,75 à 4,5mm, diamètre de référence. En général, le modèle d'implants *Standard* peut être utilisé dans la majorité des cas.
- **Gros** : De 5 à 7mm. Indiqué pour les remplacements de molaires, en cas d'extraction implantation immédiate ou en remplacement d'un implant non ostéo-intégré.

#### 1.4.1.5 Résistance de l'implant dentaire

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm<sup>2</sup> qui peuvent s'exercer dans des directions différentes, un implant dentaire ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche. Des métaux tels que le plomb, le mercure ou l'or utilisés pour d'autres soins dentaire peuvent provoquer un courant électrique dans le milieu salivaire [18].

#### 1.4.1.6 Problèmes pour le placement des implants dentaires

Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes, d'une insuffisance cardiaque, des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'implants constitue une bonne solution. Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène (c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale. Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents

grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible. Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non-fumeurs. Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaires [18].

## **1.4.2 Réponse osseuse à l'implantation**

### **1.4.2.1 Historique de l'ostéo-intégration**

Dans les années 1950, Brånemark étudie la circulation sanguine, et la réparation osseuse [27]. Il projette alors d'implanter une chambre optique métallique dans un os long ; cependant, il ne sait pas quel métal choisir pour que ces chambres soient bien tolérées. Un chirurgien orthopédique, Emneus, étudie divers métaux afin de réaliser des prothèses de la hanche [5]. Le titane lui semble prometteur, c'est un matériau peu connu à l'époque ; il est surtout utilisé, en Union soviétique, dans l'industrie nucléaire. Brånemark parvient à s'en procurer, il implante ses chambres optiques en titane. L'expérimentation achevée, elles s'avèrent difficiles à enlever. Lui vient alors l'idée d'utiliser le titane en chirurgie osseuse, plus particulièrement en tant qu'implant dentaire, pour stabiliser une prothèse implanto-portée (premier patient en 1965). Une expérimentation animale sur le chien est réalisée avec des prothèses implanto-portées, elle est publiée en 1969 [28]. Elle fait état d'une stabilité à long terme de l'interface os-implant dentaire d'au moins 4 ans. Avec cette publication, Brånemark et ses collaborateurs sont parmi les premiers à défendre l'idée que la pérennité d'un implant dentaire passe par un contact direct, sans interposition fibreuse, entre l'os et l'implant. En 1977, ils conçoivent un nouveau terme pour rendre compte de cette réalité, résolument nouvelle en implantologie [29]. Ils la nomment « osseointegration », en anglais, ou « ostéo-intégration », en français. La définition actuelle de l'ostéo-intégration est « Une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ».

L'ostéointégration peut être décrite comme la « croissance du tissu osseux pendant l'assimilation chirurgicale des dispositifs implantés ou des prothèses utilisées comme remplacements (ex. la hanche) ou comme ancrés » [30].

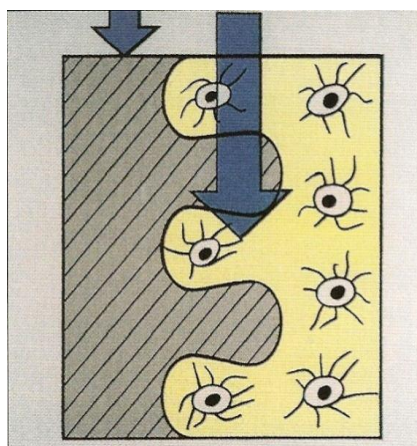


Figure 1.11 : Contact intime entre tissu osseux [31]

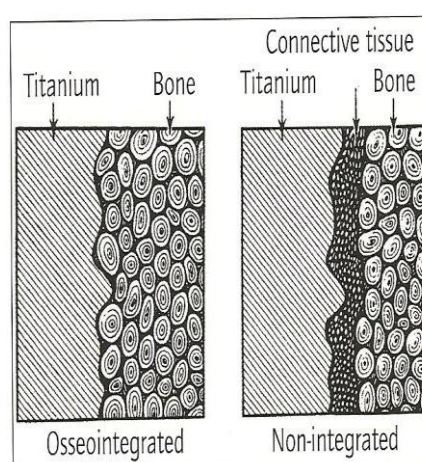


Figure 1.12 : Schémas comparatifs implant et implant ostéointégré / non ostéointégré [31]

#### 1.4.2.2 Réponse osseuse à l'implantation selon Brånemark

Dans les années 1980 [32], décrivent un modèle de réponse osseuse physiologique à l'implantation. Selon eux, toute préparation chirurgicale, aussi astraumatique soit-elle, ne peut éviter la création d'une zone de nécrose périphérique au trait de forage. L'importance de cette zone d'os nécrosé dépend essentiellement de l'élévation locale de la température lors du forage ainsi que de la vascularisation du tissu osseux.

#### 1.4.2.3 Prérequis pour l'obtention de l'ostéo-intégration et son maintien à long terme selon Brånemark

Entre 1977 et le milieu des années 1980, l'école suédoise soutient que l'ostéo-intégration ne peut s'obtenir et se maintenir au cours du temps que si certaines conditions sont réunies [9]. Elles sont contraignantes, elles font figure de dogme. Elles requièrent, entre autres, l'emploi d'instruments en titane

(pincés, haricot) pour éviter la contamination du lit implantaire. Le prérequis le plus caractéristique est la pose suivant un protocole en deux temps chirurgicaux, avec mise en nourrice sous la gencive de 3 à 6 mois. Il s'agit alors de protéger la cicatrisation osseuse :

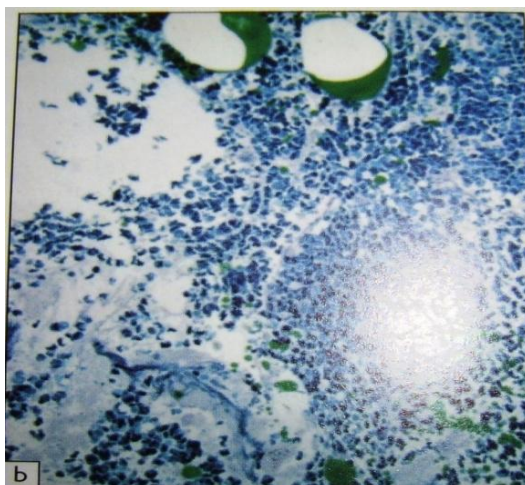
- d'une éventuelle inflammation.
- de contraintes biomécaniques exercées sur le col implantaire.
- d'une éventuelle invagination épithéliale, exfoliante.

Ce temps de latence est jugé indispensable pour renforcer les propriétés mécaniques de l'interface os-implant nouvellement formée avant de la soumettre à des contraintes de mastication.

#### **1.4.2.4 Réponses osseuse de l'os spongieux**

##### **1.4.2.4.1 Phase1**

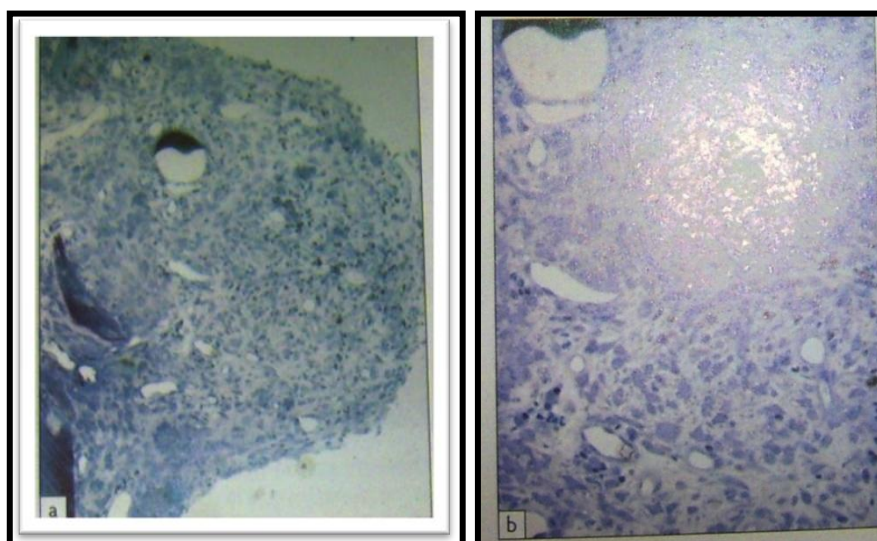
Formation de caillot : Le sang est la première substance qui entre en contact avec la surface implantaire. Après la mise en place de l'implant, un caillot sanguin se forme dans les espaces et les anfractuosités laissées libres entre le trait de forage et le matériau. La partie cellulaire contient des globules rouges, des plaquettes et des globules blancs (figure 1.13). Le fibrinogène, faisant de la partie protéique, se dépose sur le titane : il permet une absorption préférentielle de plaquettes à la surface. Immédiatement après leur absorption, les plaquettes se dégranulent et relarguent des facteurs de croissance. Ces derniers, par chémotaxie, vont attirer des cellules indifférenciées vers le site de la plaie.



**Figure 1. 13** : Formation d'un caillot dans les heures suivant la pose d'un implant [33]

#### 1.4.2.4.2 Phase2

Formation 3D d'un réseau de fibrine : lors de la mise en place du caillot, un réseau tridimensionnel de fibrine se met en place. Il est suivi d'une angiogenèse locale (figure 1.14). Au travers des capillaires néoformés, des cellules mésenchymateuses indifférenciées arrivent sur le site de réparation. Si toutes les conditions locales biomécaniques sont réunies, elles se différencient suivant la lignée ostéoblastique.



**Figure 1. 14** : Angiogenèse dans les jours suivant la pose d'un implant [33]



### 1.4.2.4.3 Phase 3:

Première apposition osseuse -otéogénèse de contact :

Si les fibres sont bien ancrées à la surface et résistent à la traction des cellules, les cellules ostéogéniques peuvent arriver directement jusqu'à la surface implantaire (figure 1.15).

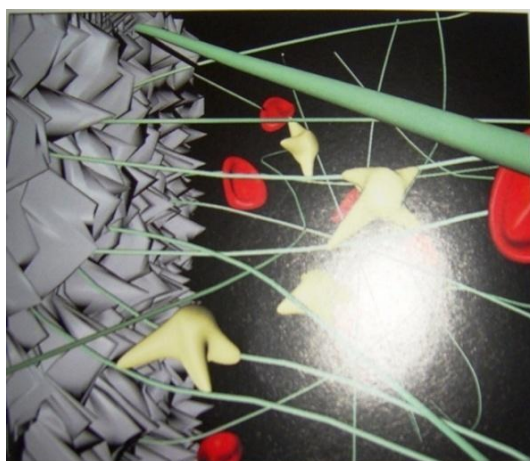
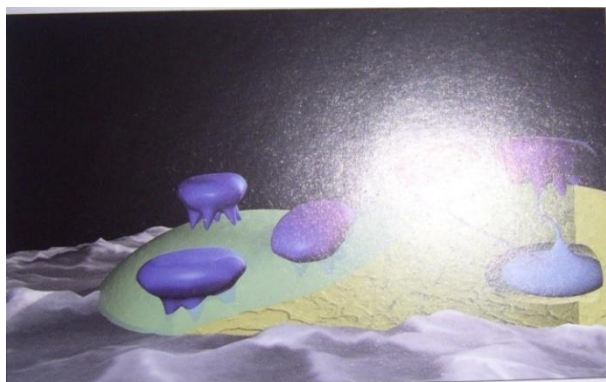


Figure 1. 15 : Ostéogénèse de contact [33]

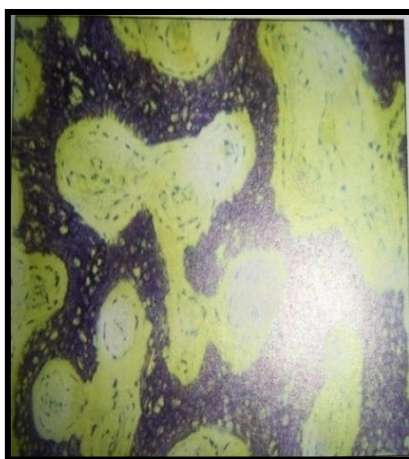
Elles reconnaissent la surface comme étant une surface stable, elles continuent leur différenciation en ostéoblastes et vont alors exprimer leur phénotype. Ces cellules ostéogéniques vont tous d'abord sécréter une matrice protéique non collagénique, riche en ostéopontine et en scialoprotéine, qui se minéralise immédiatement. Elle est l'équivalent de la ligne cimentaire que l'on rencontre systématiquement lors de toute activité de remodelage. Les cellules continuent leur activité d'apposition osseuse en produisant un os tissé. Ce dernier est reconnaissable par le caractère désorganisé de ses fibres de collagène minéralisées. Les cellules continuent leur apposition osseuse, des ostéoblastes sécrétant sont inclus dans la matrice osseuse et se différencient en ostéocytes. L'apposition osseuse se continue de manière centrifuge (depuis la surface de l'implant en direction de l'os originel) (figure 1.16) et centripète (depuis l'os originel en direction de la surface implantaire,), afin d'assurer une immobilisation de l'implant dans la structure osseuse.



**Figure 1. 16** : Apposition osseuse centrifuge à partir de la surface rugueuse [33]

#### 1.4.2.4.4 Phase 4

Apposition osseuse et ostéo-intégration : après le déclenchement de l'apposition osseuse, l'os tissé passe par toutes les phases de la maturation et du remodelage, l'os tissé (figure 1.17) se transforme en os lamellaire (figure 1.18) avec une organisation parallèle des fibres de collagène, puis en os haversien avec une organisation circulaire concentrique des fibres de collagène (figure 1.19). Au fur et à mesure des étapes de maturation, ses propriétés mécaniques augmentent. Cependant, la réponse initiale, ostéogène de contact ou ostéogénèse à distance, n'est pas sans conséquences sur l'organisation à long terme de la structure osseuse péri-implantaire. L'état de surface induira une réponse osseuse initiale spécifique, elle conduira à une structure osseuse distincte.



**Figure 1. 17** : Os tissé .les fibres collagénique courent dans toutes les directions de manière aléatoire [34]

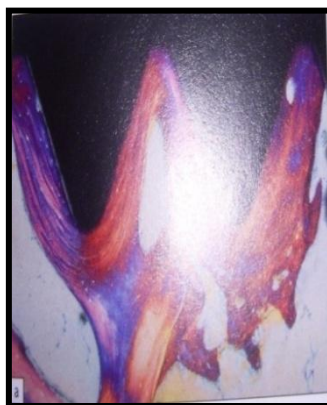


Figure 1. 18 : Os haversien [35]

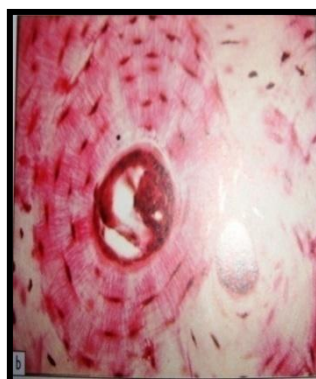


Figure 1. 19 : Os haversien [35]

#### 1.4.2.5 Réponses osseuse de l'os cortical

La réponse osseuse de l'os cortical est différente de celle de l'os spongieux (figure 1.20). L'effet des surfaces sur la réponse osseuse corticale est moindre par rapport à l'os spongieux [36]. Ainsi, placer un revêtement bioactif dans un os spongieux permet d'augmenter le pourcentage d'apposition osseuse au contact de l'implant de manière significative. En revanche, placé dans un os cortical, la surface bioactive ne peut exprimer ses propriétés d'ostéoconductivité comme dans l'os spongieux. L'augmentation du pourcentage d'apposition osseuse par rapport à une autre surface ne sera pas significative. Dans cet environnement, elle perd toute pertinence.



**Figure 1. 20** : Réaction osseuse de corticalisation autour d'implants [37]

Lorsque le contact osseux avec la surface implantaire est étroit, le remodelage osseux à cet endroit est différé par rapport aux deux semaines nécessaires à l'os spongieux [38]. Il n'intervient qu'ultérieurement, dans les trois mois. Pour obtenir l'ostéo-intégration, il faut passer par une phase résorption locale pour permettre aux cellules ostéoblastique d'exprimer leur phénotype, c'est-à-dire sécréter la ligne cimentaire et apposer de l'os. Cette phase prend plus de temps qu'au niveau de l'os spongieux, qui peut immédiatement être apposé à la surface de l'implant.

#### **1.4.2.6 Réponse osseuse lors de la survenue d'une pathologie d'origine infectieuse ou biomécanique**

Au cours de la vie fonctionnelle d'un implant, deux raisons peuvent conduire à une perte osseuse pathologique. L'une est d'origine inflammatoire et infectieuse, l'autre est d'origine biomécanique. Quelques études ont pu montrer que la résistance osseuse à la surcharge occlusale était affaiblie en présence d'une infection [39]. Lorsqu'une perte osseuse est constatée radiographiquement, il est important de pouvoir reconnaître son origine la plus patente. Cela permet de prendre les mesures cliniques adéquates, c'est-à-dire soit traiter l'infection en cas de péri-implantite, soit identifier la raison de la surcharge occlusale et la faire disparaître.

#### **1.4.2.7 Conséquences du remodelage osseux sur l'anatomie des maxillaires et de la mandibule**

Le remodelage osseux a des conséquences tant au niveau microscopique, qu'au niveau macroscopique. Les altérations dimensionnelles post extractionnelle au niveau du maxillaire sont différentes de la mandibule en raison de l'absence de

contraintes musculaires importantes lors de la mastication. De plus, cette résorption est plus importante sur la table osseuse vestibulaire. La résorption étant centrifuge à la mandibule (car la résorption est plus rapide en lingual) et centripète au maxillaire, les rapports inter maxillaires seront modifiés, ce qui peut rendre difficile le traitement implantaire. Le canal mandibulaire va se rapprocher de plus en plus de la crête au fur et à mesure qu'intervient la résorption, ce qui constituera un obstacle anatomique à la pose d'implant. Pour les sinus maxillaires, la perte des dents entraînera leur pneumatisation, ce qui limitera le volume osseux sous sinusien disponible [40,41].

#### 1.4.2.8 Complications et échecs fonctionnels

Les échecs fonctionnels sont en rapport avec les troubles de :

- La phonation
- La position linguale.

1-Phonation : Une prononciation difficile de certaines lettres (S et T en particulier) est fréquente avec les bridges implanto-portés maxillaires. Un passage d'air entre la restauration prothétique et le palais peut créer des difficultés phonétiques majeures. Une période d'adaptation phonétique de trois mois est souvent suffisante [42].

Remarque : avec la persistance des troubles phonétiques, des modifications prothétiques sont nécessaires. Une meilleure adaptation de la structure prothétique au palais ou la mise en place d'une fausse gencive améliore les problèmes de phonation. Toutefois, elles rendent plus difficiles l'hygiène et la maintenance.

#### 1.4.2.9 Complications et échecs mécaniques

Les surcharges occlusales, les infrastructures prothétiques non passives, un rapport couronne clinique/implant inapproprié et une proximité inter-implantaire importante peuvent être à l'origine de complications prothétiques allant jusqu'à l'échec de l'implant [43].

Les complications mécaniques les plus fréquentes sont :

- Le dévissage des différents composants prothétiques

- La fracture des vis prothétiques
- La fracture des pièces intermédiaires.
- La fracture du matériau cosmétique ou de l'infrastructure prothétique.

### 1.5 Conclusion

La mise en place d'implants dentaires doit être considérée comme un acte chirurgical délicat qui présente des risques de complications. La perte d'une ou de plusieurs dents peut avoir des conséquences graves sur la fonction masticatoire et le processus de la régénération osseuse, ce qui peut progressivement entraîner un vieillissement prématuré du visage. On comprend donc mieux l'importance de remplacer une dent manquante par un implant dentaire, placé dans la mâchoire de façon à ce que l'os puisse se former autour. Une prothèse dentaire peut être alors attachée à l'implant. Cette démarche est devenue actuellement la solution la plus judicieuse pour remplacer des dents manquantes et rétablir ainsi la fonction et l'esthétique.

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

## Références bibliographiques

- [1] Bremner. Efficacité et performance des substituts osseux pour remplacer les allogreffes et autogreffes. 1964
- [2] Mckimney. Characteristics of the human masseter, the pterygoid and the temporal muscles. *Archs Oral Biol* 1983, 28:781-795.
- [3] Branemark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous Jaw experience from a 10 year period *scand J Plast, 1969-1977, reconstrs surg* 16;130,32
- [4] Davarpanah M. *Theorie et pratique de la mise en charge immediate paris*2007.
- [5] Emneus An X-ray spectrographic investigation of the soft tissue around titanium and cobalt alloy implants *Acta Orthop scand* 1960 30;226;236
- [6] Brånemark P-I, Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co Inc, 1985.
- [7] Szmukler- Moncler, considerations preliminary to the application of early and immediate loading protocols in dental implantology *clin oral implants* 1998, 2000, res 11; 12-25.
- [8] Branemark, A new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible preliminary results from a prospective clinical follow –up study. *Clin implant dent relat res* 1999; 1, 2, 16
- [9] Szmukler-Moncler equilibration occlusale en denture naturelle paris : edition Cdp1993, p 16, 19, 51, 81, 82
- [10] Cazenave A., Institut Calot, France 2004
- [11] Marcelli C, Lafage-Proust MH. Physiologie et pathologie de l'adaptation de l'os à l'effort: douleurs osseuses d'effort et fractures de contrainte. *Encycl Méd Chir (Elsevier SAS,Paris), Appareil locomoteur, 15-904-A-10 2000:12p.*
- [12] Lekholm U, Zarb G. Sélection et préparation de patient en implantologie, Ed. COP. Paris. 1987, 199-209.
- [13] Ashman, Simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw: A 3-yearfollow-up report of a controlled prospective study of one- stage versus two-stage surgery and early loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005,7: 95-104
- [14] Isabelle Couret, *Biologie du remodelage osseux, Service de Médecine Nucléaire Hôpital La peyronie-CHU – Montpellier, 2004.*
- [15] Buchler, *Interface evolution ,biomechan model mechanobiol* 2003,1;239;249.
- [16] Vincent Perrier-Perrery, *Implantologie S.C.D.I. – Study Club Dentaire et Implantaire, [en ligne], «<http://www.scdi.asso.fr/implantologie>»*,
- [17] Chaïy Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research, Vol. 32, p.189-192, 2008*
- [18] Focus sur les implants dentaires Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaam setandarts envzw, [enligne], <http://www.dentiste.be/documents>
- [19] URL : <http://www.surfix.com/>
- [20] Baier RE, Meyer AE, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes: Methods and results. *J Biomed Mater Res.* 1984; 18: 337-355.
- [21] Kieswetter K, Schwartz Z, Boyan BD. The role of implant surface characterist in healing of bone, *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7, (4): 329-345.
- [22] Passuti et al. Macroporous calcium phosphate ceramic performance in human spine fusion. *Clin Orthop relat Res* 1989; 248: 169-76.
- [23] Hanson S. Surface Roughness parameters as predictors of anchorage strength in bone: a critical analysis. *J. Biomechanics* 2000; 1297-1303.
- [24] Schroeder A., Van Der Zypen E., Stich H., Sutter F. The reaction of bone, connective tissue and epithelium to endosteal implants with sprayed titanium surfaces. *J Maxillofac Surg* 1991; 9: 15-25.
- [25] *Biomatériaux*, URL : <http://www.Cite-sciences.Fr/>.
- [26] Magne P, Belser U. *Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures. Approche biomimétique*. Ed Quintessence International, 2003.
- [27] Branemark, Vital microscopy of bone marrow in rabbit *scand J Lab Invest* 1959, 1-82

- 
- [28] Branemark, Intraosseous anchorage of dental protheses scand J Plast reconstrs surg 1969, 3, 81 ;100
- [29] Branemark, Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw experience from a 10 year period scand J Plast reconstrs surg 1977; 16; 1, 32.
- [30] MeSH Scope Note; traduction CisMeF. Définition de l'ostéointégration. [en ligne] Disponible sur : [www.churouen.fr/ssf/phenobial/osteintegration.html](http://www.churouen.fr/ssf/phenobial/osteintegration.html)
- [31] Branemark PI The osseointegration book. Berlin: Quintessence, 2005, 494p.
- [32] Branemark, Prothèses ostéo intégrées paris, 1988, 11-76
- [33] Berglundh Endosseous implants .a model study in the dog. Clin oral implant 2003; 14, 251, 262.
- [34] Schenk A histologic study in the canine mandible 9.13.29
- [35] Buser, Guided bone regeneration dentistry quintessence publication 1994.
- [36] Jansen, Histologic evaluation of the asseous adaptation to titanium and hydroxypatite-coated titanium implants J biomed mater res 1991; 25; 973-989
- [37] Watzek, Histologic and histomorphometric analysis of three types of dental 2005; 16, 408, 416.
- [38] Franchi, Biological fixation of endosseous implants micron, 2002; 36, 665, 671.
- [39] Miyata, The influence and controlled occlusal overload on peri- Implant tissue.part 4 A histologic study in monkeys int J ora maxillofac implants 2005; 17; 384-390.
- [40] Davarpanah M, Szmukler-Moncler S, Khoury pm, Jakubowicz-kohen b, Martinez h. Manuel d'Implantologie clinique 2nd Edition, 2008, Editions CdP, Paris, 539 pages.
- [41] M'Barek R., Le rationnel de l'implantation immédiate post-extractionnelle en un seul temps. Implantologie, février 2011, p47-59.
- [42] Lundqvst, Speech in connection with maxillary fixed protheses on osteointegrated implants, 1992a et b; 3; 57; 62. Dragoo,Lima Verde-Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os Spongieux, 1994.





# Chapitre 2

## Biomécanique et Biomatériaux Dentaires

---

### 2.1 Biomécanique de l'os

#### 2.1.1 Introduction

La biomécanique est l'étude et la reproduction des mécanismes qui aboutissent à un mouvement déterminé du corps. Il s'agit d'une science qui traite le mouvement humain dans des situations précises afin de déterminer les implications musculaires et articulaires appliqués à un système biologique et les mouvements intervenant dans le monde vivant et des modifications qu'ils entraînent au moyen des méthodes de la mécanique. Elle est définie comme une science qui relie les forces internes et externes aux corps humains ainsi que les effets produits par ses forces.

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

#### 2.1.2 Domaines d'application de la biomécanique

La biomécanique ouvre un champ d'intérêt très large et fait intervenir plusieurs spécialités. Cependant les spécialistes cherchent tous à leur façon de mieux [2]: Comprendre le comportement mécanique du monde animal et végétal,

- Étudier la locomotion humaine normale et pathologique,
- Améliorer la performance d'une personne ayant une incapacité physique,

- Améliorer la performance d'un athlète de haut niveau,
- Améliorer la performance par les aides orthopédiques ou le matériel sportif,
- Établir des normes de sécurité

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 l'orthopédie, étant donné que la majeure partie des patients opérés est touchée par des problèmes musculo squelettiques. C'est pour cette raison que la biomécanique est devenue un outil clinique permanent en orthopédie.

Un autre développement important, plus récent, concerne le domaine de l'implantologie, auquel nous nous intéressons plus particulièrement dans ce travail. Dans ce type de problèmes, l'architecture osseuse est une donnée très importante. Elle joue un rôle majeur dans l'observation clinique avant toute restauration prothétique, détermine la forme et le volume des surfaces d'appui, et met en évidence l'influence des dents dans le système parodontal et les différences existant entre le maxillaire supérieur et la mandibule.

### **2.1.3 Comportement et Propriétés mécaniques de l'os**

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

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

### 2.1.3.1 Résistance en traction

L'os est élastique et suit la loi de Hooke. Il s'allonge proportionnellement à la contrainte en traction qu'il subit. Dès 1847, Wertheim évaluait le module d'élasticité (module de Young) de l'os frais entre 1819 et 2638kgf/mm<sup>2</sup>. En 1876, Rauber l'estimait entre 1982 et 2099kgf/mm<sup>2</sup>. Jusqu'à une époque très récente, on a considéré que le module d'élasticité de l'os cortical était d'environ 2000 kgf/mm<sup>2</sup> (20000MPa) et celui de l'os spongieux de 650kgf/mm<sup>2</sup> (6500MPa). Le module de Young varie fortement d'un point de la corticale à l'autre. En 1967, Bonfield découvrit que l'os de bœuf avait un module d'élasticité extrêmement bas, de 3MPa soit 0,3kgf/mm<sup>2</sup>. Ce niveau est dépassé en permanence dans les activités quotidiennes. Au-delà de cette limite, l'os a un comportement anélastique et sa déformation met une dizaine de minutes pour disparaître. En 1978, Bonfield a repris ces expériences avec O'Connor. Ils ont retrouvé un module d'élasticité très bas de 8 à 12MPa (0,8 à 1,2kgf/mm<sup>2</sup>).

### 2.1.3.2 Résistance en compression

Lorsque deux forces s'appliquent sur un corps en directions opposées, dirigées l'une en direction de l'autre, le corps est en compression. Il devient plus court et plus large et finit par s'écraser. La formule applicable est la même que pour la résistance en traction soit  $P=SK$ , mais cette fois  $K$  est la charge de rupture en compression, différente de celle en traction. La contrainte de résistance en compression de l'os cortical varie suivant les auteurs de 12,56 à 25kgf/mm<sup>2</sup> soit deux fois plus que le bois. Nous retiendrons une moyenne de 15kgf/mm<sup>2</sup>. La charge de rupture en compression de l'humérus est ainsi de 2200kg, celle du fémur de 3450kg avec les mêmes réserves que celles que nous avons énoncées pour la charge à la rupture en traction. L'os résiste donc mieux à la compression qu'à la traction.

### 2.1.3.3 Résistance au cisaillement

Le cisaillement survient lorsqu'un groupe de forces tend à faire glisser une partie du corps sur lequel elles sont appliquées, sur la partie voisine.

La résistance au cisaillement varie suivant les auteurs de 7 à 11 kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os cortical et de 0,10 à 0,5kgf/mm<sup>2</sup> pour l'os spongieux. En gros, l'os cortical est 20 fois plus résistant en cisaillement que l'os spongieux.

### 2.1.3.4 Résistance en flexion

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

### 2.1.3.5 Résistance en torsion

Pour Rauber, la résistance à la torsion de l'os varie entre 4 et 9,3kgf/mm<sup>2</sup>, avec une moyenne de 7kgf/mm<sup>2</sup> sur éprouvettes. Comtet ne trouve que 5 à 6kgf/mm<sup>2</sup> sur l'os entier. Il attribue cette différence aux micros défauts de

surface qui existent sur l'os. En torsion, la rupture se produit suivant une hélice, conformément à la théorie qui enseigne qu'une sollicitation en torsion est équivalente à une traction et à une compression s'exerçant à 45°. Plus l'os est long, moins il est résistant en torsion. Cela explique que les fractures spiroïdales surviennent sur les os longs. Plus l'os a un gros diamètre, moins il est vulnérable. Si le bras de levier est long.

## **2.2 Biomécanique dentaire**

### **2.2.1 Biomécanique de la connexion os-implant**

L'interface os/implant est une zone clé en implantologie. Elle permet successivement la stabilité primaire de l'implant, la néoformation osseuse puis l'ostéointégration après la première phase chirurgicale. C'est aussi au niveau de cette zone que se transmettront les contraintes occlusales à l'os. L'état de charge mécanique est considéré comme un facteur clé dans la préservation de l'interface os-implant. Des expérimentations animales ainsi que des études cliniques ont montré que les échecs des implants dentaires pourraient être fortement liés au déséquilibre des forces qui agissent sur les implants. Dans une étude rétrospective, conçue pour vérifier les échecs en implantation dentaire, il a été démontré que lorsque des problèmes de chargement étaient présents, le taux d'échec a été trois fois plus que dans les situations avec de meilleures conditions de charge [3].

### **2.2.2 Contacts dentaires et forces occlusales pendant la mastication**

Deux types de contact ont été décrits : des contacts glissants qui surviennent lorsque les versants cuspidiens se frottent les uns contre les autres durant les phases initiales et terminales des cycles (ouverture et broiement), et des contacts isolés, qui surviennent essentiellement en intercuspidation maximale. La plupart des individus présentent des contacts de type glissant [4] Il est évident aujourd'hui que les contacts occlusaux peuvent influencer de manière importante les mouvements mandibulaires lors des phases initiales et terminales de la mastication. Pendant la mastication, l'apparition de contacts occlusaux, leur nombre et leurs caractéristiques propres sont une source continue d'informations sensibles, parvenant aux centres nerveux grâce aux

récepteurs parodontaux. En terme de temps, on estime que sur une période de 24 heures les dents restent en contact pendant 10 à 15 minutes [5] lors de la mastication, une force maximale est développée lorsque les dents sont en occlusion. Elle est toujours nettement inférieure à la force occlusale maximale obtenue en serrant fortement les dents. Son intensité est très variable d'un individu à l'autre, selon les aliments mastiqués et les méthodes de mesure. Selon Bates, les forces maximales sont de l'ordre de 19,62 à 70,63 Newton (N) et peuvent atteindre un maximum exceptionnel de 137,3N [6].

Pour Gibbs et coll., ces forces peuvent atteindre 261.93N et correspondent à 36.2% de la force maximale développée par des sujets examinés. Ce pourcentage est confirmé par d'autres auteurs [7]. Lors des phases de fermeture et d'ouverture, la force enregistrée ne représente respectivement que 81.42 et 55.92N ; la persistance d'une force pendant la phase d'ouverture est nécessaire pour assurer le guide par frottement occlusal. Les résultats rapportés par les différents investigateurs sont difficiles à comparer car les dispositifs de mesure utilisés ainsi que les conditions expérimentales sont très différents en fonction des différents auteurs.

### **2.2.3 Transmission des forces au niveau de l'interface os/implant**

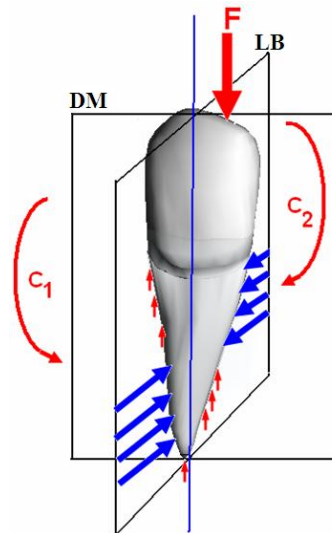
La transmission physiologique des contraintes sur l'interface obéit à la formule  $P=F/S$  où P est la pression exercée sur le tissu osseux, F la charge occlusale appliquée à l'implant, et S la surface de contact entre l'implant et le tissu osseux. L'os accepte la charge P jusqu'à sa limite de déformabilité. D'après Spahn (1981), pour une charge inférieure ou égale à 20kg/mm<sup>2</sup>, les charges occlusales produisent de légers déplacements osseux équilibrés mais non symétriques. Au-delà, les surcharges provoquent des déplacements osseux plus importants aboutissant à une ostéolyse à certains points précis de l'interface os/implant. Les contraintes exercées sur l'interface os/implant peuvent, dans certains cas, ne pas être homogènes sur toute la surface de l'implant. L'os péri-implantaire a un pouvoir d'adaptation aux contraintes exercées par l'occlusion. Cependant, l'application répétée d'une charge sur le tissu osseux peut entraîner un effet de fatigue qui se traduit par l'apparition de micro-fractures ne pouvant être remodelées [8].

### 2.2.4 Forces appliquées sur la dent

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique qui se rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force [9].

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

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



**Figure 2. 1 :** Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale [9]

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure (2.1) :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial (C1) et dans le plan linguo-buccal (C2),
- 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, quatre groupes sont à considérer [10].

#### 2.2.4.1 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.

#### 2.2.4.2 Forces pathologiques

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



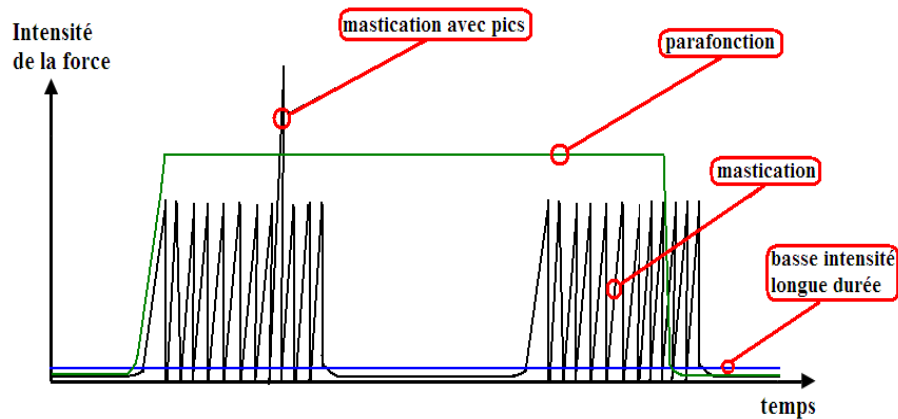


Figure 2. 2 : Quatre types de forces actives dans l'environnement buccal [10]

## 2.3 Biomatériaux dentaires

Un biomatériau est essentiellement un matériau qui est utilisé et adapté pour les applications médicales. Il peut être bioinerte, ayant pour rôle principale de remplacer une ou plusieurs fonctions d'un organe - par exemple le remplacement des valves du cœur - mais ils peuvent aussi être bioactifs, capables d'avoir une interaction forte avec l'environnement dans lequel ils sont implantés - comme le revêtement de prothèses de hanche par une couche d'hydroxyapatite (partie minérale de l'os) qui améliore la biocompatibilité et l'intégration de l'implant dans le site osseux. Par ailleurs, les biomatériaux sont aussi utilisés dans les applications dentaire, chirurgicale et la délivrance de produits médicamenteux (grâce à des outils introduits dans le corps et permettant de délivrer des substances médicales de manière prolongée).

L'intérêt croissant pour ces matériaux s'explique par l'effet régulier du vieillissement de la population et la fréquence des accidents ou du trafic dans une société où la qualité de vie est devenue un critère dominant, notamment dans les situations où l'utilisation de ces matériaux de remplacement dans des interventions chirurgicales s'avère nécessaire.

### 2.3.1 Différentes classes de biomatériaux

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

- Son degré de biocompatibilité : Les matériaux implantés sont considérés comme biocompatibles dans l'organisme à titre temporaire ou définitif n'engendrant pas des troubles physiologiques, cellulaires ou immunitaires. La biocompatibilité dépendrait donc essentiellement de l'interface.
- Son degré de biofonctionnalité : Evaluant ses capacités à assurer la fonction qui lui est demandée, la biofonctionnalité est une preuve de l'efficacité du matériau implanté et de son intégration biologique dans l'organisme, ce qui dépendrait essentiellement des caractéristiques physico-chimiques de ce biomatériau.

### 2.3.1.1 Classification biologique

Les biomatériaux sont souvent classés suivant des critères biologiques plus que fonctionnels [11].

- **Les matériaux bio-tolérés** : Ils jouent essentiellement un rôle fonctionnel. C'est le degré minimal de la biocompatibilité. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires, et sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques : chrome, cobalt, ciments polyacryliques, carbone vitreux, zircone, alumine dense, ...etc.
- **Les matériaux bio-inertes** : Leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus vivants ne se développe. Ils sont ostéointégrés et se caractérisent par une interface fonctionnelle par fixation morphologique. On peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour les prothèses orthopédiques, ainsi que l'alumine comme matériau de cale [12].
- **Les matériaux bio-actifs** : Ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire grâce à leurs interactions chimiques avec le tissu vivant. Leur contact avec l'organisme est intime, l'interface est fonctionnelle et la fixation est bio-active [13].
- **Les biomatériaux résorbables** : Ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction

mécanique en comblant le défaut osseux tout en permettant la croissance de la matrice osseuse. La fixation de l'implant à cette matrice est biologique. Les phosphates de calcium de type triphosphate de calcium  $\beta$ TCP, les ciments et les carbonates de calcium font partie de cette catégorie [14].

### 2.3.1.2 Classification fonctionnelle

La plupart des biomatériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail de laboratoires biologiques, qui consiste à évaluer des matériaux existants, parfois modifiés, de façon à remplir de nouvelles fonctions. On distingue cinq grandes familles de biomatériaux :

- **Les matériaux d'origine naturelle** : Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Parmi ceux-ci, citons : la cellulose, la chitine, le corail naturel et le collagène [15].
- **Les textiles** : Près de 10% du volume mondial des textiles techniques est employé dans le domaine médical. Ils sont généralement désignés pour les bio-textiles. Ces produits représentent la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables grâce à leurs nouvelles utilisations orthopédiques et odontologiques [16].
- **Les polymères** : Les polymères sont des substances constituées de macromolécules formées par la répétition d'un motif composé d'une ou de plusieurs unités de base ou monomères. Par exemple, les monomères styrènes et propylènes sont reliés ensemble pour faire respectivement le polystyrène et le polypropylène. Selon leur mise en œuvre et leur comportement mécanique, on distingue les polymères thermoplastiques, les polymères thermodurcissables, les élastomères et les élastomères thermoplastiques [17].
- **Les céramiques** : Les céramiques sont des matériaux non métalliques et non organiques qui nécessitent pour leur formation, un traitement en pression et en température (frittage). Ils se caractérisent par une résistance à la chaleur et à la corrosion, une rigidité, une légèreté, et une

fragilité, déterminant leurs utilisations. On rencontre principalement les céramiques bio-inertes et les céramiques bio-actives [18].



Figure 2. 3 : Bridge dentaire en céramique [18]

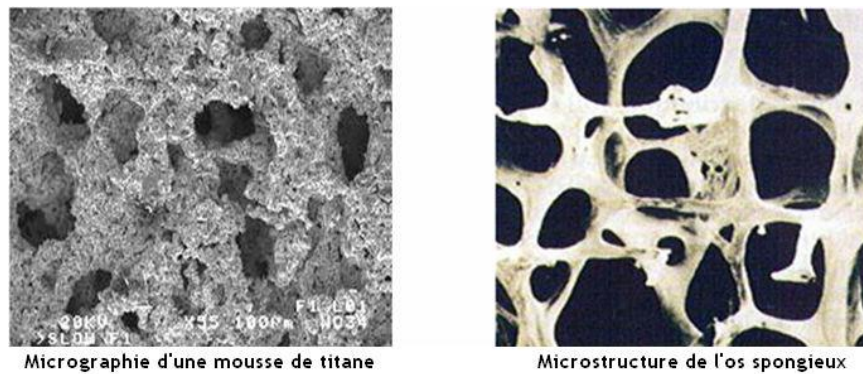
- **Les métaux et les alliages métalliques** : Outre le fait qu'ils sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants, les métaux et les alliages métalliques constituent, avec les polymères, la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui. Les plus importants sont sans doute 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 [19].



Figure 2. 4 : Tige d'une PTH, implant dentaire et électrodes de pacemaker en titane, plaques d'ostéosynthèse en Inox-316L, et vis en Ti-6Al-4V [20]

- **Les mousses métalliques** : L'institut canadien des matériaux industriels IMI a récemment développé un procédé de fabrication de mousses métalliques, basé essentiellement sur le titane et ses alliages (Ti6Al4V, TiNi, ...), les aciers inoxydables et autres alliages comme le Co-Cr-Mo, et

les céramiques biocompatibles ( $Al_2O_3$ ,  $ZrO_2$ , HAP). Ces mousses outre le fait qu'elles présentent une porosité élevée (70 à 85%), ce qui leur donne une structure similaire à celle de l'os spongieux humain, favorisent l'intégration des implants et servent de support à la croissance des cellules et tissus osseux [21].



**Figure 2. 5 :** Similarité des deux structures : os spongieux et mousse de titane [21]

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

## 2.3.2 Titane : propriétés et applications clinique

### 2.3.2.1 Introduction

Le titane est l'un des métaux les plus abondants sur la terre (4000g/tonne) après l'aluminium, le fer et le magnésium. Le marché du titane et de ses alliages s'est développé depuis les années 1950. Il existe aujourd'hui une gamme très étendue de titanes « commercialement purs » et d'alliages qui permettent de mettre à profit les différentes structures et les propriétés physiques et chimiques du titane dans des utilisations variées : énergie /Chimie (25000 tonnes), aéronautique civile et militaire (23000 tonnes), sports et Loisirs (3000 tonnes), bâtiment, lunetterie, médecine et autres applications (2300 tonnes). Deux principales raisons ont fait que

l'utilisation du titane s'est développée en dentisterie : l'essor de l'implantologie et l'intérêt actuel pour les matériaux biocompatibles [22].

Aujourd'hui, le titane et ses alliages se présentent comme une solution de remplacement aux alliages précieux et non précieux pour la conception de chapes et d'armatures en prothèse fixée. Cependant, la coulée du titane et de ses alliages, leur émaillage et leur soudure /brasure nécessitent une technique très adaptée.

### 2.3.2.2 Structures et propriétés chimiques

Le titane se présente sous deux structures cristallines, avec transformations réversibles à 882°C :

- Le titane alpha est stable jusqu'à 882°C et cristallise dans le système hexagonal compact ;
- Le titane bêta est stable de 882°C jusqu'au point de fusion et cristallise cubique centré. Il est moins dense que le titane alpha. Le titane pur est le siège d'une transformation allotropique de type martensitique au voisinage de 882 °C. En dessous de cette température, la structure est hexagonale pseudo-compacte ( $a=0,295\text{nm}$  ;  $c=0,468\text{nm}$  :  $c/a =1,633$ ) et est appelée Ti  $\alpha$ . Au-dessus de cette température la structure est cubique centrée ( $a=0,332\text{nm}$ ) et est appelée Ti  $\beta$ . La température de transition  $\alpha \rightarrow \beta$  est appelée transus  $\beta$ . La température exacte de transformation est largement influencée par les éléments substitutifs et interstitiels. Elle dépend donc fortement de la pureté du métal.

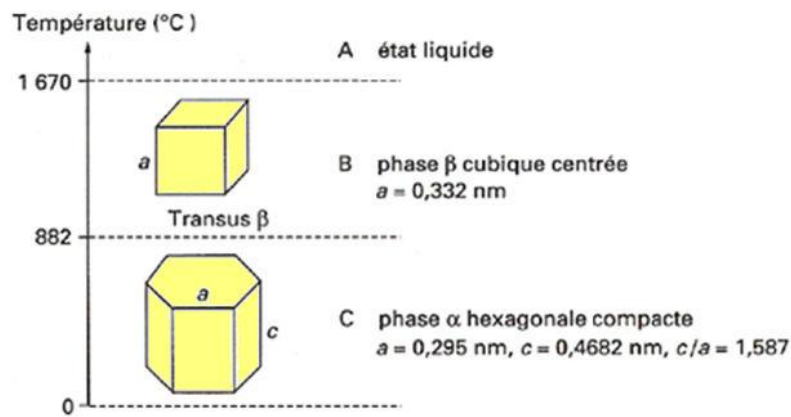


Figure 2. 6 : Cristallographie du titane pur en fonction de la température [23]

L'addition d'éléments d'alliage fait apparaître un domaine alpha + bêta. Le titane présente, à température élevée, une grande affinité pour l'oxygène, l'azote, le carbone et l'hydrogène. Cette caractéristique est essentielle dans son utilisation en implantologie dentaire. Son aptitude à se passiver (par la formation d'un film protecteur d'oxyde de titane) lui donne une résistance exceptionnelle à la corrosion et aux attaques chimiques. Il résiste parfaitement à tous les milieux naturels (atmosphère, eau de mer, salive) et possède une biocompatibilité très supérieure à celle des autres métaux. La résistance à la corrosion du titane et sa biocompatibilité sont proches de celle d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile.

### 2.3.2.3 Propriétés physiques

Les propriétés physiques du titane le différencient nettement des autres métaux [24] :

- densité faible (4,5) ;
- température de fusion élevée (1 670°C) ;
- conductivité thermique faible (21,6 W/mK) ;
- coefficient de dilatation thermique faible ( $8,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ) ;
- amagnétique.

Le titane a une densité de 40% inférieure à celle des aciers au carbone. Ses nombreuses qualités lui ont permis de s'imposer comme matériau de pointe en dentisterie, notamment grâce à son faible poids, à sa faible conductivité thermique ou encore à son absence de goût [25].

### 2.3.2.4 Propriétés mécaniques

Le module d'élasticité de Young du titane est faible (100GPa) par rapport aux alliages non précieux (de 177 à 220GPa). Sa raideur est comparable à celle des alliages précieux. La limite élastique, particulièrement favorable dans le cas du titane (de 350MPa à 1GPa selon l'alliage concerné), traduit la capacité de l'alliage à résister aux forces auxquelles il est soumis sans subir de déformation permanentes. La résistance mécanique du titane peut être accentuée par addition d'enlèvements d'alliage tels que l'aluminium (Al) et le vanadium (V).

### 2.3.2.5 Utilisation de matières inertes

Dans les récipients de stockage en vrac (jarre, grenier) on mélange parfois aux grains de la cendre ou du sable fin, selon des proportions et des pratiques qui varient suivant les régions. De nombreuses croyances circulent quant à l'origine et à la qualité des matières inertes à employer. Il semble, en fait, que ces matériaux pulvérulents remplissent les vides entre les grains et constituent une barrière à la progression des femelles cherchant à pondre. Ces matériaux fins auraient également un rôle abrasif sur les insectes et entraîneraient leur déshydratation. Dans tous les cas, il faut que le matériau soit propre et suffisamment fin.

### 2.3.2.6 Titane et alliages :

Les différents « titanes » les plus couramment utilisées sont, selon leur dénomination française, les T40, T60 et TA6V [24] :

Le T40 est un titane pur avec : O < 0,25% ; Fe < 0,20 % ; H < 0,015% ; C < 0,03%.

Le T60 est titane pur avec : O < 0,40% ; Fe < 0,30 % ; H < 0,015% ; C < 0,10% ; N<0,05%.

Les T40 et T60 présentent une excellente résistance à la corrosion, une excellente soudabilité et une bonne résistance mécanique. Le titane dit « commercialement pur » est en réalité un alliage avec un maximum de 1% d'atomes autres que le titane. Ces impuretés en insertion (H, C, O et N) lui procurent tous les effets néfastes sur sa ténacité et sa ductilité. La variation du



pourcentage d'oxygène va donner au titane ses caractéristiques. On distingue 1, 0,12% d'oxygène :

- grade 1, 0,12% d'oxygène maximum ;
- grade 2, 0,18% d'oxygène (le plus utilisé en art dentaires) ;
- grade 3, 0,25% d'oxygène ;
- grade 4, 0,35% d'oxygène.

Le TA6V (Ti – 6Al – 4V, ou Ti 6-4) est un alliage de titane, d'aluminium et de vanadium avec :  $O < 0,20$  ;  $Fe < 0,40$  ;  $H < 0,015$  ;  $C < 0,10$  ;  $N < 0,05$  /  $Al = 5,5 - 6,75$  /  $V = 3,5-4,5$ .

Certains atomes chimiques introduits par addition renforcent sa structure moléculaire hexagonale (Al, B, C, O<sub>2</sub>, N<sub>2</sub>). Ce sont des éléments alpha. Le résultat est alors des alliages alpha qui résistent bien à l'oxydation haute température (vers 1100°C) et qui présentent de bonnes performances mécaniques. Au contraire, l'addition de Mo, V, Nb, Fe ou Cr favorise sa structure cubique (éléments bêta) : les alliages bêta se soudent et s'usinent plus facilement industriellement et sont donc plus adaptés à l'usage dentaire. Un mélange de structure (alliage  $\alpha + \beta$ , biphasé) rend l'alliage encore plus résistant et l'usinage plus aisé avec néanmoins des difficultés concernant les soudures/brasures. L'alliage  $\alpha + \beta$  à base de vanadium (4%) et d'aluminium (6%) est celui qui est le plus utilisé mondialement (TiAl6V4 ou TA6V) et qui présente la plus forte résistance mécanique.

### 2.3.3 Céramiques

#### 2.3.3.1 Introduction

Le terme céramique provient de « keramos », mot grec signifiant argile. Il a d'abord désigné des poteries recouvertes d'émail avant d'être étendu à toute la porcelaine et à d'autres produits essentiellement constitués de silicates et qui représentent les céramiques classiques. Peut être considéré comme céramique tout matériau inorganique, fragile, et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique [26]. En odontologie, les céramiques sont essentiellement employées dans des applications prothétiques mais peuvent

également être utilisées en implantologie, en orthodontie, en matériau de restauration esthétique comme dans le cas d'inlays, onlays ou facettes. La plus grande partie des nouveaux systèmes très sophistiqués apparus ces dernières années sont des améliorations technologiques d'un produit apparu il y a plus d'un siècle. Les céramiques sont un type de verre obtenu par la fusion d'oxydes métalliques à haute température qui deviennent solides à température ambiante. Les céramiques dentaires sont des matériaux de structure composite comprenant une structure vitreuse appelée matrice de verre renforcée par différentes phases cristallines qui permettent 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 en dessous de celle des cristaux. La phase cristalline accroît la résistance et réduit les fractures. Un autre facteur clef est le contrôle de la rétraction thermique résiduelle. 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 micro fractures de surface au sein du matériau. Ces matériaux sont soumis à deux types de défauts, sources de leur fragilité : des défauts de fabrication (inclusion de porosités lors de l'élaboration) et 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. Durant cette décennie, un grand nombre de matériaux et de procédés d'élaboration de restauration tout céramique ont été mis à notre disposition. Ils peuvent être classés suivant leur technique d'élaboration et aussi suivant la composition de leur phase cristalline.

### 2.3.3.2 Définitions

Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique

avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [27].

### **2.3.3.3 Porcelaine**

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

### **2.3.3.4 Céramiques dentaires**

Ce sont des matériaux composés à 99% d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, ils ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Ce sont des matériaux fragiles.

### **2.3.3.5 Verre**

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

### **2.3.3.6 Classification des céramiques Selon Sadoun et Ferrari**

Les propriétés finales des prothèses céramiques - résistance mécanique, microstructure, précision d'adaptation et propriétés optiques - résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Un même matériau peut être mis en forme de façons différentes, modifiant ainsi ces propriétés. Un même procédé de mise en forme peut être utilisé pour différents matériaux. Il est donc indispensable d'établir une classification basée sur la nature chimique, la microstructure et les procédés de mise en forme.

- Selon les constituants chimiques.

Céramiques feldspathiques : ce sont les céramiques traditionnelles destinées à l'émaillage des couronnes céramo-métalliques. De nouvelles céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite, ont une résistance mécanique améliorée et un coefficient de dilatation thermique augmenté. Elles sont alors utilisées sans armature.

Céramiques alumineuses : leur constituant principal est l'alumine ( $Al_2O_3$ ). On distingue en fonction de la teneur en alumine :

- 40% : « Jacket » de Mac Lean ;
- 65% : Cérestore, AllCeram ;
- 85% : In-Céram ;
- 98%: Procer.
- Vitrocéramiques : elles comportent des matériaux de nature chimique différente.
- Apatite : Cérapearl;
- Micatétrafluorosilicate : Dicor, matériau mis en forme à l'état de verre puis traité thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle.

### 2.3.4 Biocompatibilité

Elle regroupe l'ensemble des propriétés qui font que l'implant n'est pas nocif pour le corps mais également que le milieu biologique ne dégrade pas l'implant.

Le terme biocompatible est ainsi défini dans le « Dorland's Illustrated Medical Dictionary » par : ce qui est harmonieux avec la vie et qui n'a pas d'effet toxique ou préjudiciable sur les fonctions biologiques. La notion de biocompatibilité repose donc sur les critères suivants :

#### 2.3.4.1 Propriétés chimiques

Oxydation, corrosion, dégradation.

#### 2.3.4.2 Propriétés biologiques

Bio adhésion (intégration osseuse), réactions immunitaires (allergiques, toxiques, mutagènes, cancérigènes, encapsulation).

Dans le cahier des charges la résistance à la corrosion et la réponse biologique favorable vont donc être réunies sous le terme de biocompatibilité.

Les matériaux utilisés pour les prothèses :

Si les alliages étaient auparavant en chrome- cobalt- molybdène, ils sont aujourd'hui très majoritairement à base de titane. En effet, le titane a su démontrer sa supériorité tant au niveau de la biocompatibilité que des propriétés physiques et chimiques requises par le cahier des charges.

Mais si le titane est un élément connu pour son inertie chimique, il est essentiel d'y ajouter des éléments d'alliage pour ajuster ses propriétés mécaniques et ainsi d'obtenir des alliages biocompatibles de choix.

Les alliages de titane constituent la famille d'alliage avec laquelle on peut se rapprocher au mieux des propriétés de l'os : le module d'Young de certains alliages de titane approche 60GPa environ alors que celui des alliages précédemment utilisés comme les chrome-cobalt était de l'ordre de 220GPa.

La biocompatibilité des alliages de titane a la surface de tout alliage de titane se forme un oxyde passivant :  $TiO_2$ . Cette couche passivante permet de protéger le matériau de la corrosion d'une part, elle est, en particulier, très résistante à la corrosion par les ions chlorures et l'isole du milieu d'autre part. Le titane et ses alliages connaissent un grand succès chez les prothésistes mais ils permettent aussi, grâce à leur inertie chimique, aux personnes développant des allergies vis-à-vis de certains métaux - argent, nickel notamment - de porter des montures de lunettes métalliques, des bijoux (piercing, montres ou bagues)

Les chercheurs de nombreux domaines (biologie, chimie, physique) travaillent ensemble pour tenter de mieux comprendre les phénomènes qui entrent en jeu dans le comportement du corps humain vis à vis de ces matériaux tout en cherchant à améliorer sans cesse les propriétés mécaniques de ces alliages pour se rapprocher toujours plus des exigences du cahier de charge.

## 2.4 Conclusion

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

organisme ou à prévoir ses changements dus à son altération. Grâce à l'application des lois de la mécanique, cette discipline relativement récente, présente la capacité d'offrir de nouvelles solutions à des problèmes médicaux plus ou moins complexes tel que les remplacements artificiels, ce qui peut contribuer à l'innovation de nouveaux systèmes dans ce domaine. Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique ou d'une prothèse dentaire plus particulièrement, les techniques de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont fortement employées afin de maximiser les chances d'une meilleure performance. *les Biomatériaux* sont des matériaux non vivants utilisés dans un dispositif médical destiné à interagir avec les systèmes biologiques.

Les biomatériaux représentent une des grandes avancées thérapeutiques de ces quarante dernières années. Définis comme des matériaux travaillant sous contrainte biologique, voués au remplacement d'une fonction ou d'un organe, ils sont présents dans de très nombreuses stratégies thérapeutiques. Selon la définition de Chester (1981), il s'agit de tout matériau non vivant utilisé dans un dispositif médical et visant à remplacer ou traiter un tissu, organe ou une fonction avec une durée de contact supérieure à trois semaines. On estime à environ 3,2 millions les personnes qui en France sont porteuses d'un biomatériau. Ces derniers posent des problèmes scientifiques, mais posent aussi des problèmes économiques, éthiques, réglementaires et industriels qui ne sauraient être passés sous silence sans avoir une approche par trop réductrice.

Le domaine de l'implantation dentaire évolue rapidement que l'apport de nouveaux matériaux a permis le développement de systèmes d'implants apportant des résultats très fiables. Aujourd'hui, la quasi-totalité des implants utilisés est en titane. Ils sont généralement cylindriques en forme de vis avec différentes dimensions afin de s'adapter au mieux à tous les cas rencontrés. De plus, ils essaient de réduire le temps au cours duquel l'implant doit être enfoui dans l'os pour une meilleure ostéo-intégration, en offrant des microstructures de surface abrasée augmentant le contact de l'implant avec l'os. 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 tels que les remplacements artificiels, ce qui peut contribuer à l'innovation de nouveaux systèmes dans ce domaine. Que ce soit pour l'évaluation d'un appareil orthopédique ou d'une prothèse dentaire plus particulièrement, les techniques de modélisation biomécanique, de simulation et de prédiction sont fortement employées afin de maximiser les chances d'une meilleure performance. Partant de cet objectif, nous avons étudié l'anatomie et le comportement mécanique de la composante fondamentale de tout système de ce type, à savoir, l'os humain, qui constitue un matériau particulièrement complexe dont la structure subtile influence fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multiphasé, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction en fonction de sa densité. Ensuite, nous avons expliqué le fonctionnement mécanique du système masticatoire humain en abordant les éléments mécaniques clés de ce système, en particulier les articulations, les os y opérants ainsi que les rôles.

## Références bibliographiques

- [1] Michelland A. Analyse critique des données bibliographiques au sujet de la biomécanique des piliers de prothèse fixée dentaire ou implantaire. Thèse : dentaire Nantes, 1998, 141p
- [2] Allard P. La Biomécanique, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, p 127.(N°3456)
- [3] Pawlak EA., Hoag Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129.
- [4] Azerad J. Physiologie de la mastication. 1992 ; 1ère Edition : 1-116.
- [5] O'leary T.J., Rudd K.D., Nabers C.L., Stumpf A.J. The effect of mastication and deglutition on tooth mobility. Periodontics. 1967; 5: 26-28.
- [6] Bates J.F., Stafford G.D., Harrison A. Masticatory function - A review of the literature. III Masticatory performance and efficiency. J.Oral Rehabil. 1976 ; 3 : 57-67
- [7] Gibbs C.H., Wickwire.A., Jacobson A.P., Lundeen H.C., Mahanp.E., Lupkiewicz. M Comparison of typical chewing patterns in normal children and adults. J Am Dent Assoc. 1982 ; 105 : 33-42
- [8] Semin Complications mécaniques et problèmes esthétiques en implantologie. Thèse d'exercice de chirurgie dentaire. Nancy : Université de nancy 1, 2004, 143f.
- [9] Tylman SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge) Paris: édition Prélat, p.1975 - 917.
- [10] 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.
- [11] Cao W, Hench LL. Bioactive Materials, Ceramics International 22, 1996; p 493.
- [12] Mainard D, Gouin F, Chauveaux D, Loty B. Les substituts osseux en 2001, Ed. Romillat, 2001.
- [13] Hench LL, Splinter RJ, Allen WC, Greenee TK, J. Biomed. Res, 1972; p 117.
- [14] Hench LL. Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in Vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J. Lemons Annals of NY academy of Science, 1988; p 54.
- [15] Sedel L, Janot C. Biomateriaux, Rapport CNRS. URL: <http://www.cnrs.fr>
- [16] Passuti N. Les biomateriaux. Fondation pour la recherche médicale. URL : <http://www.frm.org>
- [17] Holy N, Paquot M, Dubois P. Les polymères issus du végétal : matériaux à Propriétés spécifiques pour des applications ciblées en industrie plastique.. Biotechnol. Agron. Soc. Environ 2006; 10 :185 - 196.
- [18] Biomateriaux, URL : <http://www.Cite-sciences.Fr/>.
- [19] Étude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires. Thèse présentée par Marie Haïdopoulos, 2005.
- [20] URL : <http://www.surfix.com/>
- [21] [www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation](http://www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation)
- [22] Auger et Grmek, Encyclopédie internationale des sciences et des techniques 1973; tome 10 ,511 ;515
- [23] Champin B, Gelas B. Traitements thermiques des alliages de titane. Techniques de l'ingénieur, volume M 1335, 1984.
- [24] Séraphin, A histologic study in the canine mandible, 1995; 9.13.2
- [25] Below et Williams, - Anisotropic Elasticity of Cortical and Cancellous Bone in the Posterior Mandible Increases Peri-Implant Stress and Strain under Oblique Loading. Clin Oral Implant Res 2001,12:648
- [26] Albers H. Ceramic materials. Adept Report 1999; 6:1-20.
- [27] Beham G. une nouvelle technologie en matière de céramique». Prothèse Dent 1991; 61:31-45



# Chapitre 3

## Modélisation Numérique en Implantologie Dentaire

---

### 3.1 Introduction

Le développement de l'informatique a permis la mise au point de méthodes numériques de plus en plus sophistiquées pour résoudre les systèmes d'équations complexes, souvent non linéaires et couplées. Les méthodes des différences finies et des éléments finis sont les plus couramment utilisées pour résoudre ce type de problèmes. La méthode des éléments finis est une méthode adaptée à l'analyse mécanique de structures complexes, tel que l'os trabéculaire, pour lesquelles une solution analytique est impossible. Pour alimenter ces modèles, il est toutefois nécessaire de déterminer des lois de comportement du tissu osseux pour pouvoir prédire la réponse de la structure globale à une sollicitation mécanique.

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation. Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure [1].

Les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont Nastran, Catia, ABAQUS et SolidWorks. Tous ces logiciels effectuent les mêmes tâches. La simulation et

l'analyse numérique ont un impact direct sur la qualité et le temps de mise sur le marché des produits ; de plus, elles accroissent les performances des solutions de gestion du cycle de vie du produit, elles sont apparues, dans le désir de minimiser le coût d'une étude avec un nombre d'essais optimisés. La difficulté est de créer un modèle C.A.O. se rapprochant au maximum de la réalité, dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie ou lors de la modification de celle-ci, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test préclinique permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir les moyens d'une étude clinique qui reste cependant indispensable.

Ce chapitre a pour but d'expliquer les différentes techniques de la modélisation numérique dans l'étude du comportement biomécanique des systèmes d'implants dentaires tout en s'attardant sur leurs perspectives dans ce domaine. L'objectif étant de permettre de prédire la performance d'un implant dentaire avant qu'il ne soit utilisé cliniquement.

### **3.2 Modélisation numérique**

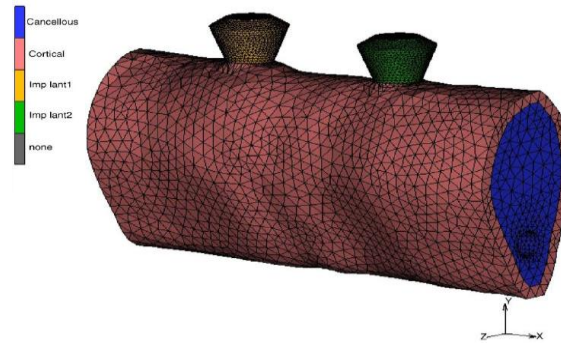
Les méthodes numériques se sont imposées comme des compléments indispensables aux méthodes expérimentales traditionnelles pour l'analyse du mouvement des corps des solides déformables surtout lorsque :

- Les formes géométriques de ces corps sont compliquées,
- Les déformations qu'ils subissent sont grandes et les matériaux qui les constituent ont un comportement non linéaire,
- Les charges appliquées sont dynamiques.

L'application de ces méthodes à la biomécanique, en particulier aux prothèses dentaires est indispensable puisque les solides déformables que sont la structure osseuse et l'implant sont de forme complexe, que le comportement de l'interface os-implant est hautement non linéaire et que les charges appliquées sont dynamiques.

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 solide déformable soumis à un ensemble de

forces. Comme ce problème est complexe et qu'aucune solution analytique n'est envisageable, il doit être fractionné en un ensemble de sous problèmes pouvant être résolus à l'aide de logiciels informatiques utilisant la méthode des éléments finis [2-3]. La figure (3.1) représente le maillage par élément finis de l'os et l'implant.



**Figure 3. 1 :** Maillage par éléments finis d'un système os-implant [1]

La modélisation par méthodes numériques requiert donc une description précise :

- De la prothèse (géométrie tridimensionnelle, propriétés mécaniques, caractérisation de l'interface os-implant),
- De la structure osseuse (géométrie tridimensionnelle, distribution des densités osseuses, propriétés mécaniques, lois de comportement),
- Des conditions de charge du système (forces de contact, forces musculaires).

Cette description permet ensuite après simulation par la méthode des éléments finis de déterminer un certain nombre de variables biomécaniques comme la répartition des contraintes dans les solides, la répartition des contraintes et micromouvements à l'interface os-implant à un instant donné ainsi que l'évolution en fonction du temps des densités de la structure osseuse [5].

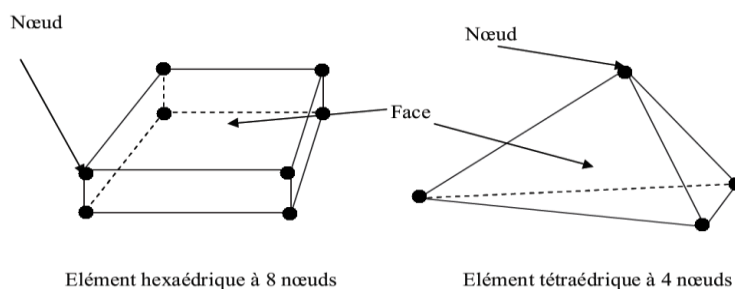
La modélisation par éléments finis s'avère donc être un outil particulièrement intéressant pour ce genre d'analyses, à condition de réaliser des modèles numériques fiables et calibrés soit par des mesures directes (ce qui impose une multiplication des examens scanner pour un patient) ou bien par des données

issues de la littérature (en conservant que chaque expérimentation reste unique). De nombreuses études numériques ont été réalisées dans ce sens [6].

### 3.3 Modélisation par éléments finis

La méthode des éléments finis (MEF) est une méthode numérique informatisée qui permet dans le cas de la biomécanique d'analyser les contraintes et les déformations que subissent des associations de structures soumises à des forces simulées. Elle requiert la connaissance des propriétés mécaniques (module de Young et coefficient de Poisson) des matériaux composant les structures, utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ.

La modélisation par éléments finis permet d'analyser les comportements mécaniques de tissu osseux sous des charges induites par des implants. Cette méthode permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses. Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes, ...etc.) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé. L'échantillon d'étude devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre fini de points appelés « *nœuds* ». Les éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches constituant les éléments, comme le montre la figure (3.2), formant ainsi le *maillage* de la structure initiale. Il existe plusieurs types d'éléments pour les systèmes de modélisation en 3D : l'élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds et l'élément tétraédrique à 4 nœuds par exemple.

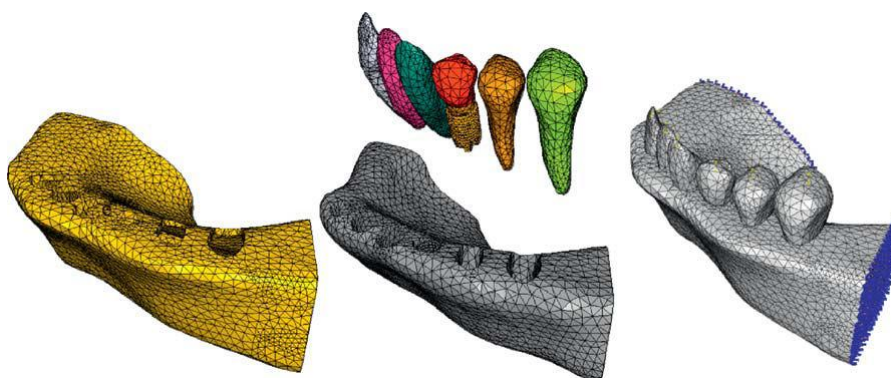


**Figure 3. 2** : Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis

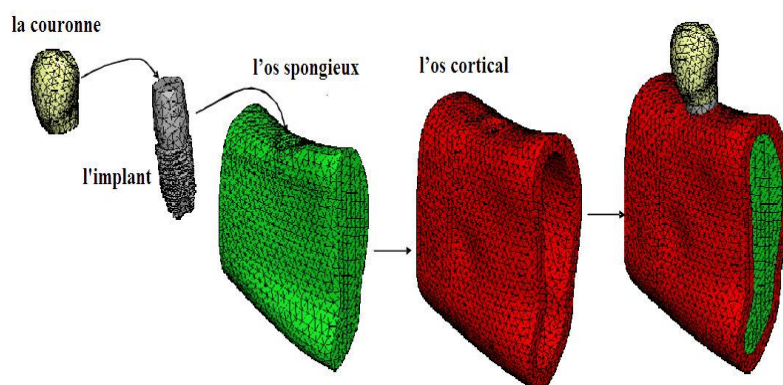
Les calculs mathématiques sont effectués uniquement aux nœuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites qui lui sont imposées.

Dans le domaine médical, pour l'étude par éléments finis de biomatériaux, la géométrie de la structure de l'os est réalisée à partir d'images radiologiques (Scanner, IRM) à l'aide d'un logiciel de segmentation manuelle ou automatique en 3D, puis exportée vers le logiciel d'éléments finis où sera effectué le maillage. Le maillage peut être constitué d'une grande quantité d'éléments, ce qui augmente la précision de la simulation mais allonge considérablement la durée de calcul.

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



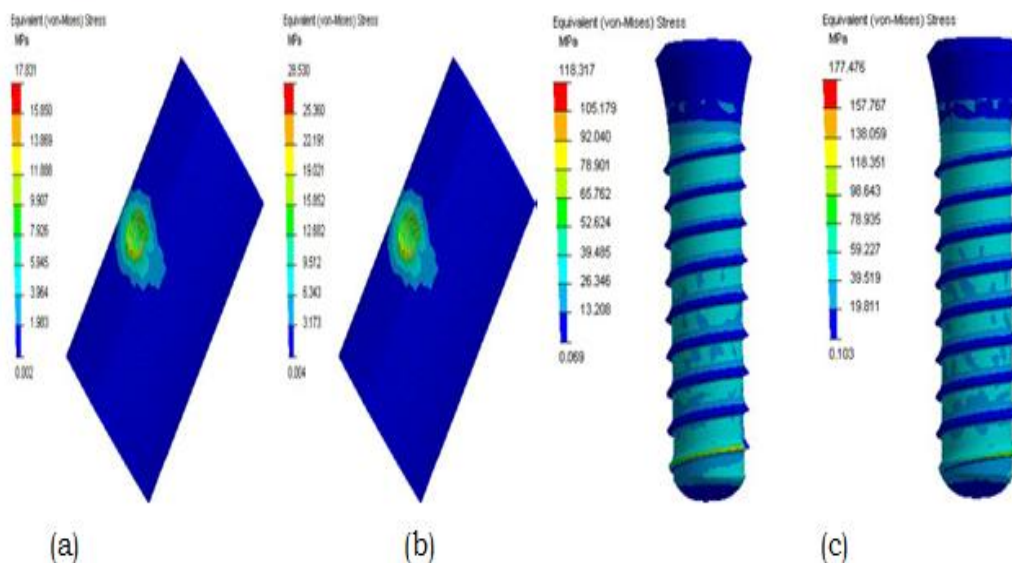
**Figure 3. 3** : Modélisation 3D par éléments finis de l'os mandibulaire, des dents et d'un implant dentaire (Logiciel MSC PATRAN 2005) [1]



**Figure 3. 4 :** Exemple de maillage de mandibule permettant l'étude d'un modèle par éléments finis avec le logiciel ABAQUS [1]

La simulation 3D par éléments finis d'un matériau nécessite notamment de connaître la loi de comportement biomécanique propre au matériau que l'on cherche à modéliser. Ainsi pour une analyse numérique de l'os, le module d'Young et le coefficient de Poisson sont des paramètres à définir pour chaque simulation.

Après la résolution numérique effectuée par le solveur du logiciel, les résultats sont exploités de façon qualitative et quantitative sous forme d'iso-valeurs (champs de couleurs) variant en fonction de la variable observée (contraintes, déformations, vecteurs de déplacement, ... etc.). Comme le montre la figure (3.5), les résultats sont exploités également de façon quantitative à partir de données chiffrées (par exemple l'évolution des contraintes en fonction du diamètre de l'implant).



**Figure 3. 5 :** Simulation numérique de la mise en charge d'un implant dentaire par un logiciel éléments finis (ANSYS) [7]

(a) Répartition des contraintes sur l'os cortical, (b) sur l'os spongieux, (c) sur l'implant.

### 3.4 Réalisation d'un modèle par éléments finis

La complexité des systèmes physiques ou technologiques destinés à être conçus ou étudiés a conduit à employer des méthodes numériques basées sur le principe d'approcher une solution nominale, mais celles-ci exigent de grands calculs nécessitant des calculateurs efficaces. Les recherches actuelles se sont concentrées sur le bon choix des implants dentaires d'une manière générale. Alors que le problème devient des plus confus avec le temps, c'est-à-dire, qu'il dépend de plus en plus de beaucoup de paramètres. Nous citons essentiellement les caractéristiques mécaniques et géométriques des matériaux surtout. Dans le but d'analyser les contraintes mécaniques à l'interface os-implant, nous avons réalisé un modèle d'éléments finis simulant la mise en place d'un implant dentaire et l'application de différents types de charges par l'intermédiaire d'une prothèse dentaire. Plusieurs études ont montré l'intérêt et l'avantage de privilégier ce concept occlusal en favorisant une faible contrainte dans l'implant, et, dans l'os surtout [8,9].

### 3.5 Outils de modélisation par éléments finis

Les outils de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont Abaqus, Nastran, Catia,

SolidWorks, ... etc. Tous ces outils effectuent les mêmes tâches, c'est à dire qu'ils génèrent des structures, leurs caractéristiques et celles du problème étudié, ensuite ils calculent le comportement de cette structure (déformations, ruptures, plastification, ...etc.) et enfin ils permettent de traiter ces résultats afin d'en sortir des données utilisables et exploitables. La plupart des entreprises utilisent un assortiment de logiciels qui sont plus ou moins performants dans l'une ou l'autre de ces tâches, par exemple, dessiner avec SolidWorks, calculer avec Abaqus et faire du post traitement avec Nastran. Il sera donc certainement demandé dans le monde de l'entreprise une maîtrise de plusieurs de ces outils. Dans notre étude, pour l'analyse de la structure os-implant, nous utilisons les performances du logiciel Abaqus version 6.10.1. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'Abaqus est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage. Le programme Abaqus a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire. Les guides d'analyse de la sa documentation décrivent les procédures à suivre pour effectuer des analyses pour différentes disciplines de l'ingénierie. Le but ultime d'une analyse par éléments finis est de recréer mathématiquement le comportement d'un véritable système d'ingénierie. En d'autres termes, l'analyse doit être basée sur un modèle mathématique précis d'un prototype physique. Au sens le plus large, ce modèle se compose de tous les nœuds, les éléments, les propriétés des matériaux, de véritables constantes, des conditions aux limites, et d'autres caractéristiques qui sont utilisées pour représenter le système physique.

### **3.5.1 Logiciel de simulation numérique Abaqus**

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 & 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 *.odb*. Deux tâches restent à accomplir : générer le fichier de données (pré-traitement), et exploiter les résultats contenus dans le fichier *.odb* (post-traitement). La structure du fichier de données peut se révéler rapidement complexe : elle doit contenir toutes les définitions géométriques, les descriptions des maillages, des matériaux, des chargements, ...etc., suivant une syntaxe précise. Il faut savoir que le pré-traitement et le post-traitement peuvent être effectués par d'autres logiciels. Abaqus propose le module Abaqus CAE, interface graphique qui permet de gérer l'ensemble des opérations liées à la modélisation :

- La génération du fichier de données,
- Le lancement du calcul proprement dit,
- L'exploitation des résultats.

### 3.5.1.1 Structure et tâches

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

#### 3.5.1.1.1 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.

**3.5.1.1.2 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.

**3.5.1.1.3 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.

**3.5.1.1.4 Module « STEP »**

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

**3.5.1.1.5 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.

**3.5.1.1.6 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.

**3.5.1.1.7 Module « MESH »**

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

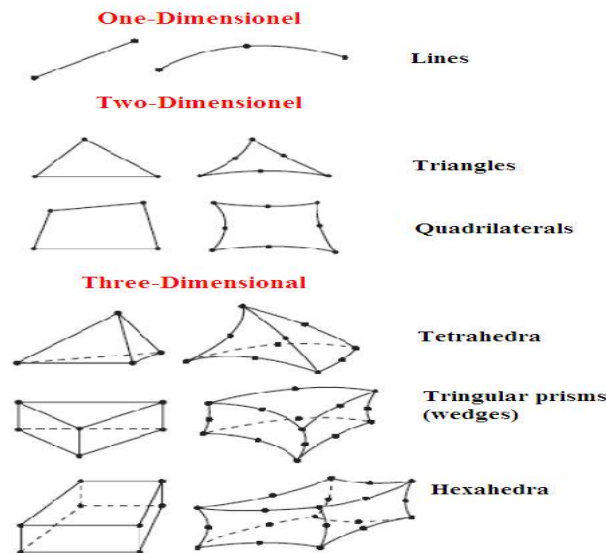


Figure 3. 6 : Types de maillages possibles dans Abaqus [10]

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.

#### 3.5.1.1.8 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.

#### 3.5.1.1.9 Module « VISUALIZATION »

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

#### 3.5.1.1.10 Module « SKETCH »

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

### 3.5.2 L'arbre du modèle

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

### 3.5.3 Méthodologie

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

1. Création du modèle : Dessiner le profil 2D de la forme voulue, le développer en 3D et rajouter les détails qui peuvent être manquants.
2. Affectation des propriétés aux objets : Créer le matériau, créer les sections sur lesquelles appliquer les matériaux, et affecter les matériaux aux sections correspondantes.
3. Assemblage du modèle : Créer les instances et les positionner dans le repère général.
4. Définition des pas d'analyse.
5. Création des interactions entre les instances : Créer les surfaces, définir les types de contacts, et associer des surfaces avec des types de contact.
6. Application des conditions aux limites et des chargements : Définir les pas d'application et définir les types des conditions aux limites ou des chargements.
7. Maillage du modèle : Partitionner le modèle, choisir les techniques de maillage et choisir les types de maillage.

### 3.5.4 Discussion

Abaqus est un logiciel simple d'utilisation offrant un large éventail de possibilités. En effet, dans la plupart des simulations, notamment les non linéaires, l'utilisateur fournit seulement les données sur la géométrie de la structure, son comportement matériel, les conditions aux limites, et les charges appliquées. Dans une analyse non linéaire, Abaqus choisit automatiquement les valeurs des charges appropriées et les tolérances de convergence, non seulement il permet de choisir les valeurs de ces paramètres, mais il les ajuste continuellement pendant l'analyse afin d'obtenir une meilleure solution efficacement. Rarement que l'utilisateur définit les paramètres de contrôle de la solution numérique au problème.

Grâce à cet outil, la plupart des problèmes complexes peuvent être modélisés facilement. Par exemple, les problèmes avec des composantes multiples sont modélisés par l'association de géométries et la définition de chaque composant à l'aide de modèles appropriés. Toutefois, Abaqus s'adapte plus particulièrement aux problèmes qui n'ont pu aboutir à des solutions analytiques ou expérimentales par les méthodes classiques, comme les diverses applications actuellement très intéressantes dans le domaine de l'analyse biomécanique. Citons dans ce domaine l'utilisation relative aux travaux de cette thèse, il s'agit de l'analyse des contraintes mécaniques dans un système d'implant dentaire. Cette analyse peut être en effet réalisée de trois manières différentes :

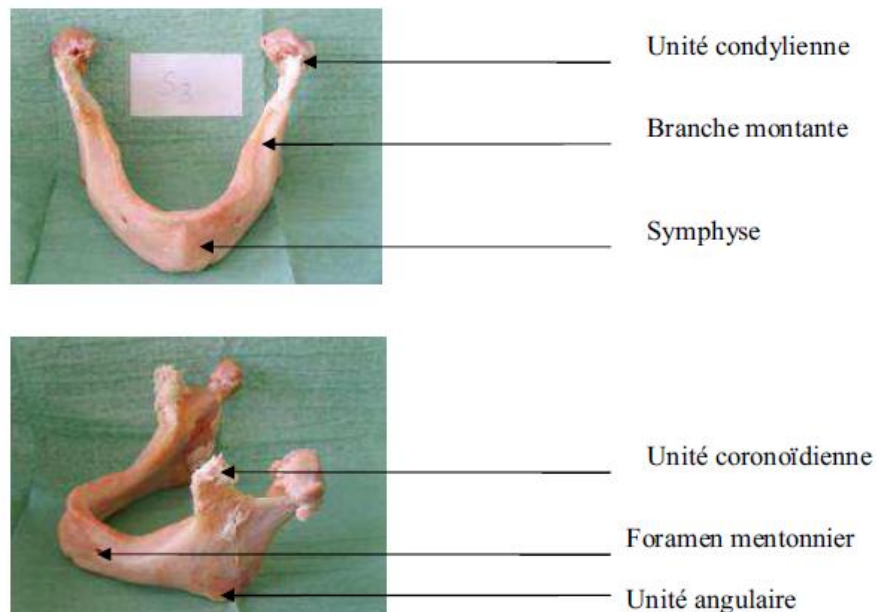
- Analyse statique linéaire/non linéaire
- Analyse dynamique linéaire/non linéaire et analyse d'impact
- Analyse non linéaire des contacts dans les interfaces des implants.

### 3.6 Modélisation du système os-implant

L'implant dentaire est une structure simple à modéliser puisqu'il s'agit d'un matériau isotrope et élastique. Globalement, deux types de matériau sont à considérer : l'alliage de titane ou de céramique. La difficulté dans la modélisation de l'implant dentaire réside plutôt au niveau de l'interface. L'intérêt de l'approche numérique, au contraire de l'approche expérimentale,

est de pouvoir mesurer les variables biomécaniques (micromouvements et contraintes) de l'interface os-implant [11]. Le coefficient de frottement est donc le paramètre qui doit être défini selon le type d'état de surface considérée : poli, mat ou poreux.

Quant à l'os, c'est une structure complexe. En effet, ce matériau est élastique avec un comportement plastique, inhomogène et anisotrope (déformation fonction de la direction de la contrainte). Sa modélisation revient tout d'abord à acquérir l'information de base sur la géométrie et ensuite à décrire ses propriétés mécaniques.



**Figure 3. 7 :** Structure et composition de l'os mandibulaire [12]

La figure suivante montre un exemple de modélisation et simulation par un logiciel des éléments finis (COSMOS) d'un os mandibulaire illustrant la répartition des contraintes de von Mises lors de la mastication, ce qui montre la grande capacité de tels outils à simuler efficacement des modèles biomécaniques géométriquement très complexes.

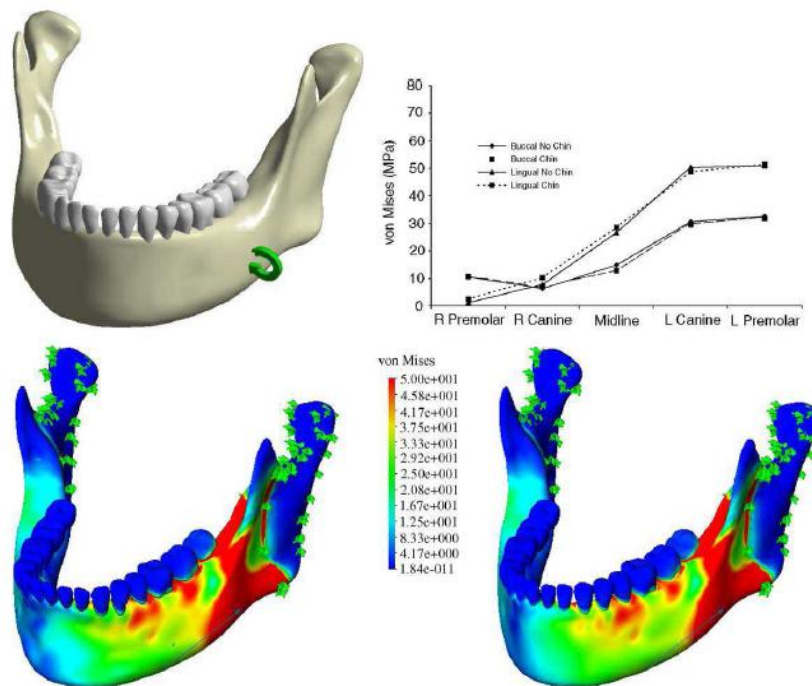


Figure 3. 8 : Modélisation par logiciel d'éléments finis d'un os mandibulaire évaluant la répartition des contraintes lors de la mastication [13]

### 3.6.1 Acquisition de l'information

La première étape est l'acquisition de l'information géométrique. L'imagerie scanner fournit cette information sous forme d'un ensemble de coupes transversales. Après extraction par un logiciel de traitement d'image approprié des géométries osseuses interne et externe, le solide est reconstruit en 3D, comme le montre la figure suivante.

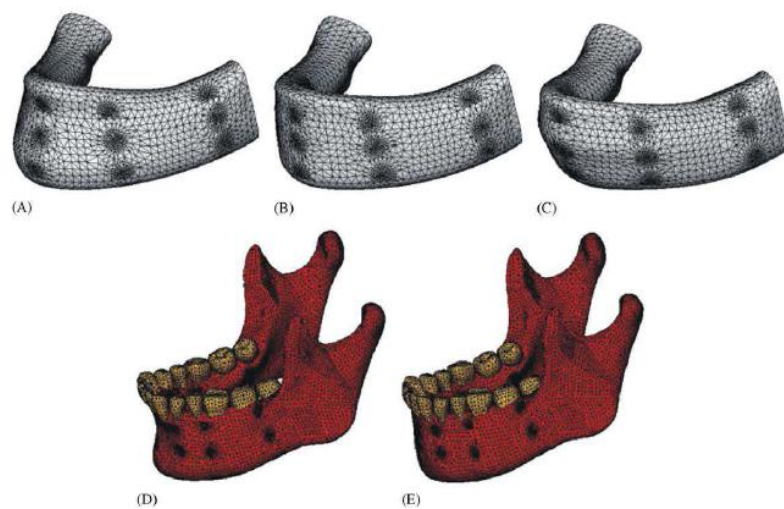


Figure 3. 9 : Exemple de conception 3D d'un os mandibulaire [13]

### 3.6.2 Inhomogénéité et Anisotropie

Comme mentionné ci dessus, l'os est une structure inhomogène, autrement dit, de densité non constante. Ne pas tenir compte de cette inhomogénéité reviendrait à simplifier de manière abusive le problème. La figure (3.9) illustre cette différence du matériau de l'os entre la zone corticale et la zone spongieuse. En effet, l'os est beaucoup plus dur au niveau de la zone corticale. Afin d'intégrer cette inhomogénéité dans la description d'une géométrie relative en 3D, une densité apparentée doit être attribuée à chaque nœud du maillage. Toutefois, et comme la structure de l'os n'est pas isotrope, la description des propriétés mécaniques ne peut se limiter à un seul paramètre et doit caractériser le fait que l'os se déforme moins lorsqu'une force est exercée dans le sens longitudinal que dans le sens transversal.

### 3.6.3 Conditions de charge

La définition des géométries osseuses et prothétiques (systèmes d'implants) ainsi que des lois de comportement n'est pas suffisante pour l'évaluation du comportement biomécanique d'une configuration os-implant. En effet, des conditions de charge réalistes tenant compte des différents mouvements de l'os mandibulaire en mastication et de l'action masticatoire des muscles doivent être efficacement intégrées [14]. Il est important de souligner que les charges masticatoires peuvent être simulées en charges dynamiques. Cependant, certains travaux récents les considèrent toujours comme des charges statiques [15-16].

### 3.6.4 Évaluation du remodelage osseux

L'évaluation de la stabilité primaire de l'implant est le premier pas dans l'établissement des critères de performance d'une implantation dentaire. Mais à ce stade, les différentes approches connues dans ce domaine ne tiennent pas compte du fait que l'os est une matière vivante qui évolue dans le temps et se modifie structurellement en fonction des contraintes auxquelles il est soumis. Pour compléter l'évaluation biomécanique, il est donc nécessaire d'intégrer cette fonctionnalité d'adaptation osseuse appelée *remodelage osseux*. En effet, l'activité physique d'un patient ainsi que la modification de sa configuration osseuse avec l'implant conduisent à un changement de sa structure osseuse,



induisant une altération du champ de contraintes (compression et cisaillement) qui va elle-même induire un stimulus mécanique, qui au travers des réactions biologiques modifiera la densité osseuse [17].

### 3.7 Limitations de l'approche numérique

Malheureusement, la principale limitation de l'approche numérique est le manque de validation clinique, particulièrement lors de l'intégration du processus de remodelage osseux.

Plusieurs recherches ont déjà réalisé quelques études notamment sur les implants cylindriques filetés où certains résultats en matière de remodelage osseux ont été vérifiés cliniquement.

Plusieurs travaux sur ces implants sont actuellement en cours, ayant pour objectif la prédiction du comportement de la structure osseuse à long terme. Ce type d'étude requiert pour l'analyse clinique la mise en place d'un protocole précis nécessitant en plus du bilan radiologique habituel un examen scanner et une densitométrie en préopératoire et aux différentes périodes de revue. Une seconde limite de la modélisation numérique peut être dans le cas d'utilisation de conditions de charge prises dans la littérature, qui ne sont donc pas parfaitement adaptées à des cas individuels étudiés. Malgré ces deux limitations, l'approche numérique fournit des résultats qualitatifs suffisamment précis pour juger le comportement biomécanique à long terme d'un implant dentaire.

### 3.8 Applications en implantation dentaire

Nous présentons dans cette section un état de l'art résumant quelques travaux intéressants dans le domaine, où nous montrons notamment l'intérêt de la modélisation numérique et l'utilisation de la méthode des éléments finis dans les diverses applications proposées.

**Abdul Rahman et al (2015)** Le but de ce travail était d'analyser par la méthode des éléments finis la distribution et le niveau des contraintes générées au niveau du contact os implant et montrer l'intérêt des implants dentaires à base du polymère poly-éther-éther-cétone, et à fournir des indications sur les contraintes générées en utilisant l'analyse par éléments finis une concentration

de contraintes autour du col de l'implant, en particulier sous chargement oblique [18].

**Schwitalla AD et al (2015)** ont Analysé par éléments finis des effets biomécaniques et le comportement mécanique d'un implant dentaire à base du polymère poly-éther-éther-cétone (PEEK) et montrer la distribution des contraintes à l'interface os-implant. Par conséquent polyéther-éther-cétone (PEEK) pourrait représenter un biomatériau alternatif de grande stabilité et un facteur de sécurité minimum en ce qui concerne la limite d'élasticité de l'os cortical [19].

**Bahrami B et al (2014)** ont analysé par élément finis l'effet d'un traitement de surface sur la répartition des contraintes à l'interface os-implant dans les implants mandibulaires en charge. Les résultats de cette analyse suggèrent que le projet de traitement de surface en deux parties pour les implants crée des contraintes plus faibles que les traitements uniformes simples à l'interface os-implant, ce qui pourrait diminuer péri-implantaire perte osseuse. Les futures investigations devraient se concentrer sur la validation mécanique et clinique de ces résultats [20].

**Jörn D et al (2014)** Le but de cette étude était d'étudier l'influence de l'action de lubrifiant lors de l'assemblage de l'implant et la répartition des contraintes lors du chargement de la prothèse dentaire. La précontrainte de vis augmente avec le coefficient de frottement diminue. Dans tous les composants, les contraintes ont augmenté avec la diminution de coefficient de frottement. La déformation plastique a été observée au niveau du col de l'implant dans une zone étendue avec la diminution de coefficient de frottement. Aucune déformation plastique est produite dans la partie secondaire. Ils ont indiqué que la vis précharge devrait être inclus dans l'analyse par éléments finis d'implants dentaires pour une évaluation réaliste des contraintes dans le complexe implant-pilier [21].

**Merdji A et al (2013)** ont Analysé par la méthode des éléments finis et simuler les phénomènes d'interaction entre les implants et les tissus environnants. Les champs de contraintes autour des implants ostéo-intégrés

sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux de l'implant et de la prothèse, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, et la nature de l'interface os. L'effet du matériau d'élastomère sous une charge occlusive sur les efforts équivalents de von Mises induits dans cette interface. Ces efforts ont été comparés à ceux provoqués dans l'implant normalisé. L'étude de la distribution des contraintes a indiqué que l'effort était maximal autour du dessus de l'implant avec des intensités variables dans les différents cas de chargement. L'effort était maximal dans l'os cortical au collet de l'implant et le plus faible dans l'os spongieux. De manière générale, le nouveau système d'implant proposé a provoqué des contraintes d'interface inférieures dans l'os cortical grâce à l'effet d'amortissement des efforts par la barrière de contraintes (élastomère) [22].

**Ali, B et al (2012)** ont modélisé la structure des différentes composantes d'un système implantaire et analyser la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur les principes de la méthode des éléments finis. Le but de cette étude est de comparer le comportement mécanique d'une prothèse dentaire sous deux types de chargement (dynamique et dynamique au sein de la surcharge. Les contraintes les plus importantes sont localisées sur la zone cervicale de l'os cortical, là où le contact avec l'implant est intime. Ces contraintes augmentent proportionnellement avec l'augmentation de l'intensité de surcharge. Loin de cette zone, les contraintes sont négligeables, leur intensité décroît fortement avec l'accroissement de la profondeur du site d'implantation [23].

**De Paula GA et al (2012)** ont étudié par la méthode des éléments finis. L'effet de la longueur et le diamètre de l'implant sur la répartition des contraintes. Le but de cette étude était de comparer la distribution des contraintes des différents modèles, les auteurs ont constaté que pour des implants plus larges diamètre la répartition des contraintes est plus homogène et moins de concentration et sur les implants plus longues la concentration des contraintes élevées [24].

**Achour T et al (2011)** Cette recherche décrit une étude numérique réalisée avec la méthode des éléments finis, du nouveau système d'implant dentaire afin de connaître l'effet du matériau élastomère sous une charge occlusale sur les contraintes équivalentes de von Mises induites dans l'interface os-implant l'effet d'un matériau élastomère sous une charge occlusale, la distribution de la contrainte de von Mises a indiqué que la contrainte était maximale autour du sommet de l'implant avec des intensités variables dans les différents cas de chargement. La contrainte plus élevée dans l'os cortical au niveau du col de l'implant et le plus bas dans l'os spongieux. Globalement, le nouvel implant provoqué des contraintes d'interface faibles que dans l'os cortical à cause de l'effet de blindage de la barrière du matériau élastomère [25].

**Hong Guana et al (2011)** ont appliqué une modélisation et simulation dynamique de processus d'insertion de l'implant en utilisant la technique des éléments finis, les caractéristiques de résistance au sein de la mandibule sont évalués au cours d'une simulation dynamique de l'opération d'insertion de l'implant, les résultats de cette étude fournira une meilleure compréhension du mécanisme en conséquence les caractéristiques de la distribution des contraintes dans la mandibule d'échec au cours du processus d'implantation Dans l'ensemble, les différentes zones de contact de surface de l'implant sont les principaux contributeurs aux différentes caractéristiques de contrainte de chaque scénario [26].

**Djebbar et al. (2010)** ont appliqué la méthode des éléments finis pour analyser la distribution des contraintes dans une prothèse dentaire. L'analyse a été focalisée à l'interface os-implant. Les effets de l'intensité et de la direction du chargement sur ces contraintes ont été étudiés. Ils ont conclu que leur distribution dépend essentiellement de la nature du chargement appliqué et que leur niveau est plus important dans le cas d'un chargement orienté sur l'axe de l'implant. L'effort induit, sous l'effet d'un tel chargement, dans les éléments de la prothèse, en particulier dans l'os, est élevé et peut être fatal pour la structure. En somme, le facteur principal du succès ou de l'échec d'un implant dentaire est la manière par laquelle les efforts sont transférés à l'os environnant [27].

**Baris, S, ims,eka et al (2006)** ont étudié les effets de l'inter distance interimplant et la distribution des contraintes mécaniques autour de l'implant sous des charges verticales obliques et horizontales. Le but de cette étude était d'évaluer les effets de différentes distances inter-implants sur la répartition des contraintes dans l'os mandibulaire postérieure autour de l'implant en titane, par les méthodes des éléments finis (3D FEA). L'analyse des contraintes pour l'os cortical et spongieux sous les mêmes conditions de chargement ont montré que la concentration de contraintes élevées et la distance inter-implants; 1,0cm est la distance optimale pour deux implants [28].

**Mauro et al. (2006)** ont étudié la distribution des contraintes autour des géométries d'implants cunéiformes et cylindriques filetés en se basant sur une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis. Un modèle a été généré à partir d'une tomographie automatisée d'une mâchoire inférieure avec les implants placés dans la première région prémolaire gauche. Une charge verticale de 100N a été appliquée au dessus de chaque implant dans la direction axiale. Les conditions aux limites ont été définies en fonction de la géométrie réelle des muscles masticatoires du système.

Différentes intensités et directions des forces musculaires ainsi que des équations de moment ont été utilisées afin d'assurer l'équilibre du système. Les résultats ont montré pour les deux géométries, une concentration des contraintes dans un seul côté du cou de l'implant et une lisse distribution de ces contraintes le long du corps de l'implant. Cependant, aucune concentration considérable n'a été constatée à la région apicale. Ces résultats ont permis de conclure que la distribution des contraintes est similaire pour les deux géométries (cunéiforme et cylindrique) [29].

**OğuzKayabaş et al (2006)** une étude sur le comportement dynamique d'un implant dentaire dans l'évaluation de la réussite à long terme d'un implant dentaire, la fiabilité et la stabilité de l'interface implant-pilier de l'implant et l'os joue un grand rôle. En général, le succès du traitement dépend de nombreux facteurs qui influent sur les interfaces os-implant, implant-pilier et le pilier-prothèse. Dans la littérature, de nombreux chercheurs ont étudiés les effets

de charge statique sur l'implant effets toutefois dynamiques de chargement et de fatigue n'a pas étudié formellement. Dans cette étude, les comportements dynamiques et statiques fatigue de l'implant sont étudiées. Les charges dynamiques appliquées sur la surface occlusale [7].

**Arturo N et al (2006)** étude et évaluation des contraintes pour une prothèse dentaire constituée de deux implants dentaires utilisant la modélisation par élément finis montré les effets des contraintes significatifs sur le tissu osseux péri-implantaire, la contrainte maximale de compression est dans la plage de 40 à 60MPa, en fonction de l'inadéquation considéré. Le niveau de contrainte a été largement influencé par les caractéristiques de rigidité axiale et de flexion [30].

**Himmlova et al. (2004)** ont comparé l'influence du diamètre et la longueur de l'implant sur la distribution des contraintes à l'aide d'une analyse tridimensionnelle par éléments finis. Les différents modèles d'implants ont été placés dans une position verticale dans la région molaire de la mandibule. Un modèle de simulation d'un implant de 3,6mm de diamètre et d'une longueur de 8mm, 10mm, 12mm, 14mm, 16 mm, 17mm et 18mm ont été développés pour étudier l'influence de la longueur. L'influence de différents diamètres a été modélisée en utilisant des implants de 12mm de longueur et d'un diamètre de 2,9mm, 3,6mm, 4,2mm, 5mm, 5,5mm, 6mm et 6,5mm. La charge masticatoire a été simulée à l'aide d'une force moyenne de mastication dans une direction oblique au plan occlusal. Les valeurs des contraintes à l'interface os-implant ont été calculées en utilisant la méthode des éléments finis. Les contraintes maximales ont été enregistrées autour du col d'implant. Leur ampleur a été minimale pour les implants d'un diamètre allant de 3,6mm à 4,2mm. L'augmentation de la longueur de l'implant a également conduit à une diminution des contraintes. Ils ont conclu que l'influence de la longueur de l'implant, cependant, n'était pas aussi prononcée que celle de son diamètre [31].

**Cruz et al. (2003)** ont analysé la distribution des contraintes autour d'un implant en utilisant une géométrie exacte basée sur un modèle tridimensionnel ayant un maillage plus fin que l'on ne le trouve dans la littérature. Un modèle

mécanique d'une mandibule édentée a été généré par tomodensitométrie, avec l'implant placé dans la région de la première prémolaire gauche. Une charge axiale de 100N a été appliquée au pilier de l'implant et les conditions aux limites ont été définies en fonction de la géométrie réelle des muscles du système. Ils ont enregistré une concentration de contraintes dans la région corticale. Toutefois, aucune concentration considérable dans région apicale n'a été trouvée. Comme conclusion, ils ont expliqué que la méthodologie de modélisation, les conditions aux limites, le type du chargement, et les variations anatomiques et fonctionnelles jouent un rôle important dans les résultats [32].

**Rees et al. (2001)** ont examiné l'importance de la structure de support d'une dent naturelle par une modélisation numérique permettant l'analyse de la distribution des contraintes dans cette dent. Une analyse bidimensionnelle en déformation plane par éléments finis d'une deuxième prémolaire inférieure soutenue par le ligament parodontal et l'os alvéolaire a été développée. Deux charges (verticale et horizontale) de 50N ont été appliquées et des contraintes ont été enregistrées. On l'a conclu que le ligament parodontal et l'os alvéolaire sont très importants dans ce type d'analyses [33].

### 3.9 Conclusion

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, 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 un modèle personnalisé du système d'implant, conduisant à des résultats pertinents. Soulignons que la génération de maillage après la reconstruction de la géométrie est réalisée dans la plupart de ces études. Ainsi l'analyse par la méthode d'éléments finis a été très utilisée dans la mesure des contraintes le long de l'interface os-implant. Toutefois, la capacité de cette méthode à prendre en compte les différences interindividuelles, parfois très importantes, tout en conservant une qualité de maillage acceptable reste

difficile à évaluer. Le processus de mastication induit des charges axiales et horizontales qui ont comme conséquence des gradients d'effort dans l'implant comme dans l'os. La méthode FEM permet de prévoir sans risque la distribution des contraintes dans la région de contact de l'implant avec l'os cortical et autour de l'apex de l'implant dans l'os spongieux.

Ce chapitre montre la disparité des solutions retenues pour la personnalisation des propriétés mécaniques de l'os. Nous avons discuté l'apport et les limites des données disponibles sur les caractéristiques du tissu osseux. Basés sur ces considérations, l'approche apportée dans cette thèse vise à proposer un nouveau modèle d'implant basé sur l'étude approfondie du système parodontal naturel et une analyse efficace par la méthode des éléments finis, conduisant non seulement à une géométrie spécifique que nous montrons dans les prochains chapitres mais aussi à une qualité de maillage maîtrisée, notamment dans les régions d'intérêt.



## Références bibliographiques

- [1] Ruimerman R, Huiskes GH, Van Lenthe GH, Janssen JD. A computer simulation model relating bonecell metabolism to mechanical adaptation for trabecular architecture. *Computer Method Biom and Bio Engineering* 2001; 4: 433-448.
- [2] Akca, K, Iplikcioglu H. Finite element stress analysis of the influence of straggled versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2001; 16: 722-730.
- [3] Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of
- [4] implant inclination, loading position and load direction on stress distribution. *Odontology* 2003; 9:31-36.
- [5] Baris S, Erkan E, Dervis Y, Atilim E. Effects of different inter-implant distance distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics* 2006; 28:199-213
- [6] SzmuklerMoncler S, Salama H, Reingewirtz Y, Dubruille JH. Timing of loading and effect of micromotion on bonedental implant interface: Review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 1998; 2; 192-203.
- [7] Carter DR, Fyhrie DP, Whalen RT. Trabecular bone density and loading history Trabecular bone density and loading history: Regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *J Biomech* 1987; 20:785-794.
- [8] OğuzKayabaş, Emir Yüzbaşıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviours of dental implant using finite element method. *Advances in Engineering Software* 37, 649-658 (2006).
- [9] Lawrence A Weinberg. The biomechanics of force distribution in implant supported prostheses. *Int J Oral Maxillo fac Implants* 1993; 8: 19-31.
- [10] Meijer HI, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implant in an edentulous human mandible: Three dimensional finite element study. *J Oral Rehabil* 1996; 23: 757-763.
- [11] Turner C, Vital A, Pidaparti R. A uniform strain criterion for trabecular adaptation: do continuum levels strain gradient drive adaptation? *J Biomech* 1997; 30:555-563.
- [12] Beaupre GS, Orr TE, Carter DR. An approach for time-dependent bone modeling and remodeling application application: a preliminary remodeling simulation. *J Orthop Res* 1990; 8: 662-670.
- [13] Oding G. Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale. Thèse de doctorat. Ecole des Mines de Paris – CHU de Nice – Faculté de Médecine de Nice 2008.
- [14] Ichim, I., Swain, M. V., and Kieser, J. A. Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions. *J Biomech* 2006; 39: 1903-13.
- [15] Dahan J. Troubles d'attitudes mandibulaires. *Encycl Méd Chir, Éditions Scientifiques et médicales Elsevier SAS, Paris, Odontologie* 1990 ; 23-472-A-10 : 1-5.
- [16] Feine JS, Carlsson GE, Awad MA et al. The Mc GILL consensus statement on overdenture, Mandibular 2 implants over dentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Eur J Prosthodont* 2002; 10: 95-96.
- [17] Oetterli M, Kiener P, Mericske Stern R. A Longitudinal Study on Mandibular implants supporting an overdenture: The influence of retention Mechanism and Anatomic-Prosthetic Variables on Periimplant parameters. *Int J Prosthodont* 2001; 14: 536-542.
- [18] Brånemark P-I, Lekholm U, Zarb GA, Alberktsson T, *Tissue-Integrated Prostheses*, Chicago: Quintessence Publishing Co Inc,1985.
- [19] Abdul Rahman S Obeid1, Mohamed A Alkhodary2,3, Mostafa H Omran3, Eslam M Abdelwahab4 The Basal Polymeric PEEK Dental Implant Restoring a Missing Molar: A Case Study Validated with Finite Element Analysis *International Journal of Advanced Dental and Medical Sciences* 2015;1(2):50-56
- [20] Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone *Journal of Biomechanics* 2015, 48: 1-7

- [21] Bahrami B, Shahrabaf S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants A 3D finite element analysis. *Dental Materials* 2014, 30: 89-9.
- [22] Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014, 112: 340-348.
- [23] Merdji A, Mootanah R, Bachir Bouiadjra B, Benaissa A, Aminallah L. Ould Chikh B, Mukdadi S. Stress analysis in single molar tooth. *Materials Science and Engineering C* 2013, 33: 691–698
- [24] Ali, B., Chikh, E.B.O., Meddah, H.M., Merdji, A., Bouiadjra, B.a.B., Effects of overloading in mastication on the mechanical behavior of Dental Implants, *Materials and Design* (2012), doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.matdes.2012.12.019>
- [25] De Paula GA, da Mota AS, Moreira AN, de Magalhães CS, Cornacchia TP, Cimini CA. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant- supported prostheses: a finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants* 2012; 27: 19-28.
- [26] Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Material and Design* 2011, 32: 282–290.
- [27] Hong Guana, Rudi C. van Stadena, Newell W. Johnsonb , Yew-ChayeLoo, Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process, finite element study, *Materials and Design* 47 (2011) 886-897.
- [28] N. Djebbar. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier *Materials and Design* 32 (2011) 282-290.
- [29] Baris, S,ims,ek a, Erkan Erkmek a, Dervis, Yilmaz a, Atılım Eser Effects of different inter- implant distances on the stress distribution round endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis *Medical Engineering & Physics* 28 (2006) 199–213
- [30] Mauro C, Adelino FL, Elson M, Luis PSB, Afonso CCL, Thomaz W. Finite element stress analysis of cuneiform and cylindrical threaded implant geometries, *Technology and Health Care* 2006; 13: 1–18.
- [31] Arturo N. Natali et al evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi implant prosthesis, *Centre of Mechanics of Biological Materials, University of Padova, Italy Dental Materials* (2006) 22, 388–395.
- [32] Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A and Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91: 20-5.
- [33] Cruz M, Wassall T, Taledo EM, Barra LPS and Lemonge ACC. Three dimensional
- [34] Finite Element Stress Analysis of Cuneiform geometry implant. *Int Journal Oral Maxillfac Implants* 2003; 18: 675684.
- [35] Rees JS. An investigation into the importance of the periodontal and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *Journal Oral Rehab* 2001; 28: 42532.

# Chapitre 4

## Etude de l'Effet d'Interaction sur le Comportement Mécanique des Implants Dentaires

---

### 4.1 Introduction

L'implantologie dentaire est devenue une forme thérapeutique établie et ayant remporté un grand succès, notamment depuis quelques années. Chaque année, plusieurs centaines de milliers d'implants dentaires sont posés, et cette tendance est à la hausse. D'un point de vue purement dentaire, cet engouement s'explique par les pronostics apparemment favorables qu'offre cette modalité de traitement, dans une relation de confiance par ailleurs de plus en plus forte vis-à-vis des restaurations prothétiques sur implant [1]. Il est admis que l'implantologie moderne a acquis ses lettres de noblesse grâce à l'équipe suédoise du Professeur Brånemark qui a apporté les bases scientifiques nécessaires et mis au point un système fiable, et ce, dès 1967.

L'interface de l'implant est un contact rigide qui transmet des charges occlusales directement à l'os adjacent, ce qui peut produire des niveaux élevés de concentration de contraintes [2-3]. Des études antérieures ont montré que cette concentration se produit principalement autour des implants dans le cou et à la région apicale [4-5] affectant la physiologie locale de l'os [6-7]. Des efforts ont été réalisés pour essayer d'atténuer cette situation, comme l'utilisation d'un élément intra mobile [8], différentes géométries d'implants ont été étudiées et des tentatives ont été réalisées en vue de la modification de leurs formes afin d'améliorer leurs performances biomécaniques [9]. Toutefois, la tendance actuelle est guidée par le développement d'appareils de conception qui peuvent participer à l'ajustement qualitatif et quantitatif de la régénération continue de l'os interfacial. Par conséquent, l'avenir des prothèses

fonctionnelles devrait prendre en considération la capacité d'osseoperception de l'ostéo-intégration [10]. Les implants dentaires, supportés sur des prothèses fixes ou amovibles, sont entourés de tissus osseux, avec une distance inter-implant spécifique. Les effets d'interaction inter-implantaires sur le comportement biomécanique de l'os est jusqu'à l'heure actuelle mal cerné. Cette étude a donc pour objectif d'apporter une réponse biomécanique à un tel comportement. Pour ce faire la méthode des éléments fini a été utilisée. Ce comportement est analysé en termes de variation de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans l'os en, fonction de la distance interimplantaire. Les résultats de cette étude pourraient permettre de comprendre comment l'interaction implant-implant affecte la performance des systèmes implantaires et pourrait être utilisée pour proposer une nouvelle technique impliquant trois implants pour soutenir deux dents. En outre, l'étude par élément fini peut également être utilisée pour optimiser la distance interimplants qui permettra d'assurer une stabilité de la structure dentaire.

Ce chapitre rentre dans ce contexte et pour objectif l'analyse du comportement biomécanique de l'os séparant les implants. Cette analyse est faite en fonction de la nature de l'implantologie, des efforts de mastication et de la distance séparant deux implants voisins. Nous notons cependant que les paramètres géométriques des différents modèles sont tous supposés identiques sauf la conception de la prothèse et la distance inter implant.

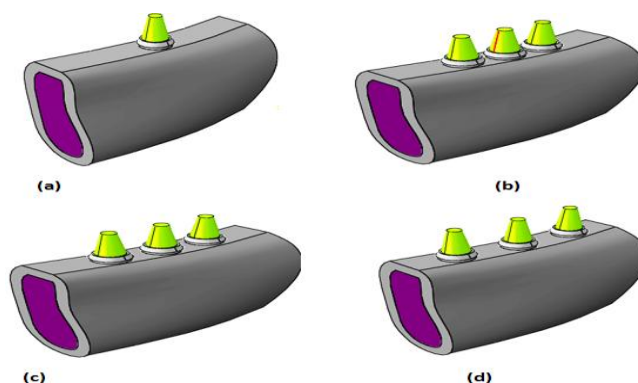
## **4.2 Modèle géométrique**

L'analyse du comportement biomécanique de l'os en fonction de la nature de l'implantologie nécessite le développement de quatre modèles géométriques d'implants dentaires pour la région prémolaire de la mâchoire inférieure. Ces modèles ont été conçus par un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) de SolidWorks et exporté vers la version du logiciel Abaqus pour le prétraitement. Le bloc osseux est de taille: de 24mm de haut, 30mm de long dans la direction mésio-distale, et 12mm de large dans la direction bucco-linguale. L'os mandibulaire, constitué par un noyau spongieux, est entouré de l'os corticale de 2mm d'épaisseur "gaine osseuse". Un implant en vis en alliage de titane de diamètre 4mm, de longueur 10mm est pratiquement intégré dans

l'os mandibulaire. Un abutment de 8mm de haut, du même matériau que celui de l'implant, est pratiquement fixé à l'implant (Fig4.1). Les couronnes n'ont pas été prises en considération dans cette étude l'accent, qui porte essentiellement sur le comportement biomécanique du tissu osseux, maillon le plus faible de la chaîne dentaire. Cet élément supporte toute la structure implantaire. La performance et la fiabilité des implants dentaires sont étroitement liés à son comportement biomécanique lors du processus de mastication.

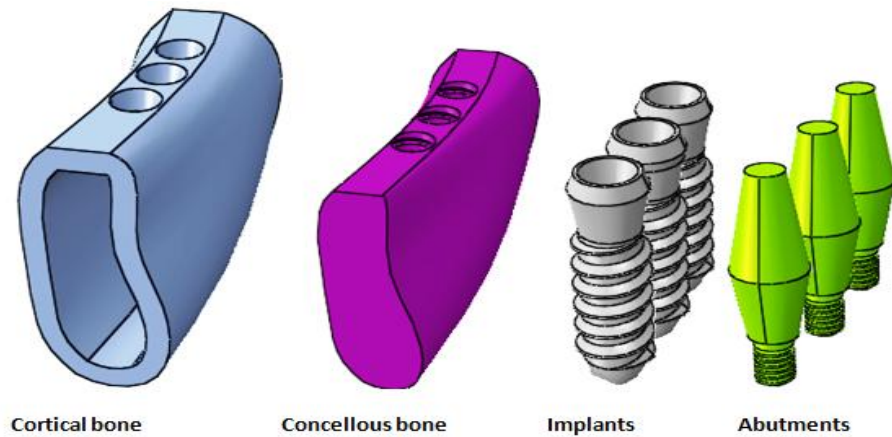
Avant d'entamer l'analyse de l'effet d'interaction implant-implant sur la réponse biomécanique de l'os, une étude du comportement biomécanique d'une implantologie dentaire composée d'un seul implant est nécessaire (fig.4.1a). Cette dernière servira d'analyse référentielle pour les structures dentaires composées de plusieurs implants (fig.4.1b,c,d). Ces structures ne se différencient que par la distance interimplants.

L'objectif de cette étude est d'analyser numériquement tridimensionnellement par la méthode des éléments finis, non seulement le niveau de la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans la prothèse dentaire lors de la mastication, mais également l'effet d'interaction des champs de contraintes entre deux implants se trouvant au voisinage proche l'un de l'autre.



**Figure 4. 1:** Modèles (a),(b) ,(c),(d) de prothèses dentaires analysées

Sur la figure (4.2) sont représentés les éléments constituant la structure dentaire analysée.



**Figure 4. 2:** Représentation de la prothèse dentaire et de ses composants

Toutes les parties, à l'exception de l'os cortical, ont été modélisées comme comportement isotropes, matériaux homogènes et linéairement élastiques. L'os cortical a été modélisé en tant que matériau élastique anisotrope, homogène et linéaire.

### 4.3 Propriétés des matériaux utilisés

Les propriétés matérielles de titane, les os spongieux et corticaux ont été obtenus à partir des travaux [11-12]. L'os cortical, parfois appelé os compact, constitue la paroi externe des os. Il est formé d'une association dense d'unités structurales élémentaires cylindriques, appelées ostéons, reliées entre elles par des lamelles interstitielles issues des restes d'ostéons antérieurs. De cet ensemble résulte une structure compacte, hétérogène et anisotrope.

Os spongieux ou l'os trabéculaire : est le composant interne des corps vertébraux, des épiphyses des os longs, ou encore des os plats et des os courts. Il est constitué de travées, dans différentes directions, qui forment une structure alvéolaire [13,14].

Les propriétés des matériaux constituant la prothèse dentaire sont regroupées sur le tableau 4.1. Une approche élastique a été utilisée pour l'analyse des contraintes.

**Tableau 4. 1** Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire [15,16]

<b>Parts</b>	<b>Materials</b>	<b>Elastic modulus, E (GPa)</b>	<b>Poisson's ratio N</b>	<b>Density <math>\rho</math> (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b>Compressive strength (MPa)</b>
<b>Jaw bone</b>	Cortical bone	$E_x = E_y = 11.5$ $E_z = 17$ 3.6 $G_{xy} =$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	1100	133
	Cancellous bone	3	0,29	270	11
<b>Implants</b>	Titanium	110	0.32	4428.8	462
<b>Abutments</b>	Titanium	110	0.32	4428.8	462

#### 4.4 Modèle d'éléments finis

L'analyse biomécanique de la prothèse dentaire nécessite l'utilisation de modèles en trois dimensions (3D) d'éléments finis [17]. Ces modèles sont résolus en utilisant le logiciel Abaqus (6.11). Les mailles structurées tétraédriques sont générées à partir des modèles géométriques de l'implant. Les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4 (Tableau 4.2 et Fig. 4.3) conformes aux surfaces paramétriques définies. Une étude de convergence du modèle a été menée. L'interface os-implant a été modélisée avec des éléments adaptatifs plus fins, de taille 0,1mm, pour améliorer la précision des résultats dans le tissu adjacent aux fils de l'implant.

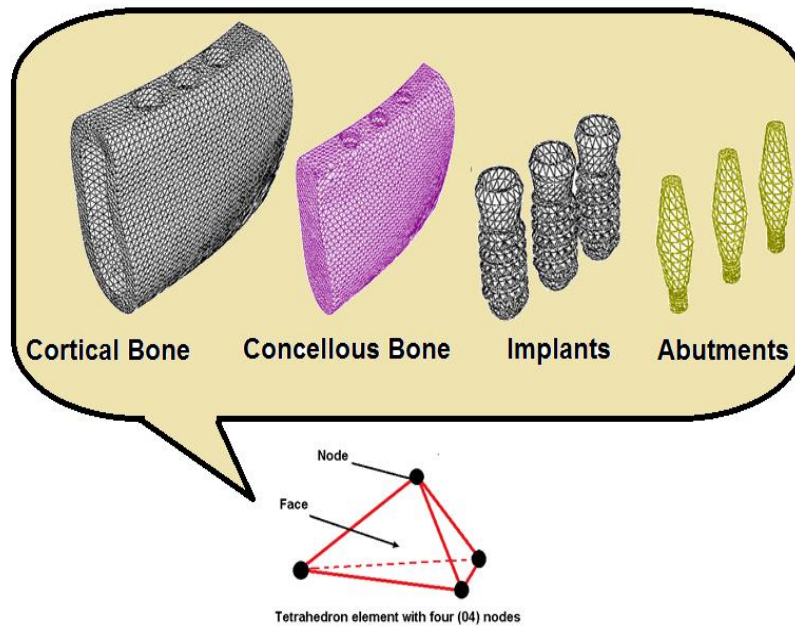


Figure 4. 3: Maillage des éléments de la prothèse dentaire

Les caractéristiques de maillage pour chaque composant sont représentées sur le tableau 2

Tableau 4. 2 Nombre des éléments et nœuds pour le système d'implant

Composante	Nœuds	Éléments
Abutment	16235	25926
Implant	15219	65803
Mâchoire (Os spongieux)	41104	220460
Mâchoire (Os cortical)	30303	135368

## 4.5 Analyse statique

### 4.5.1 Conditions de chargement

Les forces occlusales s'appliquent à chaque fois qu'il existe des contacts dento-dentaires. Ces contacts se produisent lors de la mastication déglutition pendant un temps assez court. Ces forces dépendent des forces musculaires du patient, de l'équilibre occlusal, des paras fonctions, de la situation des dents et de leurs états parodontaux et des habitudes alimentaires [16].



Les efforts de mastication varient d'une personne à une autre. Un système de coordonnées tridimensionnel (3D) a été défini pour l'application de trois charges statiques dans la direction corono-apicale, linguo-buccale et mésiale-distale. Ces charges simulent les efforts de mastication.

Les conditions aux limites appliquées à la structure dentaire sont représentées sur la figure (4.4):

- Le plan inférieur de l'os mandibulaire est mécaniquement relié à la terre (zéro déplacement).
- La surface centrale de la face occlusale de la partie secondaire est soumise à des charges de 6MPa, 15 MPa, et 6 MPa dans le bucco-lingual, corono-apical et disto-mésial directions, respectivement, pour simuler le chargement expérimenté par l'implant pendant la mastication.

## 4.6 Conclusion

Les résultats obtenus dans cette partie du travail permettent de conclure que:

- Lors de la mastication, les éléments de la prothèse dentaire sont soumis à des contraintes mécaniques d'intensité variable. Ces contraintes sont transférées de l'aliment à l'os.
- Les contraintes les plus fortes sont localisées dans l'os cortical autour de l'implant. Loin de cette zone leur niveau chute considérablement. La zone de forte interaction os-implant est le siège de fortes contraintes.
- Comparativement à une structure composée d'un seul implant, celle formée de plusieurs implants engendre dans l'os cortical des contraintes de très forte intensité. Cette contrainte est d'autant plus importante que ces implants sont situés au voisinage très proche l'un de l'autre. Une telle disposition entraîne une relaxation partielle des contraintes dans l'implant et l'abutment. Le comportement biomécanique de l'os est étroitement lié au nombre d'implant composant la structure dentaire.

Cette analyse tridimensionnelle par éléments fini montrent que la distance plus longue inter-implantaire réduit les valeurs de contrainte de Von Mises dans les os environnants. Le taux de réduction des valeurs de la contrainte de Von

Mises dans l'os mandibulaire avec l'augmentation de la distance inter-implantaire sont réduites à des distinctions inter-espaces supérieurs de 2mm et plus. Ces résultats montrent l'importance de distance inter-implantaire sur la distribution des contraintes dans les os environnants et pourrait contribuer à une augmentation du taux de réussite des implants.

### Références bibliographiques

- [1] Wismeijer, D, Vermeeren, I, van Waas, MA: Patient satisfaction with overdentures Supported by onestage TPS implants. *Int J Oral Maxillofac. Implants* 1992; 7: 51-55
- [2] Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three dimensional finite element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 38-44.
- [3] Fernández E, Gil FJ, Aparicio C, Nilsson M, Sarda S, Rodriguez D. Materials in dental implantology. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor, Francis; 2003.
- [4] Natali AN, Pavan PG. Numerical approach to dental biomechanics. In: Natali AN, editor. *Dental biomechanics*. London: Taylor, Francis; 2003.
- [5] 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.
- [6] Djebbar N, Serier B, Bachir Bouiadjra B, Benbarek S, Draï A. Analysis of the effect of load direction on the stress distribution in dental implant. *Mater Des* 2010; 31: 2097-100.

- 
- [7] Spiekermann H. Color atlas of dental medicine: implantology. New York: Thieme; 1995.
- [8] Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hydroxyapatite-reinforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 559-64.
- [9] Lídia C, Ramos A, Simões A. Finite element analysis of a dental implant system with an elastomeric stress barrier, summer bioengineering conference, June 25-29. Sonesta Beach Resort in Key Biscayne, Florida; 2003.
- [10] Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. In: *Symposia of the Society for Experimental Biology (The Mechanical Properties of Biological Materials)*. London: Cambridge University Press; 1980.
- [11] Baggi L, Pastore S, Di Girolamo M, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: a three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent* 2013 Jan; 109(1): 9-21.
- [12] de Paula GA, da Mota AS, Moreira AN, de Magalhães CS, Cornacchia TP, Cimini CA, Jr. The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant supported prostheses: A finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012 May-Jun; 27(3): e19-28.
- [13] Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant abutment connections on micromotion and stress distribution: Prediction of microgap formation. *Journal of Dentistry* 2012; 40: 467-474
- [14] Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Reasons for failures of oral implants. *Journal of Oral Rehabilitation* 2014, 41:443-76.
- [15] Achour T, Merdji A, Bachir Bouiadjra B, Serier B, Djebbar N. Stress distribution in dental implant with elastomeric stress barrier. *Material and Design* 2011, 32: 282-290.
- [16] Merdji A, Mootanah R, Bachir Bouiadjra B, Benaissa A, Aminallah L, Ould Chikh B, Mukdadi S. Stress analysis in single molar tooth. *Materials Science and Engineering C* 2013, 33: 691-698.
- [17] Bahrami B, Shahrabaf S, Mirzakouchaki B, Ghalichi F, Ashtiani M, Martin. Effect of surface treatment on stress distribution in immediately loaded dental implants - A 3D finite element analysis. *Dental Materials* 2014, 30: 89-9.
- [18] Merdji A, Bouiadjra BB, Chikh BO, Mootanah R, Aminallah L, Serier B, et al. Stress distribution in dental prosthesis under an occlusal Combined Dynamic Loading. *Mater Des* 2012; 36(0): 705-713
- [19] Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rucker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2014, 112: 340-348.
- [20] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections. *Materials & Design* 2008; 29(7): 1438-1446.
- [21] Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008 Mar; 30(2): 218-225
- [22] Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003 Jan-Feb; 18(1): 59-65
- [23] Koller B, Att W, Strub JR. Survival rates of teeth, Implants, and double crown-retained removable dental prostheses: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2011 Mar- Apr; 24(2): 109-117
- [24] Mootanah R, Ingle P, Dowell J, Cheah K, Shelton JC. Fixation of the acetabular cup in cemented total hip replacement: Improving the anchorage hole profile using finite element method. *Technol Health Care* 2000; 8(6): 343-356.
- [25] Lamvohee JM, Mootanah R, Ingle P, Cheah K, Dowell JK. Stresses in cement mantles of hip replacements: Effect of femoral implant sizes, body mass index and bone quality. *Compute Methods Biomech Biomed Engin* 2009 Oct; 12(5): 501-510.
-

- [26] Schroeder A, Pohler O, Sutter F. Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde* 1976; 86(7): 713-727.
- [27] Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999 June; 13: 99-119.
- [28] Holm-Pedersen P, Lang NP, Muller F. What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin Oral Implants Res* 2007 June; 18 Suppl 3: 15-19.
- [29] Koller B, Att W, Strub JR. Survival rates of teeth, implants, and double crown-retained removable dental prosthesis: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2011 Mar-Apr; 24(2): 109-117.
- [30] Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006 Feb; 26(1): 9-17.
- [31] Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modelling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthof Dentofacial Orthop* 2011 Jan; 139(1): e59-71.
- [32] Misch CE, Bidez MW, Sharawy M. A bioengineered implant for a predetermined bone cellular response to loading forces. A literature review and case report. *J Periodontol* 2001 Sep; 72(9): 1276-1286

# Chapitre 5



## Effets de la Nature des Aliments sur le Comportement Mécanique des Implants Dentaires

---

### 5.1 Introduction

L'implantologie dentaire représente à l'heure actuelle l'approche thérapeutique la plus novatrice et la plus intéressante en dentisterie, grâce à l'amélioration constante des implants et aux procédures chirurgicales et prothétiques bien définies des réhabilitations sur implants en Médecine Dentaire, les taux de réussites de ces traitements dépassent les 90 %. Nous pouvons donc certainement présenter les thérapeutiques implantaires comme des traitements fiables. C'est à partir des années 60 que l'implantologie acquit ses lettres de noblesse, grâce aux travaux d'une équipe Suédoise coordonnée par le Professeur Brånemark et d'une équipe Suisse dirigée par le Professeur Schroeder qui mirent au point la technique des implants ostéo-intégrés dont toutes les firmes mondiales s'inspirent actuellement. Leurs travaux furent publiés dans les années 70 et sont à l'origine du renouveau de l'implantologie. Depuis lors, plusieurs centaines de milliers d'implants ont été posés avec succès dans le monde [1]. Le succès est obtenu d'une part avec des investigations radiologiques très précises (scanner) et d'autre part grâce à l'application d'une méthode rigoureuse. Plusieurs chercheurs se sont penchés sur la modélisation du comportement statique, dynamique et en fatigue de plusieurs types de prothèses dentaires et implants [2]. Le remplacement d'une racine naturelle endommagée par un encrage artificiel a soulagé plusieurs centaines de milliers de patients. Ce soulagement est vu d'un côté esthétique et d'un côté biomécanique.

Lors du processus de mastication, l'implant transmet à l'os (maillon le plus faible de la chaîne dentaire) des efforts qui peuvent nuire à l'implantologie dentaire. Ces efforts peuvent être source de douleur ou présenter des risques d'endommagement des systèmes implantaires. La performance, la fiabilité et la durabilité de l'implantologie dentaire dépendent des efforts induits dans l'os lors de la mastication.

Plusieurs questions se posent encore d'un point de vue scientifique, sur la nature du comportement immédiat et l'évolution de l'interface os-implant lorsqu'un implant est mis en charge sous une prothèse fixée ou amovible. Nous avons voulu, à travers ce travail, tenter de répondre à certaines de ces questions afin de pouvoir proposer une nouvelle technique d'implantologie qui permet la conception correcte de l'implant et modéliser la structure des différentes composantes d'un système implantaire afin de définir une configuration géométrique correspondante, pour ensuite analyser le niveau et la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur les principes de la méthode des éléments finis.

## **5.2 Model géométrique**

L'Analyse par éléments finis est une méthode numérique de l'étude structurale basée sur le principe de la division d'une structure en un nombre fini de petits éléments qui sont reliés les uns aux autres au niveau des points ou des nœuds et la totalité de la collection d'éléments étant connus en tant que "mesh". Pour chaque élément, son comportement mécanique peut être écrit comme une fonction du déplacement des nœuds. Ces nœuds sont soumis à certaines conditions de charge résultant dans un modèle de comportement similaire à la structure qu'il représente. Le modèle choisit est un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire [3,4]. Dans cette étude, L'os trabéculaire (spongieux) a été modélisé comme étant une structure pleine de 24,2mm de hauteur et 36,2mm de largeur fondu dans une couche de 2 mm d'os cortical, Une vis (ou implant) en alliage de titane de 4mm diamètre et de 10mm de longueur enfoncée dans la mâchoire, reçoit un abutment du même matériau et de 8 mm de hauteur. L'implant et ses composants ont été modélisés en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) Solidworks.

La figure (5.1) représente le modèle numérique, développé pour l'analyse du comportement biomécanique de la prothèse dentaire.

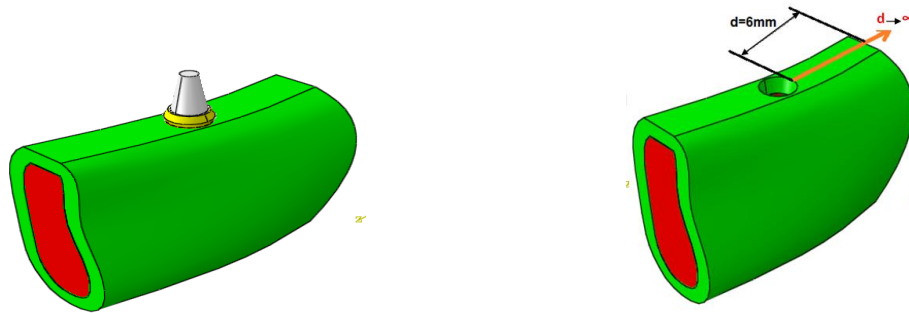


Figure 5. 1: Modèle de la prothèse dentaire analysée

### 5.3 Conclusion

Le domaine de l'implantologie évolue rapidement. De nouvelles technologies et l'apport de nouveaux matériaux ont permis le développement de systèmes d'implants qui apportent une cicatrisation plus rapide, des résultats plus fiables et une meilleure esthétique. Les implants ont fait leur apparition vers le milieu des années 60. Le Professeur suédois Brånemark a découvert que le corps humain tolérait le titane et qu'il pouvait s'intégrer au tissu osseux présent. Ceci a rendu possible l'insertion d'implants dans l'os des mâchoires et la pose de nouvelles dents à l'aspect naturel. Aujourd'hui, il est possible de remplacer une dent isolée ou l'ensemble des dents au maxillaire et à la mandibule. En d'autres termes, les patients ont maintenant accès à des dents qui paraissent, fonctionnent et sont ressenties comme des dents naturelles. Ils peuvent à nouveau manger et sourire normalement. La première partie du traitement consiste en une intervention chirurgicale simple, sous anesthésie locale, au cours de laquelle l'implant, une pièce en titane en forme de vis, est fixé dans l'os de la mâchoire. L'implant joue le rôle d'une racine et s'intègre à l'os qui se forme au contact de la surface en titane. Puis, un pilier en titane ou en céramique est fixé sur l'implant. Une couronne, la partie visible de la restauration, est ensuite placée sur ce pilier. Lorsque plusieurs dents sont à remplacer, il est possible de mettre en place deux implants ou plus qui serviront de fondation à la mise en place d'un bridge.

Il existe actuellement une tendance à écourter les temps de traitement et à pratiquer une mise en charge précoce. Selon le cas du patient et le type de traitement choisi, l'ensemble du traitement peut durer entre quelques jours et plusieurs mois. Des dents provisoires sont mises en place pour la durée du traitement. L'espoir moyen de vie tend à augmenter et les personnes âgées représentent une partie de plus en plus importante de la population. La demande d'une denture belle et fonctionnelle, à tous les moments de la vie, s'est développée au cours de ces dernières années. Beaucoup de personnes âgées mènent un style de vie actif et ne sont plus prêtes à accepter les prothèses classiques telles que bridges ou appareils qui peuvent dévaloriser leur apparence physique et les empêcher de manger correctement. Les personnes plus jeunes qui ont perdu une ou plusieurs dents sont demandeuses de solutions qui leur apportent une sensation de dents naturelles prêtes à durer toute leur vie.

Il est indispensable de conclure que les champs de contraintes autour des implants ostéointégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux de l'implant et de la prothèse, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, et la nature de l'interface os-implant et la distance interimplant.

En ce qui concerne le système d'implant, les paramètres de conception qui affectent principalement les distributions des contraintes dans l'os, incluent le biomatériau utilisé ainsi que la géométrie de l'implant et la prothèse.

Les résultats du modèle étudié montrent clairement que la répartition et le niveau des contraintes dépend de la nature des aliments. Dans la limite de cette étude les conclusions suivantes ont été triées

1. Les contraintes maximales sont localisées sur les faces supérieures de chaque composante de la prothèse dentaire pour le modèle étudié;
2. 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;



3. Le niveau des contraintes induites dans l'os dépend de la nature et la dureté de l'aliment.

Le risque de fragilisation est d'autant plus élevé que les efforts d'écrasements sont plus important.

Les résultats de cette étude nous permettent d'affirmer la validité et la compatibilité du modèle de prothèse conçue ainsi que la procédure de modélisation abordée, ce qui est conforme avec les objectifs de départ. Ceci nous permettra également de valider et d'affiner notre modèle numérique car en effet, seuls les essais cliniques constituent des preuves reconnues unanimement par la communauté scientifique. Cependant, un effort supplémentaire devrait être fourni sur le plan de la modélisation de l'unité implantaire.

Enfin, nous espérons que l'objectif de ce travail a été atteint et qu'il puisse servir comme outil de réponse dans le domaine de l'implantologie dentaire et permet la conception correcte de l'implant.

**Références bibliographiques**

- [1] Assuncao WG, Barao VAR, Tabata LF, de Sousa EAC, Gomes EA, JA Delben. Comparison between complete denture and implant-retained overdenture: effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution. *Gerodontolog* 2009, 26: 273–281.
- [2] Davies J E, Bone Interface Group, Toronto, ON, private communication, August 2004.
- [3] Pedersen PH-, Niklaus PL, Muller F. What are the longevities of teeth and oral implants. *Clinical Oral Implants Research* 2007; 18: 15-19
- [4] Koller B, Att W, Strub JR. Survival rates of teeth implants and double crown- retained removable dental prostheses systematic literature review. *International Journal of Prosthodontics* 2011, 24:109-17
- [5] Selna LG, Shillingburg HT and Kerr PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and plane stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1975; 9(2): 237-252.
- [6] Thresher RW and Saito GE. The stress analysis of human teeth. *Journal of Biomechanics*. 1973; 6(5): 443-449.
- [7] Smukler H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82.
- [8] Assunc W, Gomes E A, Bara V, Delben JA, Tabata LF, de Sousa EA. Effect of superstructure materials and misfit on stress distribution in a single implant supported prosthesis: a finite element analysis. *J Craniofac Surg* 2010; 21: 689-95.
- [9] 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. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003; 18: 357-368.
- [10] Steigenga J, Al-Shammari K, Misch C, Nociti FH, Jr., Wang HL. Effects of implant thread geometry on percentage of osseointegration and resistance to reverse torque in the tibia of rabbits. *J Periodontol* 2004; 75: 1233-1241
- [11] Abu-Hammad OA, Harrison A, Williams D. The effect of a hidroxyapatitere inforced polyethylene stress distributor in a dental implant on compressive stress levels in surrounding bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15(4): 559-64.
- [12] Berkovitz BKB. Periodontal ligament: structural and clinical correlates. *J Dent Res* 2004; 31: 46-54.
- [13] Nishida E, Saito M, Ishikawa S, Sasaki T, Noguchi T, Shimizu N, Teranaka Transcriptome analysis of extracellular matrix genes regulating periodontal ligament development. *J Dent Res* 2006; 56: 2598-2605.
- [14] Asmussen E, Peutzfeldt A, Sahafi A. Finite element analysis of stresses in endo dontically treated, dowel-restored teeth. *J Prosthet Dent* 2005; 94: 321–329.
- [15] Bader JD, Shugars DA, and Martin JA. Risk indicators for posterior tooth fracture. *Journal of the American Dental Association* 2004;135(7);883–892.

- [16]** Ted S. Fill, Jason P. Carey, Roger W. Toogood and Paul W. Major. Experimentally Determined Mechanical Properties of Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature. *Journal of Dental Biomechanics* 2011, Article ID 312980, 10 pages doi:10.4061/2011/312980.
- [17]** Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, and Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament, *Dental Materials* 2009; 25(10): 1285-1292.
- [18]** Rees JS and Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. *Eur. J. Oral Sci* 2004; 112: 347-352.
- [19]** Lecomte P and Dawes C. The influence of salivary flow rate on diffusion of potassium chloride from artificial plaque at different sites in the mouth. *Journal Dentistry Res* 1987; 66: 1614-1618.

# Chapitre 6

## Effets de la Qualité Osseuse sur le Comportement Mécanique des Implants Dentaires

---

### 6.1 Introduction

Comme dit précédemment, l'os est un tissu biologique en croissance. Il évolue tout au long de la vie en fonction des contraintes environnementales. Cette adaptation aux sollicitations extérieures s'exprime au niveau de la géométrie de l'os long (diamètre, épaisseur, longueur) de sa microstructure (porosité) et du matériau (anisotropie, minéralisation). Les propriétés de l'os varient donc par étapes successives de l'état juvénile à l'état mature. La structure des os change constamment. Lorsque le squelette se forme, il est d'abord fait d'os et de cartilage flexible. Avec la croissance des os et la maturation du squelette, la plupart des cartilages sont remplacés par des os. L'os immature se révèle à bien des égards très différent de l'os adulte par sa porosité plus grande, cette dernière représente un facteur fondamental de la qualité de l'os cortical, variable selon l'âge et le sexe de chaque individu. Sa microstructure influe sur ses propriétés mécaniques à différentes échelles [1, 2].

Le module élastique du tissu osseux humain (cortical et trabéculaire), mesuré par nano indentation, varie entre 5 et 25GPa d'après les données rapportées ces 10 dernières années dans la littérature [3, 4, 5, 6, 7]. Il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux. Une analyse tridimensionnelle par éléments finis a été réalisée pour évaluer l'impact de la qualité osseuse sur le comportement mécanique des implants dentaires, dans trois types d'os modélisés et analysés, ils sont définis par leur module de Young en faisant varier le module d'élasticité pour l'os cortical et spongieux.

Des forces axiales mésiale et buccales ont été appliquées au centre de l'abutment, ces forces simulent la mastication des aliments à l'intérieure de la bouche. L'étude est axée sur l'analyse de l'effet de la qualité osseuse sur le comportement biomécanique de l'os mandibulaire. Cette analyse est faite en termes de variation de la contrainte induite dans ce tissu vivant. Cette étude numérique a permis l'évaluation des champs de contraintes dans chaque composant de ce système en vue d'obtenir une comparaison et de tirer des conclusions pour les différentes qualités d'os étudiées.

## 6.2 Géométrie et Modèles 3D du Système Implantaire

Le modèle d'implant dentaire choisi, se compose de l'abutment, de l'implant et de l'os cortical enveloppé dans l'os spongieux comme indiqué dans le chapitre précédent. La figure (6.1) illustre le modèle d'implantation osseuse utilisé dans pour l'analyse de l'effet de la qualité osseuse sur la durabilité de l'implantologie en termes de niveau de contraintes. Pour ce faire, Conclusion

Notre objectif est de développer un modèle numérique de l'os mandibulaire, permettant l'analyse et la modélisation de la répartition des contraintes au sein de l'os et au contact des implants, et ainsi d'optimiser la forme et la position. L'étude a permis d'évaluer et de comparer, le comportement biomécanique et l'effet de la qualité osseuse sur la prothèse dentaire.

Les résultats obtenus dans cette analyse numérique montre clairement que:

Des contraintes de grande intensité ont été observées dans les composants de la prothèse dentaire, abutment, l'implant et par conséquent ces contraintes sont transférées vers l'os cortical et précisément sur sa partie supérieure autour des implants, l'os spongieux présente une faible concentration de contraintes dans le cas d'une qualité osseuse pour les trois cas étudiés.

- Les parties latérales supérieures des abutments présentent des zones de concentration de contraintes élevées.
- Le col de l'implant présente l'endroit de concentration des contraintes.

La concentration des contraintes augmente dans l'os cortical à fur et à mesure que le module de Young de l'os mandibulaire augmente, confirmant l'importance de la qualité de l'os et son diagnostic pré-chirurgical.

## **Références bibliographiques**

---

- [1] Currey J. and Butler G. The mechanical properties of bone tissue in children, *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1975, 57: 810-14
- [2] Chotel F., Braillon P., Sailhan F., Gadeyne S., Panczer G., Pedrini C., Berard J., Bone stiffness in children: part I. In vivo assessment of the stiffness of femur and tibia in children. *Journal of Pediatric Orthopaedics* 2008, 28(5): 534-7.
- [3] C. E. Hoffer, X. E. Guo, P. K. Zysset, and S. A. Goldstein. An application of nanoindentation technique to measure bone tissue Lamellae properties. *Journal of Biomechanical Engineering*, 127(7): 1046-53, 2005.
- [4] C. E. Hoffer, K. E. Moore, K. Kozloff, P. K. Zysset, M. B. Brown, and S. A. Goldstein Heterogeneity of bone lamellar-level elastic modulus *Bone*, 26(6): 603-9, 2000
- [5] J. Y. Rho, L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos. Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2): 92-102, 1998.
- [6] P. K. Zysset. Indentation of bone tissue: a short review. *Osteoporosis International*, 20(6): 1049-1055, 2009.
- [7] P.K. Zysset, X.E. Guo, C.E. Hoffer, K. E. Moore, and S. A. Goldstein. Elastic modulus and hardness of cortical and trabecular bone lamellae measured by nanoindentation in the human femur. *Journal of Biomechanics*, 32(10): 1005-12, 1999.
- [8] R.Adell,1981 A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the Edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 6, 1981 ,pp. 387-416, 1981
- [9] Selna LG, Shillingburg HT and Kerr PA. Finite element analysis of dental structures: axisymmetric and plane stress idealizations. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1975; 9(2): 237-252.
- [10] Thresher RW and Saito GE. The stress analysis of human teeth. *Journal of Biomechanics* 1973; 6(5): 443-449.
- [11] Hylander WL, Johnson KR. Relation between masseter EMG and force during mastication in macaques. *J Dent Res*1986, 65: 754-762.
- [12] Hylander WL, Johnson KR.The relationships between masseter force and masseter electro myogram during mastication in the monkey *Macaca Fascicularis*. *Archs Oral Biol* 1989, 34: 713-722.
- [13] 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.
- [14] Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 15-46.
- [15] Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996; 22: 104-110.
- [16] Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol* 1997; 23: 104-111
- [17] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 633-640
- [18] Wang TM, Leu LJ, Wang JS, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on periimplant bone stress around implants in poor- quality bone: A numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 231-237
- [19] Guan H, van Staden R, Loo YC, Johnson N, Ivanovski S, Meredith N. Influence of bone and dental implant parameters on stress distribution in the mandible: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24: 866-76.
- [20] Duaibis R, Kusnoto B, Natarajan R, Zhao L, Evans C. Factors affecting stresses in cortical bone around miniscrew implants. *Angle Orthod*. 2012; 82: 875-80.

- [21] Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on Dimensional Stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet De* 2005; 93: 227-34.
- [22] Brunski JB, Puleo DA, Nanci A. Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000; 15: 15-46
- [23] Jaecques SVN, van Oosterwyck H, Muraru L, van Cleynenbreugel T, de Smet E, Wevers M, Naert I, Vander Sloten J. Individualized, micro CT-based finite element modeling as a tool for biomechanical analysis related to tissue engineering of bone. *Biomater* 2004; 25: 1683-1696.



## Conclusion Générale

---

Au cours des dernières décennies, l'efficacité de la médecine dentaire préventive et la prise de conscience croissante de l'importance d'une dentition saine ont permis d'augmenter de plus en plus le nombre de personnes qui peuvent conserver leurs dents naturelles jusqu'à un âge avancé .

Le remplacement des dents naturelles manquantes ou extraites par les prothèses dentaires fait l'objet d'étude depuis plusieurs années, les implants dentaires ont été étudiés et utilisés pour le remplacement des dents manquantes .Il a été bien connu que le succès de ces implants dépend fortement de leur stabilité initiale et d'ostéo-intégration à long terme, dus à la distribution optimale des efforts dans l'os environnant.

Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

A cet effet, la recherche de solutions biomécaniques en vue de réduire ces efforts transmis est un axe biomécanique fortement investi. Le choix et l'utilisation des biomatériaux dans la chirurgie dentaire imposent certains critères biomécaniques selon leurs propriétés physico-chimiques tenant compte des problèmes d'adaptation biologique, de la géométrie des implants, de l'état de surface de ses composants, d'esthétique, etc. La qualité est jointe au soulagement de l'état de santé du patient. Les progrès réalisés dans la connaissance de la biomécanique osseuse et le rôle fonctionnel des structures dentaires permettent aujourd'hui d'optimiser la conception, la pose et la gestion occlusale des implants et de leurs superstructures prothétiques. La prise en compte du rôle fonctionnel des dents des secteurs antérieurs et postérieurs pendant l'incision et la mastication, est profitable dans la conception des prothèses sur implants pour mieux maîtriser les conséquences de la dispersion des forces occlusales axiales et surtout latérales, générées pendant la fonction. Maîtriser les forces d'occlusions et la biomécanique pourrait améliorer d'autant plus le taux de succès à long terme

et rendre possible l'utilisation d'implants dans les zones où les conditions anatomiques sont jugées moins favorables.

Il est indispensable de conclure que les champs de contraintes autour des implants ostéo-intégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux de l'implant et de la prothèse, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, l'inter distance implant-implant et la nature de l'interface os-implant.

C'est dans ce but que nous avons voulu développer un modèle numérique de l'os mandibulaire, permettant l'étude de la répartition des contraintes au sein de l'os et au contact des implants, et ainsi d'optimiser, la forme et la position des implants.

Il serait intéressant d'évaluer et de comparer, la réponse aux contraintes d'un implant face aux efforts liés à la nature des aliments, à la qualité osseuse et à la distance inter implantaire.

Les raisons de cette approche étaient principalement de minimiser le risque de surcharge et protéger les implants de contrainte directe. Une mise en charge des implants était considérée comme un facteur susceptible de compromettre le processus d'intégration osseuse.