

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –

Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du **diplôme** de **MASTER**

En : Génie Mécanique

Spécialité : Construction Mécanique

Par : **DIB SOUFIANE ANAS**

Sujet

**Modélisation et analyse numérique d'un comportement biomécanique d'un
implant dentaire sous chargement statique**

Soutenu publiquement, le 28 / 06 / 2021 , devant le jury composé de :

BELALIA Sid Ahmed	Professeur	Univ. Tlemcen	Président
ZINAI Abdelhadi	Maitre de conférences B	Univ. Tlemcen	Encadreur
SIFI Miloud	Docteur en G M	Univ. Tlemcen	Co- encadreur
CHORFI Sidi Mohamed	Maitre de conférences B	Univ. Tlemcen	Examineur

Remerciement

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

Au terme de ce travail, je tiens à adresser ma profonde reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont soutenue, aidée et encouragée tout au long de ce travail.

Je remercie tout particulièrement, Monsieur *ZINA Abdelhadi*, et Monsieur SIFI Miloud pour l'aide qu'ils m'ont apportés tout au long de ce travail. Ceci m'a beaucoup aidé à initier ce projet dans les meilleures conditions. J'ai apprécié leur disponibilité, leur enthousiasme, et leur gentillesse.

Je les remercie pour leur encadrement, leurs aides efficaces, les précieux conseils et les réflexions avisées qu'ils m'ont apportés.

J'exprime mes remerciements spéciaux et grand respect à Monsieur BELALIA Sid Ahmed et Monsieur CHORFI Sidi Mohamed pour l'honneur qu'ils m'ont fait en acceptant d'examiner ce travail.

Enfin, je remercie tous les membres de ma famille pour tous ce qu'ils ont endurés pour moi pendant cette période

Résumé

Ce travail porte sur une étude macroscopique de la réaction de l'os avec l'implant dentaire et étudiée, d'après les principaux critères d'une implantologie dentaire à l'aide d'une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis, l'effet des efforts masticatoires sur le niveau et la distribution des contraintes engendrées dans l'os et les éléments qui constituent une prothèse dentaire.

Le système étudié est composé de quatre pièces : l'abutement et l'implant en alliage de titane, la mâchoire composée de l'os spongieux et l'os cortical, soumis à un chargement mécanique simulant le fonctionnement de la dent selon les trois directions coronno- apicale, disto-mésiale et buco- linguale. Les matériaux utilisés sont des biomatériaux, ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques.

La modélisation de l'implant dentaire et des différents composants est faite en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) «Solidworks 2011 ». Nous avons étudié le comportement mécanique de l'implant en appliquant la méthode des éléments finis avec le logiciel de simulation et d'analyse numérique « Abaqus (6.14) ».

Mots clés : implant dentaire, osteointegration, solidworks, Abaqus

Abstract

This work focuses on a macroscopic study of the reaction of the bone against the dental implant and study according to the main criteria of a dental implant with a three-dimensional numerical analysis by the finite element method the effect of masticatory forces on the level and distribution of the stresses generated in the bone and the elements that constitute a dental prosthesis

The system studied is composed by four parts: the abutment and the implant in titanium alloy , the jaw consists of spongy bone and cortical bone subjected to mechanical load simulating the operation of tooth in the three directions coronno-apical, mesial and distal-bucco-lingual. The materials used are biomaterials, they are intended to be in contact with biological systems. Modeling the dental implant and the various components is done using the software (CAD / CAM) Solid works 2011. We studied the mechanical behaviour of the implant by applying the finite element method with the numerical simulation and analysis software «Abaqus (6.14)».

Key words: dental implant osteointegration, solidworks, Abaqus

ملخص

يشمل هذا العمل دراسة مجهرية لتفاعل العظم مع زرع الأسنان ودراسة وفقا للمعايير الرئيسية لزرع الأسنان باستخدام تحليل عددي ثلاثي الأبعاد، باستخدام طريقة العناصر المحدودة، تأثير مضغ القوى على مستوى وتوزيع الضغوط في العظم والمكونات التي تشكل الأسنان. يتألف النظام الذي تمت دراسته من أربعة أجزاء: الدعامة والبرغي مكونة من اشابة التيتانيوم، والفك المكون من العظم الإسفنجي والعظم الكثيف، تو اخضاعه لتحميل ميكانيكي يحاكي وظيفة الأسنان في الابعاد الثلاثة الكورنيونية، والخلل في الوسطية واللسانية. والمواد المستخدمة هي مواد بيولوجية، موجهة للاحتكاك مع الأنظمة البيولوجية. تم وضع نموذج لمختلف أجزاء زرع الاسنان باستخدام برنامج « Solidworks 2011 » (CAO/DAO) لقد درسنا السلوك الميكانيكي للزرع من خلال تطبيق طريقة العنصر المحدود مع برنامج المحاكاة والتحليل العددي «Abaqus (6.14)». الكلمات الدالة زرع الاسنان. الاندماج العظمي.

Table des matières

Chapitre 01 : Généralité sur la biomécanique

1-1	INTRODUCTION	1
1-2	Histoire de la biomécanique.....	1
1-3	Domaines d'application de la biomécanique.....	9
1-4	L'évolution de l'implantologie dentaire.....	11
1-4-1	Période antique (avant JC à 1000 après JC).....	11
1-4-2	Période médiévale (1000 à 1800).....	11
1-4-3	Période fondamentale (1800 à 1910)	12
1-4-4	Période prémoderne (1910 à 1930).....	12
1-4-5	Période moderne (1930 à 1978).....	13
1-4-6	Période contemporaine.....	13

Chapitre 02 : Rappel sur le tissu osseux

2-1	Structure du tissu osseux.....	18
2-1-1	L'os cortical ou compact.....	18
2-1-2	L'os spongieux ou trabéculaire.....	19
2-2	Aspect cellulaire et moléculaire de l'os.....	20
2-2-1	Les cellules osseuses.....	20
2-2-2	La matrice cellulaire.....	21
2-3	Remodelage osseux.....	21
2-4	Comportement et caractéristique mécanique du tissu osseux.....	24
2-4-1	Caractéristique mécanique de l'os.....	24

Chapitre 03 : Implantologie dentaire

INTRODUCTION.....	27
3-1 Généralités sur l'implantologie.....	27
1-1-1 Historique de l'implantologie orale.....	27
1-1-2 Anatomie des sites implantaire.....	29
1-1-3 L'édentement : conséquences et solutions.....	30
1-1-4 Implant dentaire.....	31
1-1-5 Différents types d'implants dentaires.....	32
1-1-6 Choix de l'implant.....	35
1-1-7 Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire.....	39
1-1-8 Les avantages qu'offre un traitement par implants dentaires.....	43
3.2. Biomateriaux en implantologie dentaire.....	44
3-2-1 Introduction.....	44
3-2-2 Champs d'application des biomateriaux.....	45
3-2-3 Critères de qualité et de sélection d'un biomateriau.....	47
3-2-4 Classifications des biomateriaux.....	48
3-2-5 Les biomateriaux utilisés en biomécanique	52
3-3 l'ostéo-intégration.....	55
3-3-1 Définitions	55
3-3-2 Les facteurs de réussite de l'ostéointégration.....	57
3-3-3 Réponses osseuse de l'os spongieux.....	59

3-3-4	Réponses osseuse de l'os cortical.....	62
3-3-5	Critères de succès de l'ostéo-intégration.....	63
3-3-6	Echecs de l'ostéo-intégration.....	64

Chapitre 04 : modélisation et simulation numérique

4-1	Intérêt de la méthode des éléments finis.....	65
4-2	Outils de modélisation par éléments finis.....	65
4-3	Introduction au logiciel de modélisation/simulation Abaqus.....	66
4-3-1	Structure et tâches.....	66
4-3-2	Méthodologie.....	68
4-4	Modélisation de la prothèse dentaire.....	69
4-4-1	Introduction.....	69
4-4-2	Matériaux utilisés.....	71
4-4-3	Maillage.....	72
4-5	Analyse statique.....	73
4-5-1	Conditions de chargement (conditions aux limites).....	73
4-5-2	Effets de chargement simple.....	74
4-5-3	Effets du chargement combiné bi axial.....	77
4-5-4	Effets du chargement combiné triaxial.....	80
	Conclusion générale.....	81

Liste des tableaux

Tableau 1.1 : Travaux et applications actuelles en biomécanique.....	10
Tableau 2.1 : Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études.....	25
Tableau 3.1 : Application de quelques polymères.....	49
Tableau 4.1 : Matériaux et dimensions des différents composants.....	69
Tableau 4.2 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire.....	70

Table des illustrations

Chapitre 01

Figure 1.1. Une gravure sur bois représentant la réduction d'une épaule luxée avec un dispositif hippocratique.....	2
Figure 1.2. Étude des mouvements du bras et de l'avant-bras.....	3
Figure 1.3. Séries de photographies représentant le galop d'un cheval par Muybridge, 1887.....	4
Figure 1.4. Le fusil photographique de Marey.....	5
Figure 1.5. Combinaison spéciale de Marey et kinogramme obtenu à l'aide de la chronophotographie pour l'analyse du mouvement.....	5
Figure 1.6. Cyclogramme du poignet lors d'un mouvement de forge au laboratoire de l'Institut Centrale du Travail, Russie.....	6
Figure 1.7. 1 ^{ère} plateforme de force moderne, créée par Elftman et publié dans Science en 1938.....	7
Figure 1.8 : Implant en panier de PAYNE [25].....	12
Figure. 1.9 : Implant vis en vitallium [25].....	13
Figure. 1.10 : Implant endodontique [25].....	13
Figure. 1.11 : Implant sous-périosté [25].....	14
Figure. 1.12 : Implant de FORMIGGINI [28].....	14
Figure 1.13 Implant de CHERCHEVE [25].....	15
Figure. 1.14 : Implant aiguille de SCIALOM [25].....	15
Figure. 1.15 : Anatomie d'une lame de LINKOW [10].....	15
Figure. 1.16 : Implants tridimensionnels d'après JUILLET [34].....	15
Figure. 1.16.1 : type 1 pour remplacement unitaire des incisives et canines	
Figure. 1.16.2 : type 2 pour pilier postérieur	
Figure. 1.16.3 : fut de l'implant	
Figure. 1.16.4 : faux moignon	

Chapitre 02

Figure 2.1 : élément d'os compact, cortical.....	18
Figure 2.2 : Structure microscopique du tissu osseux cortical [44].....	19
Figure 2.3 : Os spongieux, partie minérale.....	20
Figure 2.4 : Le remodelage osseux	23

Chapitre 03

Figure 3.1 : Les différents implants dentaires [6].....	28
Figure. 3.2 : Mandibule édentée [23].....	30
Figure 3.3 : Effet de l'édentement et de la perte osseuse sur l'aspect esthétique du visage[49].....	30
Figure 3.4 : Restauration des dents perdues par implantation dentaire [3].....	31
Figure 3.5 : (a) Implant dentaire entre deux racines dentaires, (b) Implant dentaire [20].....	31
Figure 3.6 : Prothèse dentaire en coupe [29].....	32
Figure 3.7 : Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [31].....	32
Figure 3.8 : Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [49].....	33
Figure 3.9 : Implants dentaires endo-osseux en forme de vis [18].....	33
Figure 3.10 : Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [11].....	34
Figure 3.11 : Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [3].....	34
Figure 3.12 : Exemple d'un implant dentaire endo-osseux en zircone [31].....	35
Figure 3.13 : Implant sous périoste [26].....	35
Figure 3.14 : Evolution des formes d'implants : de gauche à droite : implant vissé conique, implant vissé cylindrique, implant vissé à forme radiculaire, implant impacté [35].....	36
Figure 3.15 : Morphologie d'un implant dentaire.....	36
Figure 3.16 : les différentes parties de l'implant [33].....	37
Figure 3.17 : Différents types de col implantaire [5].....	37
Figure. 3.18 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique [33].....	38
Figure. 3.19 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique [33].....	39
Figure. 3.20 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique [33].....	39

Figure 3.21 : Mise en place d'un implant dentaire en deux temps opératoires [56].....	40
Figure 3.22 - Implants enfouis dans la gencive pour une mise en nourrice [3].....	40
Figure 3.23 : Implants dentaires avec et sans leurs vis de cicatrisation [56].....	41
Figure 3.24 : Différentes formes de vis de cicatrisation [51].....	41
Figure 3.25 : Mise en place d'un implant dentaire en un temps opératoire [32].....	41
Figure 3.26 : Implants dentaires mis en place en un seul temps opératoire [32].....	42
Figure 3.27 : Implants dentaires mis en place sans ouverture de la gencive [51].....	42
Figure 3.28 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [52].....	45
Figure 3.29 : Bridge dentaire en céramique [18].....	50
Figure 3.30 : Tige d'une PTH. Implant dentaire et électrodes de pacemaker en titane, plaques d'ostéosynthèse en Inox-316L. et vis en Ti-6Al-4V [27].....	51
Figure 3.31 : Similarité des deux structures : os spongieux et mousse de titane [43].....	51
Figure 3.32 : Structure cristallographique des mailles α et β du titane.....	53
Figure 3.33 : Contact intime entre tissu osseux et implant [13].....	55
Figure. 3.34 : Schémas comparatifs implant ostéointégré / non ostéointégré [13].....	55
Figure. 3.35 : Coupe de la fibro-intégration au microtome, colorée au trichome de Masson [8] 1: implant; 2: tissu fibreux conjonctif; 3:os vivant.....	55
Figure. 3.36 : Coupe de l'ostéointégration au microtome, colorée au trichome de Masson [8].....	56
Figure. 3.37 : Représentation de la couche d'oxyde de titane biocompatible [41].....	56
Figure 3.38 : Formation d'un caillot dans les heures suivant la pose d'un implant	59
Figure 3.39 : angiogenèse dans les jours suivant la pose d'un implant	60
Figure 3.40 : Ostéogenèse de contact	60
Figure 3.41 : Apposition osseuse centrifuge à partir de la surface rugueuse.....	61
Figure 3.42 : Os tissé .les fibres collagénique courent dans toutes les directions de manière aléatoire	62
Figure 3.43 : Os lamellaire.....	62
Figure 3.44 : Os haversien.....	62
Figure 3.45 : Réaction osseuse de corticalisation autour d'implants.	63

Chapitre 04

Figure 4.1 : Types de maillages possibles dans Abaqus.....	67
Figure 4.2 :	
Figure 4.3 : Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire et de ces composants...	70
Figure 4.4 : Maillage des différents composants de la prothèse dentaire.....	72
Figure 4.5 : Maillage global de l'ensemble.....	72
Figure 4.6 : Chargements appliqués à la prothèse dentaire.....	73
Figure 4.7 : condition d'encastrement.....	73
Figure 4.8 : Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge corrono-apicale).....	74
Figure 4.9 : Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (bucco-lingual).....	75
Figure 4.10 : Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (mesio-distale).....	76
Figure4.11: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure.(CA-BL).....	77
Figure 4.12: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure.(MD-BL).....	78
Figure4.13: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure.(CA-MD).....	79
Figure 4.14 : Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (triaxile).....	80

Introduction Générale

La dent est un élément indispensable à la mastication remplissant aussi une fonction liée à l'esthétique. Elle est soumise à de nombreuses sollicitations mécaniques et se situe dans le milieu buccal, qui est un milieu à la fois complexe et agressif : humidité, compositions fluctuantes, variations de la température et contact avec l'oxygène.

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

L'implantologie est une discipline relativement récente qui relève d'un acte chirurgical minutieux. Pendant plusieurs dizaines d'années, toutes formes d'implants, de matériaux et de procédés opératoires différents furent essayés. Mais ces techniques, relevant plus de techniques empiriques que de protocoles scientifiques rigoureux, se soldaient presque toujours par des résultats peu satisfaisants avec, dans la majorité des cas, une perte de l'implant. 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 Branemark 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.

L'implant dentaire est une solution durable et efficace aux personnes qui présente une édentation ou une anomalie au niveau de la dentition. Un implant dentaire est une racine artificielle de titane biocompatible ou de zircone, qui est placé chirurgicalement dans l'os alvéolaire pour supporter une couronne dentaire prothétique afin de remplacer les dents manquantes.

Des biomatériaux sont utilisés pour la fabrication de cet implant, ils sont destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques, ils doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

L'objectif principal de cette thèse est l'analyse du comportement mécanique des implants dentaires à partir de simulations numériques des transferts de charges 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 déterminer les zones de concentration de contraintes lors de la mastication. Pour ceci nous suivons le plan décrit par les quatre chapitres qui constituent cette thèse :

- Dans le premier chapitre sont présentées des généralités sur la biomécanique, notamment la biomécanique dentaire, et leurs développements.
- Le second chapitre sera consacré à donner un rappel sur la structure du tissu osseux et ses caractéristiques mécaniques.
- Le troisième chapitre donne une présentation de l'implantologie en décrivant les implants dentaires, les biomatériaux et la réaction macroscopique du tissu osseux face à l'implant.
- Le chapitre quatre est réservé à la mise en œuvre de la modélisation et la simulation des différents composants du modèle étudié sous environnements Solid Works 2011 dédié à la conception et Abaqus dédié à la simulation.

Chapitre 01 :

Généralité sur la biomécanique

1-1 INTRODUCTION

Avant de traiter de la biomécanique appliquée aux piliers de prothèse fixés dentaires ou implantaires, il semble nécessaire de définir certaines notions de base ainsi que le terme de biomécanique.

La biomécanique désigne tout simplement l'application de la mécanique à des systèmes biologiques.

Cela suppose d'une part la compréhension du fonctionnement biologique des systèmes vivants, d'autre part une approche physique incluant l'analyse des contraintes, la détermination des propriétés mécaniques, la dynamique des fluides, le transfert de la chaleur et de la masse, ceci pour décrire la réponse des systèmes vivants étudiés à des forces fonctionnelles ou para fonctionnelles.

Le corps humain est une machine possédant sa propre mécanique qui lui permet de marcher, courir, sauter, nager, etc. La biomécanique analyse et scrute tous les mouvements mécaniques du corps selon le milieu dans lequel il évolue et l'activité pratiquée. Toutes les articulations, et ce qui les entoure comme les muscles, les os, les organes, les tissus, le collagène et même les molécules, font l'objet d'observations et d'études scientifiques, afin d'en percer tous les mystères. La biomécanique considère le squelette et les muscles du corps humain comme une structure mécanique capable de subir certains déplacements.

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

L'analyse de la gestuelle sert à la réalisation de bancs d'essais pour tester le matériel orthopédique (prothèses, plaques, vis, ...etc.). De même, l'identification des limites physiques d'un individu en milieu ou d'un patient, sert à élaborer des normes ainsi que des cahiers de charge pour l'équipement. Ces exemples illustrent le nombre et la diversité des professionnels faisant appel à la biomécanique, de l'ingénieur à l'éducateur physique, en passant par l'orthopédiste, l'ergonome, le chirurgien cardiovasculaire et le dentiste [19].

1-2 Histoire de la biomécanique

La période antique

Le développement de la biomécanique est tout d'abord né d'un intérêt scientifique pour le corps humain et son anatomie. Les traces attestant d'un tel intérêt se retrouvent dans des papyrus égyptiens datés de 1700-1600 av. J.-C., comme le papyrus Edwin Smith ou le papyrus Ebers. Ces connaissances devaient certainement être nécessaires aux techniques d'embaumement, néanmoins l'anatomie en était encore à un stade peu avancée. Aux environs du 4^{ème} siècle avant notre ère, **Hippocrate** (460-377 av. J.-C.) fonde la médecine moderne, néanmoins, l'interdiction de la dissection du corps humain limite les connaissances anatomiques et physiologiques. Cependant, Hippocrate se base sur la logique et la réflexion pour soigner les maladies et les blessures articulaires (Fig.1.1).



Figure 1.1. Une gravure sur bois représentant la réduction d'une épaule luxée avec un dispositif hippocratique.

Dans le courant du 2^{ème} siècle, **Claude Galien** (130-201 ou 216), médecin de l'empereur romain Marc Aurèle, a contourné l'interdiction de dissection du corps humain en étudiant l'anatomie animale, et notamment celle du singe Magot. Ces connaissances anatomiques, souvent erronées, resteront inchangées plus de 1300 ans – jusqu'aux dissections humaines faites par le médecin flamand **Andreas Vesalius** (1514-1564) qui révolutionnera l'anatomie et l'étude du corps humain.

La Renaissance est une des périodes les plus prospères pour la connaissance scientifique

Cependant, c'est **Leonard de Vinci** (1452-1519) qui fut l'un des premiers à disséquer des êtres humains. Nous lui devons notamment de nombreuses descriptions anatomiques des os, des articulations et des muscles. Dans son essai *Codex Atlanticus*, Leonard de Vinci réalise les premières descriptions approfondies de la mécanique des mouvements humains dans les différents plans de l'espace (Fig. 1.2). Il souligne d'ailleurs que *"la science de la mécanique est en cela si noble et utile en comparaison à toutes les autres sciences, qu'il se peut que tous les organismes vivants ayant la possibilité de se mouvoir soient régis selon ses lois"*.

La mécanique devient une science à part entière grâce à **Galilée** (1564-1642). En effet, celui-ci s'intéresse très jeune à la mécanique et aux mouvements. Il étudie la médecine et la physique, il confirme plusieurs théorèmes sur le centre de gravité et s'intéresse à la chute des corps et aux pendules. Grâce à ces études, Galilée utilise le pendule pour mesurer le pouls. Des expérimentations et analyses de Galilée sur la mécanique des systèmes vivants existent dans son œuvre écrite en 1638 *Discorsi e dimostrazioni matematiche intorno a due nuove scienze attenenti alla meccanica e i movimenti locali*.

L'un des premiers essais d'analyse scientifique du mouvement d'organismes vivants (*i.e.*, la locomotion) dans l'espace est de **Giovanni Alfonso Borelli** (1608–1679). Pour cela, il s'est appuyé sur la théorie de la mécanique de Galilée. Dans son œuvre *De motu animalium* (1679), il compare la locomotion de l'homme avec le mouvement d'une petite barque et de son rameur et constate les similitudes entre l'appui du pied sur le sol et l'appui de la pelle de la rame dans l'eau. Dans la deuxième partie de son livre, il s'essaie à l'explication des forces internes, c'est-à-dire les contractions musculaires. Borelli a étudié la locomotion sur terre, dans l'eau et dans l'air avec la marche des animaux, la nage des poissons et le vol des oiseaux.

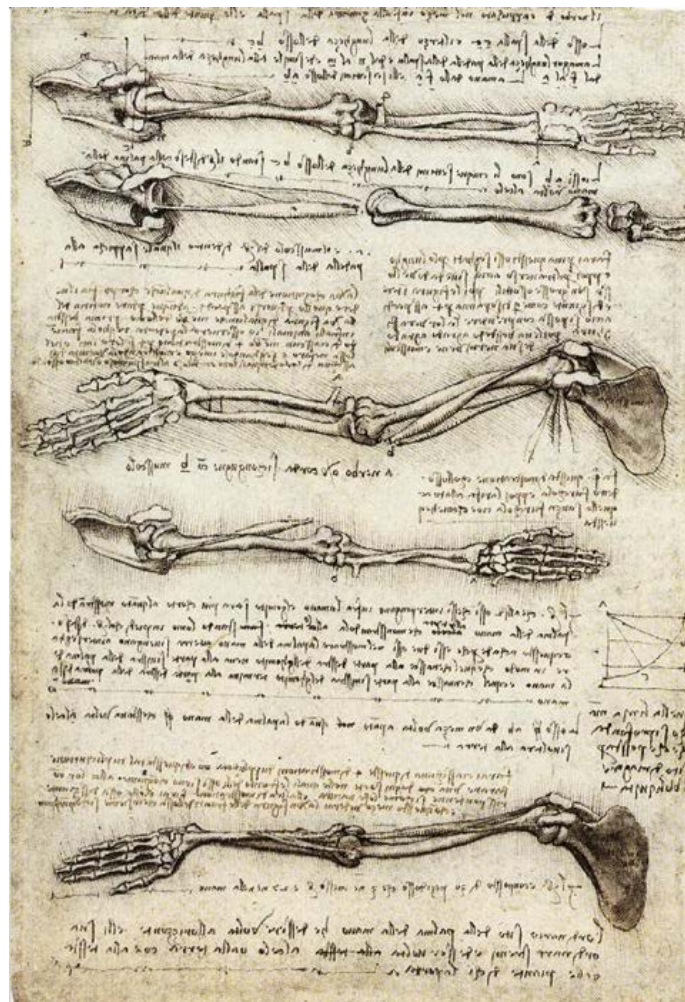


Figure 1.2. Étude des mouvements du bras et de l'avant-bras.

Le XIX^{ème} siècle et l'analyse scientifique du mouvement

La notion moderne de la locomotion englobe tous les déplacements des organismes vivants dans les milieux réels. Chez l'homme, la marche est une locomotion terrestre très complexe dans laquelle participe pratiquement tout le système locomoteur – environ 200 os, 320 muscles squelettiques et de nombreuses articulations. Les premières recherches expérimentales de la locomotion humaine sont réalisées à Göttingen par les frères **Wilhelm and Eduard Weber** en 1836. Ils établissent que le centre de masse du corps en position debout se situe à environ 56.7 % de la hauteur du corps, mesuré à partir du sol. Lors de la marche, ils mesurent la longueur et la fréquence des pas à différentes vitesses. Ils constatent que :

- Le centre de gravité du corps s'abaisse avec l'augmentation de la vitesse de la marche.
- Le temps du double appui (*i.e.*, lorsque les deux pieds sont en appui au sol) diminue avec l'augmentation de la vitesse de la marche.
- Pendant la phase de déplacement, l'appui du pied au sol crée un point de fixation qui permet un mouvement de pendule inversé au membre inférieur.

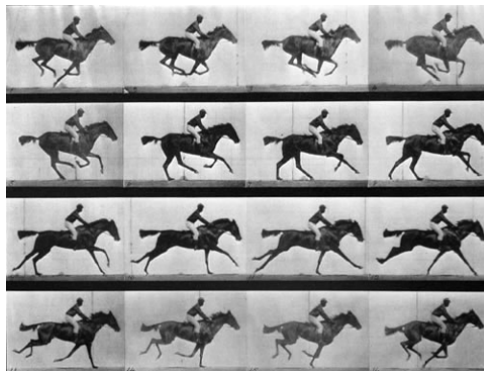


Figure 1.3. Séries de photographies représentant le galop d'un cheval par Muybridge, 1887.

L'intérêt de la recherche sur la locomotion humaine s'accroît lorsqu'**Eadweard Muybridge** (1830-1904) réalise les premières photographies successives d'un mouvement dans l'espace. A l'époque, une polémique existait quant à savoir si lors d'un galop, les quatre pattes du cheval pouvaient être en l'air simultanément. En 1878, Muybridge dispose 12 appareils photographiques sur une ligne. Un cheval au galop s'élance et déclenche chaque appareil en passant devant lui. Cette première suite de photographies prouve qu'il existe une phase où les 4 pattes du cheval sont en l'air simultanément (Fig. 1.3).

Intéressé par les travaux de Muybridge, le scientifique français **Étienne-Jules Marey** (1830-1904) prend contact avec lui en 1881, il veut étudier la mécanique du vol des oiseaux. A cette époque, le pôle d'influence de la recherche scientifique se trouve en France. Le leader est E.J. Marey – Professeur au Collège de France. Dans ce groupe, participent des scientifiques tels que **Carlet, Demyen et Pages**. Le groupe publie quelques études importantes – Marey (1872), Carlet (1872), Marey (1873, 1874).

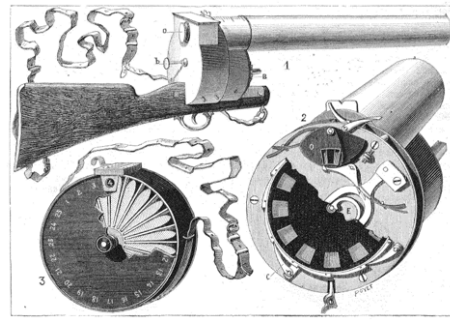


Fig. 2. Mécanisme du fusil photographique.
1. Vue d'ensemble de l'appareil. — 2. Vue de l'obturateur et du disque à l'aiguille. — 3. Base contenant vingt-cinq plaques sensibles.

Figure 1.4. Le fusil photographique de Marey.

Adolf Fick (1860,1866) et **Guillaume-Benjamin Duchenne** (1867,1873) ont contribué de manière significative à une meilleure compréhension du fonctionnement des systèmes musculaires et articulaires.

A partir de sa rencontre avec Muybridge, Marey crée le fusil photographique en 1882 (Fig.1.4). C'est un appareil portatif qui permet de prendre 12 clichés sur une même plaque grâce à un obturateur rotatif. Il permet de décomposer et d'étudier facilement le mouvement. Sur la base du fusil, Marey invente le chronophotographe. C'est un appareil fixe qui fonctionne sur le même principe que le fusil.

La même année, Marey crée la station physiologique du Parc des Princes, financée par l'état français dans le but de soutenir l'effort de guerre par la recherche scientifique. Dans ce but, il étudie le mouvement humain (*i.e.*, la marche, la course, le saut, etc.) en photographiant de profil les sujets sur un fond noir.

Chaque sujet portait une combinaison noire sur laquelle étaient cousues des bandes blanches pour représenter les segments corporels. Le résultat final obtenu est un kinogramme (Fig. 1.5). Cette méthode est toujours utilisée même si les appareils numériques remplacent désormais le chronophotographe, et des marqueurs réfléchissants remplacent les bandes blanches.

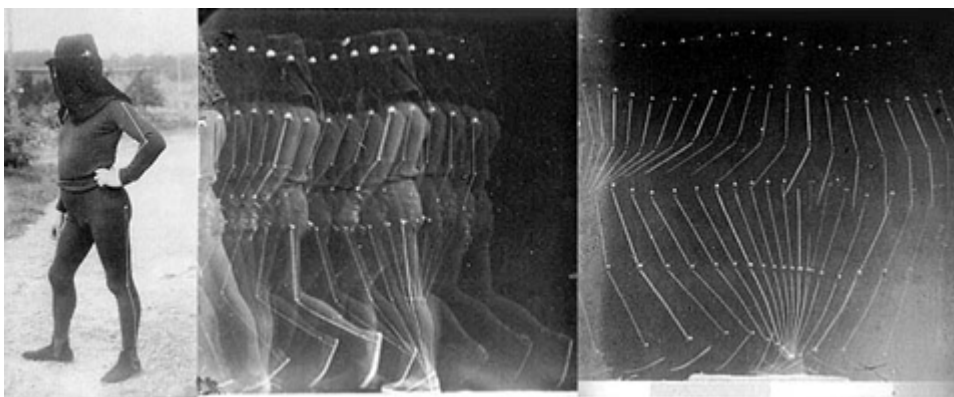


Figure 1.5. Combinaison spéciale de Marey et kinogramme obtenu à l'aide de la chronophotographie pour l'analyse du mouvement.

Christian Wilhelm Braune (1831-1892) et **Otto Fischer** (1861–1917) s'inspirent fortement des travaux de Marey. Après la mort de Braune, Fischer améliore la technique d'étude du mouvement de Marey en utilisant quatre appareils chronophotographiques. Lors de l'étude de la marche, les expérimentations et l'analyse des données sont plus précises, et les résultats plus significatifs. Il conclue que pendant la marche, le membre inférieur n'a pas un pur

comportement de pendule et que cela dépend des forces musculaires. Ces conclusions contredisent celles des frères Weber.

Le XX^{ème} siècle : La biomécanique comme science moderne

Fils d'Adolf Fick et étudiant d'Otto Fischer, **Rudolf Fick** est l'auteur d'un livre d'anatomie publié au début du 20^{ème} siècle intitulé *Manuel d'anatomie et mécanique des articulations*. Dans les trois parties qui constituent le livre sont détaillés précisément chaque muscle et articulation.

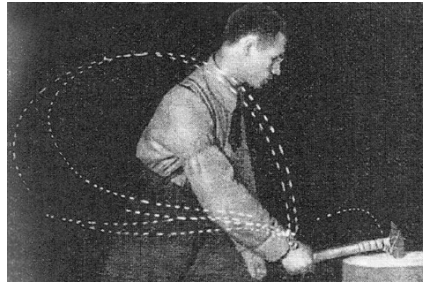


Figure 1.6. Cyclogramme du poignet lors d'un mouvement de forge au laboratoire de l'Institut Centrale du Travail, Russie.

A cette époque, les travaux de **Jules Amar** (1879-1935) prennent une importance significative en liant les théories du mouvement articulaire à la physiologie humaine pour la rééducation de patients amputés qui nécessitent des prothèses. Pour cela, Amar invente le "*trottoir dynamographique*" qui permet de mesurer les forces appliquées au sol par les patients, il l'utilise pour adapter les prothèses aux patients. Cet appareil est l'ancêtre de la plateforme de force qu'il est possible de retrouver quasiment dans chaque laboratoire de biomécanique de nos jours. La première guerre mondiale est la cause d'un grand nombre d'amputations des membres inférieurs et supérieurs. De ce fait, l'attention de nombreux chercheurs (*e.g.*, **Mommsen** (1918), **Shede** (1918), **Bloch** (1919), **Schmetz** (1921), **Verth** (1927), etc.) s'est portée sur l'étude du mouvement et la réalisation de prothèses.

En Russie, le développement de la biomécanique commence avec les travaux du physiologiste **Ivan Sechenov** (1829-1905) et du physicien et anatomiste **Peter Lesgaft** (1837-1909). Cependant, c'est **Nikolai Bernstein** (1896-1966), neurophysiologiste mais ayant suivi une formation en mécanique et mathématique, qui représente la biomécanique russe au niveau internationale. Ce scientifique et ces collaborateurs ont analysé le mouvement humain, notamment pour optimiser la performance des ouvriers (Fig.1.6). C'est Bernstein qui a nommé le terme biomécanique pour désigner l'étude du mouvement à travers l'application des principes mécaniques.

La base de l'appareil est disposée de façon à pouvoir être suspendue entre deux tables. Sur cette base, quatre ressorts de compression verticaux supportent la partie inférieure de deux plateformes. Lorsqu'une force est exercée sur la plate-forme en tout point, la compression totale dans les ressorts mesure la composante verticale de la force. La distribution relative de cette force entre les ressorts dépend de la position de la composante verticale par rapport au plan de la plate-forme. Les quantités à mesurer sont au nombre de trois ; il est plus commode d'utiliser le déplacement vertical de la plate-forme aux points 1, 2 et 3 du diagramme. Si le déplacement est calibré en fonction de la force nécessaire pour le produire, la somme des déplacements aux points 1 et 3 donnera la force verticale totale et la position de cette force peut être obtenue en égalant le moment, cet appareil peut également être utilisé pour la mesure plus traditionnelle de la position du centre de gravité lorsque le corps est stationnaire.

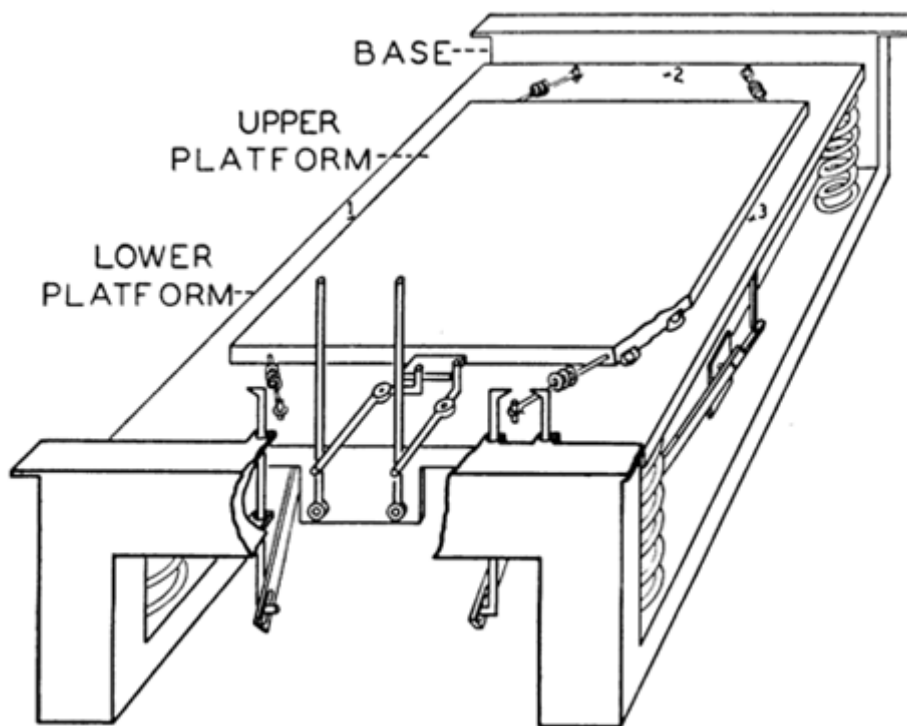


Figure 1.7. 1^{ère} plateforme de force moderne, créée par Elftman et publiée dans *Science* en 1938.

En 1938, fut publié un livre fondamental sur la biomécanique du sport intitulé *Les mouvements du corps humain* écrit par **Michael Ivanitski** (1895–1969). Il fut l'auteur de plus de 100 articles scientifiques basés sur l'anatomie fonctionnelle du mouvement par rapport à la pratique de l'éducation physique et sportive. Des scientifiques russes de la moitié du 20^{ème} siècle, il faut considérer **Lev Nikolaev** (1898-1954) dont l'ouvrage *Guide de la biomécanique appliquée à l'orthopédie, la traumatologie et les prothèses* (1947-1950) montre son expérience acquise lors de la seconde guerre mondiale.

Dans les années 1930, le scientifique allemand **Basler** travaille sur la locomotion. Il s'intéresse notamment au centre de gravité du corps humain. Il conçoit un dynamomètre spécial qui lui permet d'étudier les forces de réaction du pied sur le sol à la fois verticalement et horizontalement.

Les premières utilisations de l'électromyographie (*i.e.*, l'enregistrement de l'activité électrique musculaire) ont été réalisées entre 1920 et 1930 par **Wachholder et Altenbürger**. En étudiant l'activité musculaire lors de différents mouvements, ils démontrent que les muscles sont bien à l'origine du mouvement des segments. Les travaux de ces auteurs auront une influence majeure dans le domaine de l'apprentissage moteur et de la coordination musculaire.

Scherb, un scientifique suisse, publie dans les années 1940 ses travaux sur l'activité musculaire. Il enregistre l'activité électrique musculaire de différents muscles lors de la marche sur tapis roulant. Il appelle sa méthode, la myokinésiologie. Il utilise ses résultats pour diagnostiquer d'éventuels problèmes musculaires et effectuer des contrôles après transplantation musculaire. Il est un des premiers scientifiques à soutenir l'idée que pour des activités automatiques telle que la marche, la stratégie neuromusculaire s'apprend grâce à l'expérience et s'enregistre profondément pour la vie entière.

Entre 1938 et 1943, différentes expérimentations scientifiques menées par le scientifique américain **Elftman** se sont déroulées dans une université colombienne. Il étudiait la répartition des masses au niveau des pieds, la fonction des bras pendant la marche, les rotations du corps, les forces de réaction du sol pendant la marche, etc. Son nom est surtout lié à la conception de la première plateforme de force moderne dont le fonctionnement fut décrit dans la célèbre revue scientifique *Science* en 1938 (Fig. 1.7).

A la fin de la seconde guerre mondiale, la recherche expérimentale en biomécanique en Allemagne est pratiquement arrêtée et elle est fortement affaiblie dans le reste de l'Europe. Pour des raisons évidentes, sont financés uniquement des travaux portant sur l'aide aux millions d'invalides par la construction de prothèses, d'orthèses et de recherches en orthopédie. Le pôle d'influence scientifique se déplace alors en Amérique du Nord. Cependant vers la fin du 20^{ème} siècle, les sciences d'analyse du mouvement se développeront de nouveaux en Europe et en Asie.

1-3 Domaines d'application de la biomécanique

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

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

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

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

La biomécanique a de nombreuses applications pratiques, notamment en médecine et en sport.

C'est également un domaine actif de recherche scientifique, notamment à l'échelle microscopique. C'est alors un sous-domaine de la biophysique. Elle s'intéresse par exemple à la mécanique :

- des polymères biologiques. L'ADN, en particulier, a fait l'objet d'expériences spectaculaires. La séquence d'acides aminés affecte les propriétés mécaniques des chaînes, en particulier leurs propriétés de repliement.
- du cytosquelette. L'application de déformations (par contact direct ou au moyen de pinces optiques) permet de mesurer les coefficients de réponse élastique du cytosquelette.
- de la membrane. Lors des mouvements cellulaires, ou d'évènements de phagocytose ou d'endocytose, la membrane subit des déformations importantes. Les propriétés mesurées dépendent des lipides présents en majorité.

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

Tableau 1.1 : Travaux et applications actuelles en biomécanique

Les principaux acquis théoriques utilisés concernent [38] :

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

La biomécanique a participé d'une manière ou d'une autre dans toutes les avancées en sciences et en technologies médicales. La chirurgie peut apparaître une activité sans lien avec la mécanique alors que la cicatrisation est intimement liée aux contraintes et aux déformations dans les tissus. Un développement important issu de la biomécanique concerne l'orthopédie, étant donné que la majeure partie des patients opérés souffre de 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 problème, 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.

1-4 L'évolution de l'implantologie dentaire

Les découvertes réalisées par les archéologues confirment la préoccupation permanente de l'homme de remplacer les dents perdues. Différents matériaux de remplacement d'origine animale, humaine ou minérale ont été utilisés.

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

1-4-1 Période antique (avant JC à 1000 après JC)

Les premières tentatives d'implantation dentaires sont effectuées par les dynasties égyptiennes et les cultures précolombiennes.

Localisation géographique :

Des traces de cette période ont été retrouvées en Afrique (Egypte), en Amérique (Mayas, Aztèques, Incas) et au Moyen-Orient.

Matériaux utilisés :

Dents d'animaux ou dents sculptées dans l'ivoire.

Particularité:

Les examens radiologiques des crânes mettent en évidence une bonne adaptation osseuse autour des racines artificielles en ivoire sculpté (culture précolombienne).

Dans la culture égyptienne, l'édentement était traité chez les patients décédés avant la momification.

1-4-2 Période médiévale (1000 à 1800)

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

Localisation géographique :

Europe.

Matériaux utilisés :

Dents humaines.

Particularité:

La transplantation est réalisée d'un patient à un autre par des coiffeurs-chirurgiens. Les dents sont prélevées chez des individus défavorisés. Cependant, dès le début du 19^e siècle, des risques de contaminations bactériennes et d'infections sont rapportés.

1-4-3 Période fondamentale (1800 à 1910)

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

Localisation géographique :

Amérique.

Matériaux utilisés :

Or, porcelaine, bois, différents matériaux (platine, argent, étain).

Particularité:

En 1809, MAGGILOLO utilise dans un site d'extraction un implant en or. La prothèse est réalisée seulement après la cicatrisation tissulaire.

Les principes de biocompatibilité et de stabilité sont élaborés par Berry en 1888. L'auteur insiste sur la nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant et l'utilisation de matériaux «surs », évitant toute transmission de maladie.

1-4-4 Période prémoderne (1910 à 1930)

PAYNE et GREENFIELD sont les précurseurs de l'implantologie (du début du 20^e siècle).

Localisation géographique :

Amérique.

Matériaux utilisés :

Or, porcelaine.

Particularité:

PAYNE décrit l'implantation d'un panier cylindrique en or. Cet implant est mis en place après l'élargissement du diamètre de l'alvéole à l'aide d'un foret. Les espaces vides sont comblés par de la gomme. Une couronne avec un tenon en porcelaine est scellée immédiatement dans la partie interne et creuse de l'implant (figure.1.8)

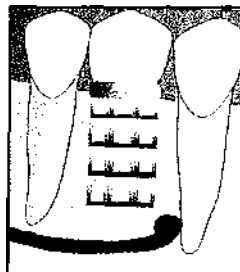


Figure1.8 : Implant en panier de PAYNE [25]

Une technique similaire, avec un cylindre creux en porcelaine est décrite en Pennsylvanie à peu près à la même époque.

Par opposition, GREENFIELD introduit une technique suggérant une mise en fonction différée de l'implant (6 à 8 semaines). Il établit le premier protocole « scientifique » vers 1910 et insiste

sur l'importance d'un contact étroit os-implant.

Le rapprochement avec les principes de la chirurgie orthopédique est établi les notions de chirurgie « propre » et de mise en fonction différée sont évoquées.

1-4-5 Période moderne (1930 à 1978)

Cette période commence véritablement à la fin des années 30. L'étude des différents biomatériaux, les innovations chirurgicales et prothétiques caractérisent cette période.

Localisation géographique :

Europe et Amérique.

Matériaux utilisés :

Porcelaine, vitalium, titane.

Particularités:

Trois types d'implants sont développés.

- Implants endo-osseux :

ADAMS préconise un **implant enfoui en forme de vis** avec un capuchon de cicatrisation.

1939 : LVIN et STROCK utilisent un **implant vis en vitalium** (figure. 1.9).

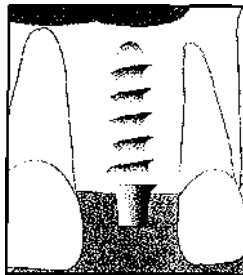


Figure. 1.9 : Implant vis en vitalium [25]

1940 : STROCK développe l'**implant endodontique** (figure. 1.10). Il prétend obtenir de bons résultats à 17 ans. C'est le premier auteur à réaliser des études histologiques chez le chien.

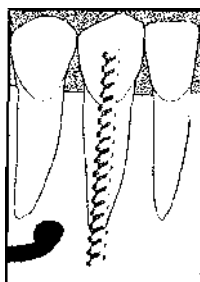


Figure. 1.10 : Implant endodontique [25]

- Implants sous-périostés :

1941 : DAHL (suède) développe les premiers **implants sous périostés** mis en place en façonnant et en adaptant une forme standard. Il n'y a pas de prise d'empreinte osseuse directe.

1951 : LEW fut le premier à réaliser des empreintes osseuses pour assurer une meilleure adaptation de l'implant sous périosté (figure. 1.11).

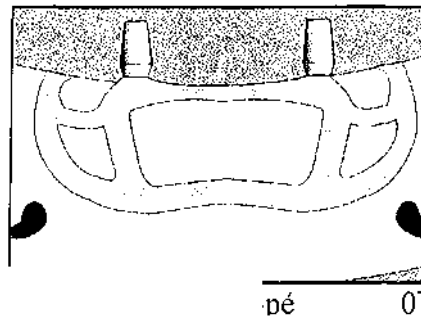


Figure. 1.11 : Implant sous-périosté [25]

WEINBERG et LINKOW décrivent l'**implant sous périosté unilatéral**.

Plus tard, diverses modifications ont été effectuées.

JAMES propose d'utiliser un appui au niveau des branches montantes de la mandibule afin d'éviter un affaissement de l'implant sous périosté. Il fut l'un des premiers à suggérer l'utilisation du scanner dentaire pour obtenir une reconstruction tridimensionnelle de la mandibule et du maxillaire. Cette reconstruction évite l'étape chirurgicale de la prise d'empreinte directe au niveau osseux.

- Implants endo-osseux 2 :

A partir des années 40, différentes formes d'implants ont été créées.

1947 : l'**implant en spiral** de FORMIGGINI (figure. 1.12) est en acier inoxydable ou en tantale.

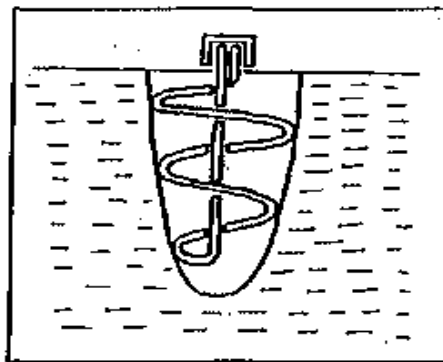


Figure. 1.12 : Implant de FORMIGGINI [30]

1960 : CHERCHEVE modifie l'idée de Formiggini et développe l'hélice spirale et un kit chirurgical pour son insertion (figure. 1.13).

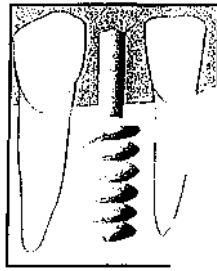


Figure 1.13 Implant de CHERCHEVE [25]

1961 : SCIALOM est le promoteur d'un **implant en trépied (implant aiguille)**. Les trois parties du trépied se réunissent pour supporter la prothèse (figure. 1.14).

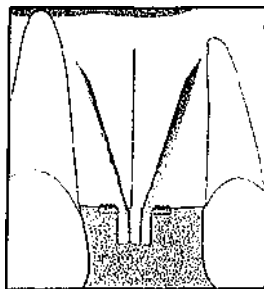


Figure. 1.14 : Implant aiguille de SCIALOM [25]

1967 : LINKOW introduit l'**implant lame**. Il a été fréquemment utilisé jusqu'aux années 80. (fig.1.15).

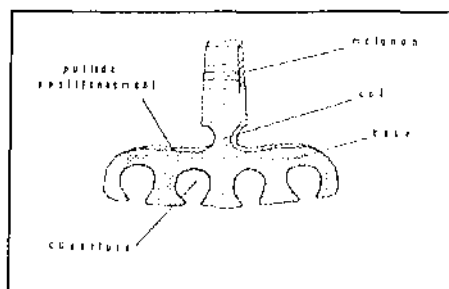


Figure. 1.15 : Anatomie d'une lame de LINKOW [10]

Des implants en céramique frittée et en carbone vitrifié sont réalisés au début des années 70. L'implantologie des années 50, 60 et 70 fut celle de tous les essais, des erreurs et des confusions au niveau des principes biologiques. L'obtention d'une interface fibreuse péri-implantaire était souhaitable pour de nombreux auteurs et, curieusement, l'ankylose était considérée comme un élément négatif pour le pronostic implantaire.

1970 : JAMES introduit l'implant transmandibulaire.

1974 : JUILLET développe l'implant tridimensionnel (T3D) : c'est le premier implant à insertion latérale. En titane pur, il trouvait son originalité dans sa forme, susceptible de contourner les obstacles anatomiques, et dans son mode d'insertion par voie vestibulaire (figures. 1.16.1, 1.16.2, 1.16.3, 1.16.4).

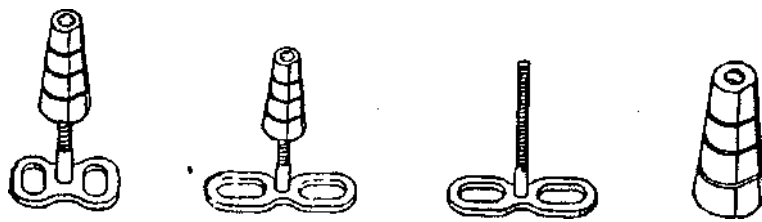


Figure. 1.16.1

Figure. 1.16.2

Figure. 1.16.3

Figure. 1.16.4

Figure. 1.16.1 : type 1 pour remplacement unitaire des incisives et canines

Figure. 1.16.2 : type 2 pour pilier postérieur

Figure. 1.16.3 : fut de l'implant

Figure. 1.16.4 : faux moignon

Figure. 1.16 : Implants tridimensionnels d'après JUILLET [37]

Tous ces implants ont abouti à des échecs thérapeutiques à court et à moyen terme.

1-4-6 Période contemporaine

Le début de cette période se situe à partir des années 70.

L'implant endo-osseux (fixture de Brånemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des années. Les résultats de la conférence de Harvard (1978), ceux des études scientifiques suédoises débutées en 1950 par Brånemark marquent le commencement de cette période.

Localisation géographique

Amérique, Europe.

Matériaux utilisés

Titane, alliage de titane, hydroxyapatite, céramique.

Développement du concept de l'ostéointégration

Début des années 50, les premières recherches sur l'ostéointégration tissulaire des matériaux ont été réalisées en Suède.

Des connaissances précises ont ainsi été acquises sur les différents types de matériaux, leurs états de surface, sur le rôle du traumatisme chirurgical, sur la cicatrisation tissulaire. Divers

tissus ont été testés tels que nerf, muscle, tendon, os, peau et muqueuse, sur différents animaux. L'influence sur la cicatrisation tissulaire de facteurs spécifiques comme les hormones, l'âge, la température, a également été évaluée.

1952 : La première étude a été menée sur le péroné du lapin. La technique consistait à meuler l'os en surface et à observer au microscope, in situ, le comportement de l'os et de la moelle. Un premier protocole clinique a été développé chez l'animal pour la restauration d'un édentement par des prothèses fixées. Des chiens, partiellement édentés, ont été appareillés avec des reconstitutions prothétiques implanto-portées. Les fixtures étaient préalablement enfouies dans l'os pour une période de cicatrisation de 3 à 4 mois.

1965 : Un premier patient a été traité selon les principes de l'ostéointégration.

Chapitre 02 :

Rappel sur le tissu osseux

2-1 Structure du tissu osseux

Le tissu osseux est l'un des tissus les plus résistants de l'organisme. C'est également un tissu dynamique, constamment remodelé, capable d'adapter sa densité aux taux de sollicitation pour minimiser les contraintes au niveau des zones les plus sollicitées, en plus de cette fonction mécanique de soutien du corps et de protection des organes

2-1-1 L'os cortical ou compact

L'os cortical ou compact représente la partie périphérique de l'os qui paraît lisse et dense à l'œil nu. Grâce à sa dureté et sa rigidité il forme une coque compacte et dense servant à couvrir et protéger la partie interne qui est visqueuse.

L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurelles élémentaires appelées ostéons.

L'ostéon, ou système de Havers, est l'unité structurale de l'os compact. Chaque ostéon est de forme cylindrique allongée, parallèle à l'axe longitudinal de l'os, figure 2.1. L'ostéon est constitué d'un ensemble de cylindres creux (6 à 15 par ostéon) composés de matrice osseuse et disposés concentriquement autour de son canal central, ou canal de Havers, qui contient des capillaires sanguins et des fibres nerveuses. Ces canaux sont reliés entre eux, avec la cavité médullaire et avec la surface de l'os par des canaux transversaux ou obliques, les canaux de Volkmann. Chaque cylindre de matrice est une lamelle de l'ostéon : l'os compact est souvent appelé os lamellaire.

Dans une lamelle donnée, les fibres de collagènes sont toutes parallèles mais les fibres de deux lamelles adjacentes sont toujours orientées dans des directions différentes. Cette alternance renforce les lamelles adjacentes ce qui fournit une résistance remarquable aux forces de torsion que subissent les os.

Les ostéocytes se trouvent dans de petits espaces vides à la jonction des lamelles, appelés lacunes. Ces lacunes sont reliées entre elles et au canal central de l'ostéon par les canalicules, canaux très fins, qui permettent aux nutriments et aux déchets de passer facilement d'un ostéocyte à l'autre. Ainsi, les ostéocytes sont bien alimentés même si la matrice osseuse est dure et imperméable aux nutriments.

La disposition des ostéons, avec l'axe orienté dans la direction des sollicitations mécaniques, confère à l'os compact un maximum de résistance. Si on considère la résistance en compression rapportée à la densité, l'os est une structure de référence dans le domaine des matériaux alvéolaires.

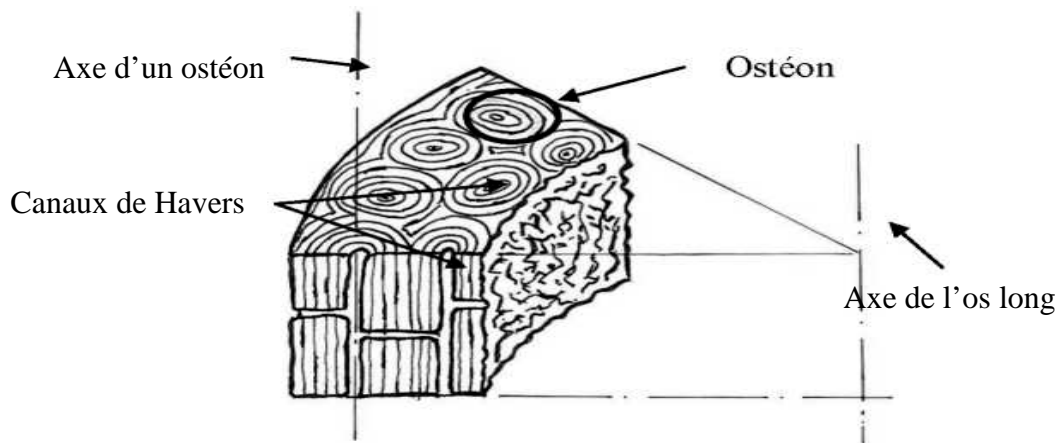


Figure 2.1 : élément d'os compact, cortical.

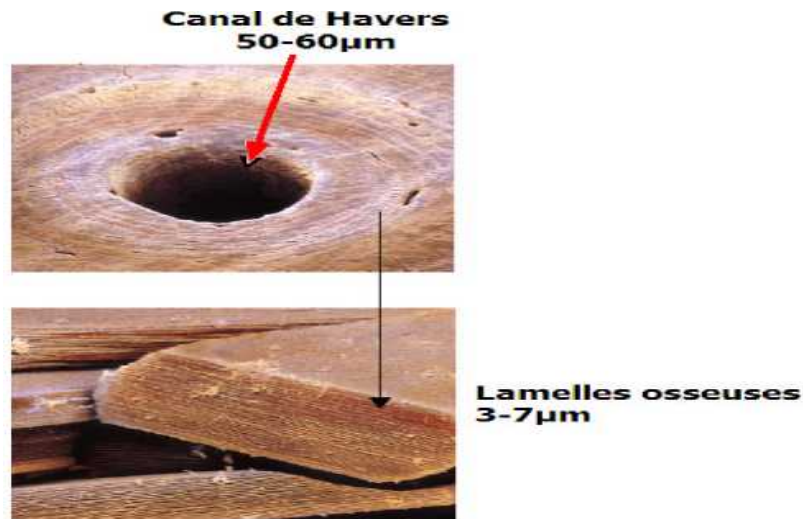


Figure 2.2 : Structure microscopique du tissu osseux cortical [44]

2-1-2 L'os spongieux (trabéculaire)

L'os spongieux représente la partie interne de l'os qui est totalement entouré par l'os cortical, il est appelé ainsi en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses. Très riche en cellules conjonctives adipeuses et en éléments sanguins, l'os trabéculaire joue un rôle métabolique.

Le tissu osseux spongieux est essentiellement présent dans les os courts et les os plats (sternum, ailes iliaques) ainsi que dans les épiphyses des os longs. Il est formé par un labyrinthe tridimensionnel de trabécules (parois) de tissu osseux, ramifiées, délimitant un labyrinthe d'espaces interconnectés occupés par de la moelle osseuse et des vaisseaux. La forme et la densité des cellules des alvéoles dépendent de l'intensité et de la direction des contraintes que l'os doit supporter. Les alvéoles ont tendance à s'aligner dans la direction où la contrainte est la plus grande, et leur densité augmente avec l'intensité du chargement.

L'os spongieux n'a pas d'ostéons mais ses travées comportent des lamelles irrégulières et des ostéocytes reliés par des canalicules. Les nutriments partent des espaces médullaires entre les travées et arrivent aux ostéocytes de l'os spongieux par diffusion à travers les canalicules.

L'organisation en trois dimensions de sa structure constitue l'architecture trabéculaire qui a un rôle important dans la résistance mécanique de l'os, il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. L'orientation des travées dépend des lignes de forces mécaniques auxquelles est soumis l'os car les cellules qui les fabriquent (les ostéoblastes) ont la capacité de percevoir ces forces mécaniques.

L'os spongieux peut être donc considéré comme un matériau composite [8]. En effet, ses 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.

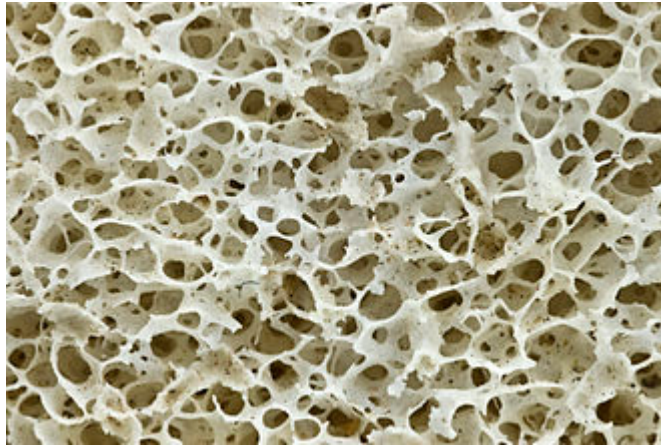


Figure 2.3 : Os spongieux, partie minérale.

2-2 Aspect cellulaire et moléculaire de l'os

Les os sont principalement constitués de tissu osseux mais contiennent également des vaisseaux sanguins, des nerfs. Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé, appelé tissu squelettique. Il est caractérisé par la nature de la Matrice Extra Cellulaire (MEC) qui a la propriété de se calcifier et de se solidifier. Le tissu osseux est formé d'une fraction inorganique et d'une fraction organique

- **Fraction inorganique**

La fraction inorganique représente 70% du poids de l'os. Elle est constituée d'un certain nombre d'ions, où prédominent essentiellement calcium et phosphate mais aussi magnésium, carbonate, sodium...

- **Fraction organique**

La fraction organique est composée de cellules et d'une matrice

2-2-1 Les cellules osseuses

Quatre types de cellules constituent le tissu osseux divisé en 2 catégories : d'une part les cellules ostéoformatrices qui comprennent les ostéoblastes, les ostéocytes et les cellules bordantes et d'autre part les cellules ostéorésorbantes, les ostéoclastes.

- **Les ostéoblastes** sont des cellules ostéoformatrices situées à la surface externe et interne du tissu osseux en croissance. Les ostéoblastes élaborent les constituants organiques de la Matrice Extra Cellulaire et les stimuli qui contrôlent la fonction des ostéoclastes. L'ostéoblaste, lorsqu'il est actif, est une cellule cyboïdale (20-30µm de diamètre) avec un riche équipement en organites spécialisés dans la synthèse protéique. Les ostéoblastes sont riches en phosphate alcaline, une enzyme qui est utilisée comme marqueur pour les identifier. Après maturation, ils sont transformés en ostéocytes, ou sont mis au repos sous la forme de cellules bordantes.

- **Les ostéocytes**

Les ostéocytes sont les cellules les plus nombreuses dans l'os, par définition se sont des ostéoblastes différenciés incapables de se diviser et sont entièrement entourés par la Matrice Extra Cellulaire minéralisée. Ils se caractérisent par la présence des expansions cytoplasmiques logées dans les canalicules qui les relient entre eux. Les ostéocytes siègent dans des logettes, les ostéoclastes, et participent au maintien de la matrice osseuse.

L'ostéocyte est considéré comme une cellule clé de l'homéostasie phosphocalcique et de la mécanotransduction. Au niveau moléculaire, la transmission des signaux mécaniques jusqu'au noyau cellulaire implique la participation des récepteurs aux intégrines

- Les cellules bordantes

Les cellules bordantes sont des **ostéoblastes au repos**, susceptibles, s'ils sont sollicités, de redevenir des ostéoblastes actifs. Elles revêtent les surfaces osseuses qui, à un moment donné, ne sont soumises ni à formation ni à résorption osseuse. Ce sont des cellules aplaties et allongées, possédant peu d'organites et reliées entre elles et avec les ostéocytes voisins par des jonctions communicantes.

- **Les ostéoclastes**, cellules très volumineuses de 20 à 100 µm de diamètre, sont le siège du processus de résorption osseuse. Ils sont très mobiles et capables de se déplacer à la surface des travées osseuses d'un site de résorption à un autre.

Les ostéoclastes, les ostéoblastes et les cellules bordantes de l'os se trouvent à la surface du tissu osseux, alors que les ostéocytes sont situés à l'intérieur de la matrice extracellulaire du tissu osseux.

2-2-2 La matrice cellulaire

L'os est un ensemble de tissus conjonctif spécialisé. Il est constitué de cellules et d'une matrice extracellulaire (MEC). La matrice extracellulaire est constituée de différents composants macromoléculaires (collagènes, protéoglycanes, élastine et glycoprotéines de structure) qui lient des cellules homologues ou hétérologues et les organisent en tissu. La MEC entoure les cellules qui la synthétisent et détermine en retour leur phénotype.

2-3 Remodelage osseux

Dès la fin du 19^{ème} siècle, Wolff s'est rendu compte de la relation existant entre la charge appliquée à l'os et son architecture [9]. Par la suite, de nombreux auteurs ont cherché à comprendre et à modéliser ce phénomène par lequel l'os adapte en permanence ses propriétés aux contraintes qu'il subit, ce qui est appelé *remodelage* ou *remaniement* [47,54]. Ceci permet à l'os de tendre vers un équilibre parfait entre des propriétés mécaniques suffisantes à sa fonction et une masse minimale permettant une dépense d'énergie la plus faible possible.

Le remodelage osseux est un mécanisme physiologique complexe, qui fait donc intervenir des cellules, une matrice extracellulaire calcifiée et des facteurs systémiques et locaux de régulation. Ce mécanisme de remaniement permet le renouvellement perpétuel de ce tissu vivant tout au long de la vie de l'individu. Cette capacité de renouvellement permet aussi à l'os de se réparer et de s'adapter aux contraintes auxquelles il est continuellement soumis. Au plan cellulaire, les principaux acteurs de ce remodelage sont les cellules osseuses (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes). Ces cellules subissent l'influence de facteurs mécaniques, ioniques (Ca, P), systémiques (hormones) et locaux (cytokines, facteurs de croissance, protéines de la matrice extracellulaire).

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

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

L'analyse mathématique quantitative des activités de surface de l'os cortical et trabéculaire, menée par Frost [FRO 69] a permis de connaître les différentes phases du cycle de remodelage osseux (Figure 2.4) :

- **Phase d'activation**

La surface osseuse est normalement recouverte de cellules bordantes qui empêchent l'accès des ostéoclastes à la MEC. Mais lors d'un endommagement du tissu osseux, et sous l'effet de facteurs ostéorésorbants les cellules bordantes se rétractent et libèrent l'accès aux ostéoclastes (cellule de la resorption osseuse) qui peuvent adhérer à la matrice osseuse.

- **Phase de résorption**

Les ostéoclastes multinucléés adhèrent à la surface, forment des micro-chambres de résorption sous lesquelles la phase minérale est dissoute par acidification, et la phase organique est mise à nu, puis dégradée par des enzymes spécifiques.

- **Phase d'inversion ou intermédiaire**

Cette phase, aboutit par le biais de cellules macrophagiques, au "lissage" de la surface résorbée, à la formation de la ligne cémentante. C'est au cours de cette phase que s'effectue le couplage entre la résorption et la formation, par transmission du signal inducteur de la formation osseuse.

- **Phase de formation**

Les ostéoblastes comblent la lacune et la en apposant une nouvelle matrice osseuse. Durant cette dernière phase, certains ostéoblastes restent enfermés dans la matrice nouvellement formée et deviennent alors ostéocytes.

- **Phase de quiescence**

Le tissu osseux revient à "l'état de veille", jusqu'à la nouvelle phase de remodelage, dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local.

La résorption précède toujours la formation osseuse, ces deux processus sont couplés,

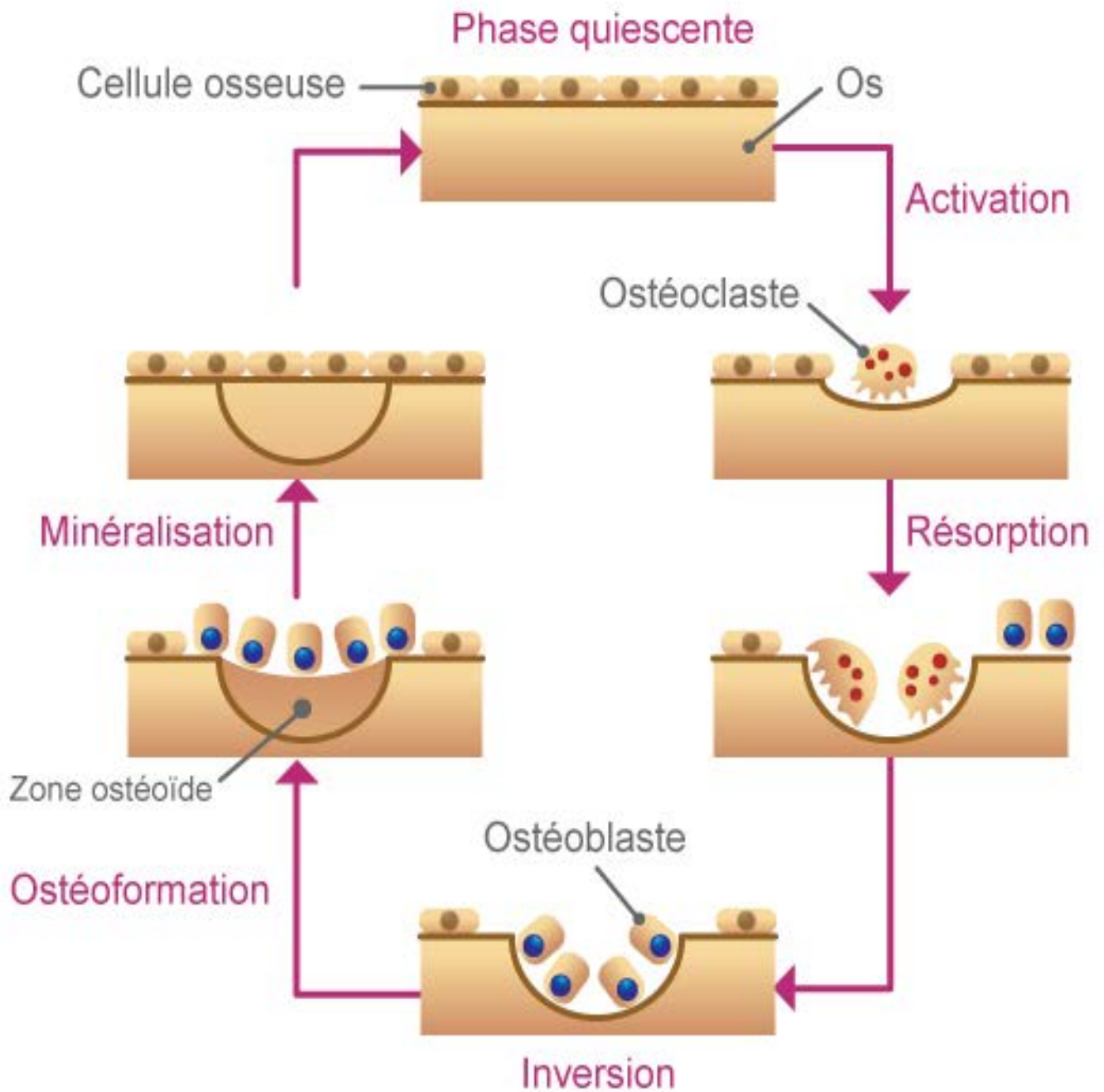


Figure 2.4 : Le remodelage osseux

2-4 Comportement et caractéristique mécanique de l'os

D'un point de vue mécanique, l'os constitue un matériau particulièrement complexe. Sa texture, sa structure et son architecture subtiles influencent fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multiphasé, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction [27].

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

Par ailleurs, on peut noter que chaque os est unique. Sa structure et son architecture se montrent parfaitement adaptées à celles requises. La forte anisotropie de l'os est due à sa structure : orientation des ostéons pour l'os cortical et des trabécules pour l'os spongieux. Ses propriétés dépendent également fortement de sa densité.

De nombreux auteurs ont donc cherché à mettre en évidence une corrélation entre la composition et propriétés mécaniques qui sont utiles notamment pour la compréhension des phénomènes d'ostéoporose et de remodelage osseux. Le premier modèle recensé est celui de Vose & Kubala [51] qui établit une relation entre résistance à la flexion et contenu minéral. Ensuite, Carter & Hayes ont proposé un modèle liant respectivement le module d'Young et la résistance de l'os trabéculaire et cortical au cube et au carré de la densité apparente. D'autres auteurs [1,21] ont par la suite développé des relations associant les propriétés mécaniques à la densité apparente et au contenu minéral. Lotz et al. [32] puis Pietruszczak et al. [56] ont fait évoluer ces modèles en ajoutant la dépendance de la direction.

2-4-1 Caractéristique mécanique de l'os

Elasticité

C'est la propriété d'un corps à revenir à sa forme première dès que la force qui l'a déformé a cessé son action.

Au niveau de l'os, elle dépend surtout du feutrage des fibres de collagène de la substance osseuse, feutrage très développé chez l'enfant qui diminue à mesure que la croissance avance.

Plasticité

Il n'existe pas de plasticité physique au niveau de l'os. Par contre la plasticité biologique est une propriété essentielle du tissu osseux normal.

C'est par le jeu des matrices muqueuses que l'os se transforme et subit des remaniements nécessaires à sa vie biologique, l'absence de plasticité physique se traduit par deux propriétés importantes :

- Dureté,
- Ténacité :

C'est la propriété du tissu osseux périphérique, le tissu spongieux en est dépourvu. La *ténacité*, qui dépend surtout de la trame de collagène et de la disposition architecturale de l'os, garantit la résistance à la traction et à la torsion. Les propriétés élastiques et plastiques de l'os sont très restreintes et n'interviennent pas dans le déplacement orthodontique.

Anisotropie

L'anisotropie caractérise un corps dont toutes ou une partie des propriétés (mécaniques, thermiques, ...) sont dépendantes de la direction considérée.

En raison de son hétérogénéité, l'os est un biomatériau anisotrope, ceci explique que lors d'essais mécaniques (en compression par exemple), en fonction de la direction de charge imposée à un échantillon d'os, les courbes contrainte/déformation sont différentes et en conséquence le module d'Young également. C'est pourquoi il sera particulièrement important lors de nos essais expérimentaux de solliciter l'os mandibulaire selon la direction correspondant à l'axe masticatoire.

Viscoélasticité

L'os est un matériau viscoélastique ; c'est-à-dire qu'il existe une déformation *instantanée* d'un échantillon d'os lorsqu'on lui applique une contrainte mais également une déformation différée dans le temps. Les propriétés biomécaniques de l'os sont ainsi dépendantes du temps. Ce facteur « temps » aura une importance dans la caractérisation mécanique de l'os, en particulier pour les essais mécaniques de fatigue, que nous n'aborderons pas dans le cadre de ce travail.

Module de YOUNG

Le tableau 2.1 résume les résultats des principales études relevées dans la littérature et réalisées sur l'os mandibulaire. Les études ont été réalisées selon 3 types d'essai mécanique (compression, flexion 3 points et méthode acoustique) sur des échantillons d'os mandibulaire standardisés. En fonction des études l'anisotropie était prise en compte ou non.

Références	Méthode d'essai	Usinage/Site/statut dentaire	Os	N échantillons/ N cadavres	Ec (GPa) Min- Max	Es(MPa) Min-Max
Nakajima & al (1984)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule/ édenté	C		1,5-15	
Tamatsu & al (1996)	Flexion (3- points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	-/4	12,6-21	
Hara & al (1998)	Flexion (3- points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	-/20	5,4-17,8	
Misch & al (1999)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule/ denté and édenté	S	76/9		3,5-240
Swartz-Dabney & Dechow (2003)	Acoustique Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	31/10	10- 29,9	
Letry & al (2003)	Flexion (3- points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ édenté	C	140/28	4,7-16	
Stoppie & al (2006)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule et maxillaire/ denté	C/S	24/8		22-950

Tableau 2.1 : Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études.

C: Cortical

C/S : Cortical et spongieux (trabéculaire)

Ec : Module d'Young de l'os cortical

Es : Module d'Young de l'os spongieux (trabéculaire)

Les résultats des modules d'Young obtenus à partir de ces études sont très divergents avec des extrêmes de 1,5 à 29,8 GPa.

Chapitre 03 :

Implantologie dentaire

INTRODUCTION

Ce chapitre présente un aperçu sur l'implantologie, en passant par la définition d'un implant dentaire, le déroulement du traitement, les avantages et les cas d'échec. On a également mis l'accent sur les biomatériaux destinés à être en contact avec les systèmes biologiques vivants, leurs propriétés mécaniques et leur biocompatibilité. L'ostéointégration qui est un facteur indispensable pour le succès des implants ; pour cela, on a présenté les facteurs qui influent sur la réussite de l'implant dentaire au niveau de l'interface os/implant et enfin les différentes formes et dimensions des implants existants sur le marché.

1-1 Généralités sur l'implantologie

1-1-1 Historique de l'implantologie orale

Il est facile d'imaginer que l'Homme a eu très tôt l'instinct de ramasser une dent expulsée lors d'un combat et de la repositionner dans son alvéole. De nombreuses découvertes archéologiques l'attestent tout au long de l'histoire de l'Homme.

Dès la période antique, des fouilles ont permis de retrouver des preuves attestant des premières tentatives d'implantation de dents d'animaux ou de dents sculptées dans de l'ivoire ; ceci notamment dans la culture égyptienne où il semble qu'avant la momification des décédés, leurs édentements étaient traités.

Puis pendant la période médiévale, les premiers implants semblent avoir été mis en place. Les hommes ont montré un intérêt à remplacer une dent perdue ; on a retrouvé une pierre noire placée dans l'alvéole d'une incisive latérale datant de 1000 ans, et des morceaux d'os de bœuf sculptés qui ont été mis en place dans des alvéoles et consolidés par un procédé de ligature au fil d'or ou d'argent.

En 1557, M. de Cartillo obtura une fissure palatine grâce à une plaque en or.

En 1560, un des plus grands chirurgiens barbiers d'Europe, Ambroise Pare décrit la transplantation et la réimplantation et évoque un premier implant réalisé en France aux environs de 1500.

En 1746, Pierre Fauchard prescrit de « *ne jamais arracher et jeter une dent qui vacille. Il faut, poursuit-il, d'abord l'enlever, puis la limer un peu à la racine, l'obturer avec du plomb ou des feuilles d'or et la replacer dans son alvéole, en ayant soin de la ligaturer aux voisines avec du fil d'or ou de soie* ». A cette époque, les transplantations représentaient encore une grande partie de l'implantologie.

Au fil des ans, l'idée de l'implantologie a évolué. C'est à partir de la naissance de l'implantologie endo-osseuse que les réactions tissulaires à différents matériaux ont été étudiées. Divers matériaux furent prônés: les métaux (platine, argent, étain), l'or, le caoutchouc, l'ivoire, le bois, la porcelaine.

En 1809, Maggilio posa un implant en or dans un site post-extractionnel puis réalisa la prothèse après la cicatrisation tissulaire.

En 1888, Berry élaborait les premiers principes de biocompatibilité (nécessité d'utiliser des matériaux évitant une contamination) et de stabilité primaire (nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant).

En 1901, Payne décrit un implant en or en forme de panier cylindrique qu'il met en place après élargissement du diamètre de l'alvéole à l'aide d'un foret.

En 1913, Greenfield décrit une racine artificielle en forme de cylindre creux fenêtrée. L'alvéole n'est pas creusée, le trépan évide une tranchée au milieu de laquelle l'os est intact. Après l'obtention de l'ostéointégration, la connexion prothétique est établie.

A la fin des années 30, de nouvelles innovations chirurgicales et prothétiques ont été développées. Trois types d'implants sont alors mis au point : les implants endodontiques, les implants sous-périostés et les implants endo-osseux. C'est la période moderne de l'implantologie.

Les implants endo-osseux ont été développés et ont présentés divers aspects avec entre autre :

- l'implant hélicoïdal de Formiggini en spirale ; l'implant en double hélice spirale de Chercheve
- l'implant en aiguille de Scialom
- l'implant lame de Linkow
- l'implant transmandibulaire de James
- l'implant tridimensionnel de Juillet

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

Branemark *et Al.* [24] ont introduit le concept d'ostéointégration liée à l'utilisation d'implants en titane et à la mise en nourrice durant la période de cicatrisation osseuse. C'est à partir de cette époque que l'implantologie a connu un essor important. Les matériaux ont eux aussi évolué : le titane, les alliages de titane, l'hydroxyapatite, la céramique...

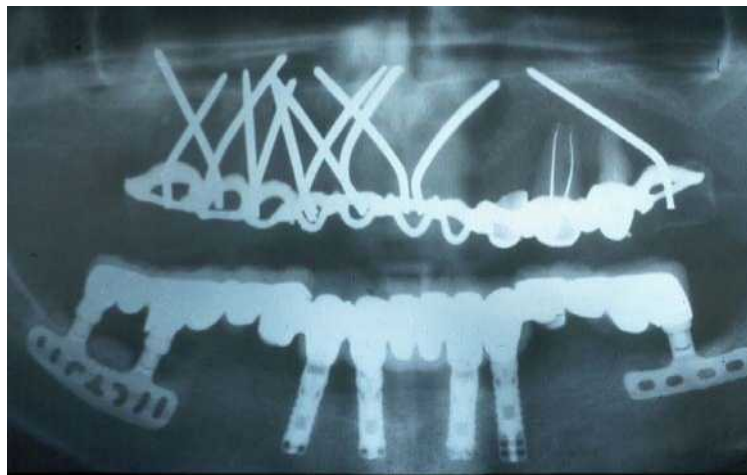


Figure 3.1 : Les différents implants dentaires [6]

Ainsi, les techniques implantaires n'ont cessé d'évoluer et continuent encore à notre époque de progresser ; de nombreuses études cliniques et animales étudient l'évolution des matériaux, des états de surface, de la technique chirurgicale, de la technique de mise en charge...

1-1-2 Anatomie des sites implantaïres

1-1-2-1 Maxillaire

Il s'agit d'une pièce importante du massif facial qui est pneumatisée, c'est-à-dire constituée de tissu osseux délimitant une cavité aérienne, le sinus maxillaire. Il supporte les dents maxillaires. On distingue cinq sites implantaïres au maxillaire :

- le site antérieur comprend comme obstacles majeurs les dents, et comme obstacles lacunaires les fosses nasales, la concavité de la fosse incisive et le foramen nasopalatin. La qualité osseuse de ce site est en général bonne ;
- le pilier canin est le site le plus favorable au maxillaire et correspond à la zone d'implantation de la canine, des prémolaires et de la racine mésiovestibulaire de la première molaire. Ce site a une forme pyramidale à trois faces. Les dents constituent des obstacles majeurs, et les fosses nasales et le sinus des obstacles lacunaires. La qualité osseuse est bonne et ce site est presque toujours exploitable chez l'édenté ;
- le site postéro latéral est limité en hauteur par la proéminence du sinus maxillaire. Les obstacles majeurs sont encore les dents et l'obstacle lacunaire est le sinus maxillaire. L'épaisseur corticale est faible et la qualité du site est plutôt moyenne ;
- le site tubérositaire est situé en arrière du sinus. C'est un site difficile à exploiter au plan chirurgical ou prothétique. De plus, l'artère palatine descendante constitue un obstacle dont il faut tenir compte. La corticale osseuse est peu épaisse et l'os de ce site est d'une qualité plutôt moyenne ;
- Enfin, le site zygomatique ne peut être exploité qu'en utilisant des implants très longs (de 30 à 50 mm de long). L'implantation se fait en vision directe grâce à une fenêtre sinusienne, ou plus fréquemment à l'aide de guides chirurgicaux fixés à l'os maxillaire et imposant des axes de forage planifiés [23].

1-1-2-2 Mandibule

Il existe deux principaux sites implantaïres à la mandibule. Le site para symphysaire est délimité en postérieur par le foramen mentonnier. C'est sans doute le site le plus favorable, mais le problème principal demeure le changement d'orientation globale de la mandibule après résorption. Les obstacles majeurs sont les dents et le canal mentonnier. Les obstacles de voisinage sont l'artère subcentrale et l'artère sublinguale. Il existe un pédicule incisif qui n'a pas d'anastomoses controlatérales et qui ne constitue pas un obstacle majeur. Chez l'édenté, le foramen mentonnier se retrouve souvent sur la crête. La qualité osseuse est très bonne et l'épaisseur corticale importante.

Ce site est d'ailleurs historiquement le premier à avoir été exploité avec succès. Le seul risque consiste en la lésion de l'artère subcentrale en passant à travers la corticale mandibulaire, ce qui peut provoquer un petit saignement difficile à repérer et à arrêter, pouvant avoir de graves conséquences. Le site postérolatéral se situe en arrière du foramen mentonnier. Les obstacles majeurs sont les dents et le canal mandibulaire contenant le pédicule vasculo-nerveux mandibulaire. Ce pédicule peut occuper n'importe quelle position dans l'os et il circule dans le spongieux mandibulaire sans aucune protection. La perméabilité du canal mandibulaire justifie une marge de sécurité importante au cours du forage et de l'implantation. Il existe un obstacle lacunaire qui est la fosse submandibulaire [23].

Enfin, les obstacles de voisinage sont le nerf lingual, le pédicule mylohyoïdien et l'artère faciale.

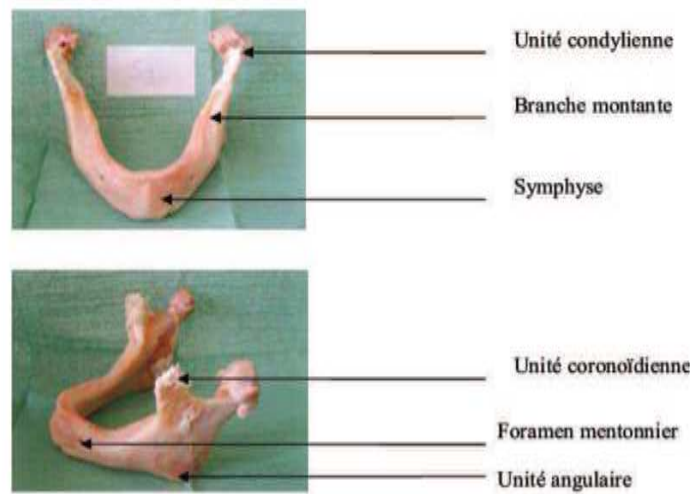


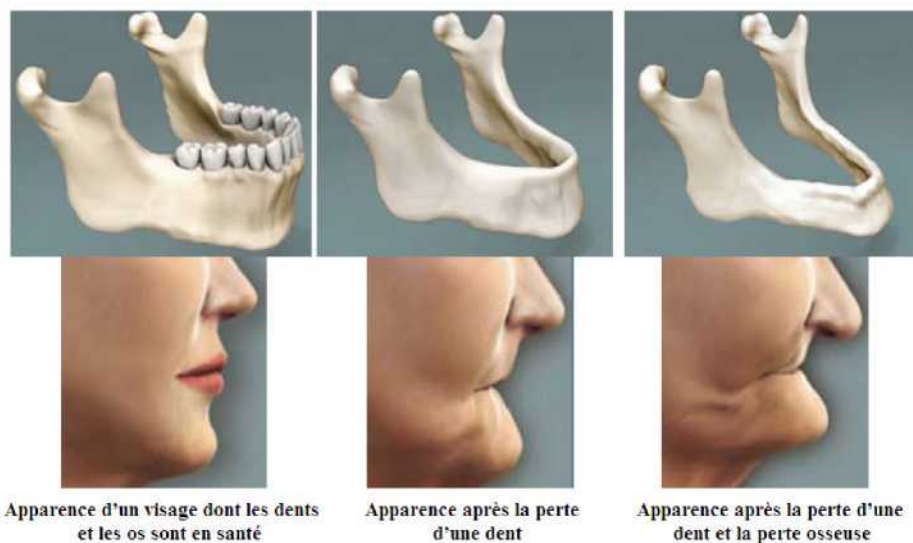
Figure. 3.2 : Mandibule édentée [23]

1-1-3 L'édentement : conséquences et solutions

Comme tout tissu ou organe du corps humain, une dent peut se détériorer et devenir malade. La perte d'une ou plusieurs dents ou *l'édentement* n'est que le début d'une série d'événements qui peuvent avoir des conséquences graves. Le plus évident est la perte de la fonction de mastication et le régime alimentaire altéré ou incomplet qui en résulte. Ce n'est pas le seul problème lorsqu'on doit savoir que l'os de la gencive situé sous la dent manquante ne subira plus de sollicitation mécanique, ce qui ne favorisera pas la régénération osseuse : phénomène de dégénérescence ou *perte osseuse*.

En effet, sans dent pour stimuler la mâchoire, l'os sous-jacent s'atrophie tout comme les muscles d'un membre plâtré pendant un certain temps. Puisque les os faciaux supportent la peau et les muscles, la perte de volume peut entraîner un vieillissement prématuré du visage.

C'est pour cette raison que l'aspect esthétique d'une bouche avec des dents manquantes peut être très gênant pour la personne touchée, comme le montre l'exemple suivant.



Apparence d'un visage dont les dents et les os sont en santé

Apparence après la perte d'une dent

Apparence après la perte d'une dent et la perte osseuse

Figure 3.3 : Effet de l'édentement et de la perte osseuse sur l'aspect esthétique du visage [49]

On comprend dorénavant mieux l'importance de *remplacer* une dent manquante par un *implant dentaire*, placé dans les mâchoires de façon à ce que l'os puisse se former autour. Une couronne, un bridge, ou un appareil, peut être alors attaché à l'implant.

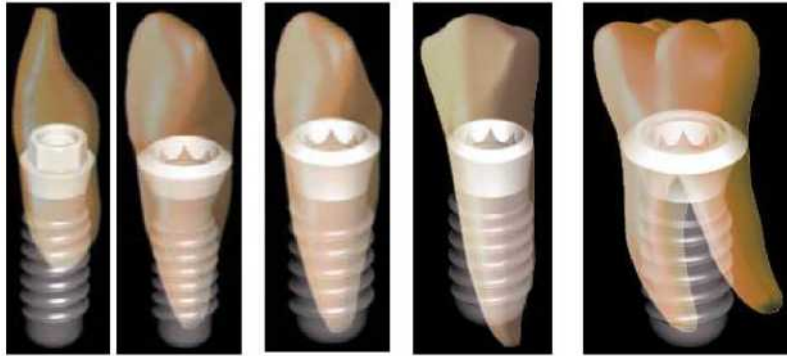


Figure 3.4 : Restauration des dents perdues par implantation dentaire [3]

Le domaine de l'implantation dentaire évolue rapidement en apportant de nouvelles technologies , et l'apport de nouveaux matériaux a permis le développement de systèmes d'implants apportant une cicatrisation plus rapide, des résultats plus fiables et une meilleure esthétique, comme nous l'étudions en détail dans ce chapitre.

1-1-4 Implant dentaire

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 3.5. (a)) et (figure 3.5. (b)), il transmet les forces de mastication au support osseux et joue un rôle d'amortisseur. Les implants dentaires s'intègrent à l'os de la mâchoire 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 [34].

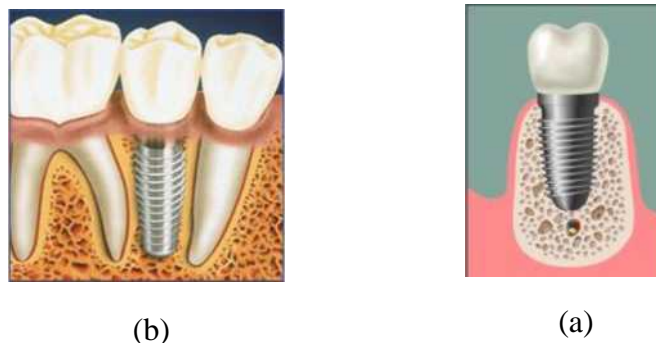


Figure 3.5 : (a) Implant dentaire entre deux racines dentaires, (b) Implant dentaire [20]

La différence entre une dent naturelle et une dent sur implant est illustrée dans la figure 3.6

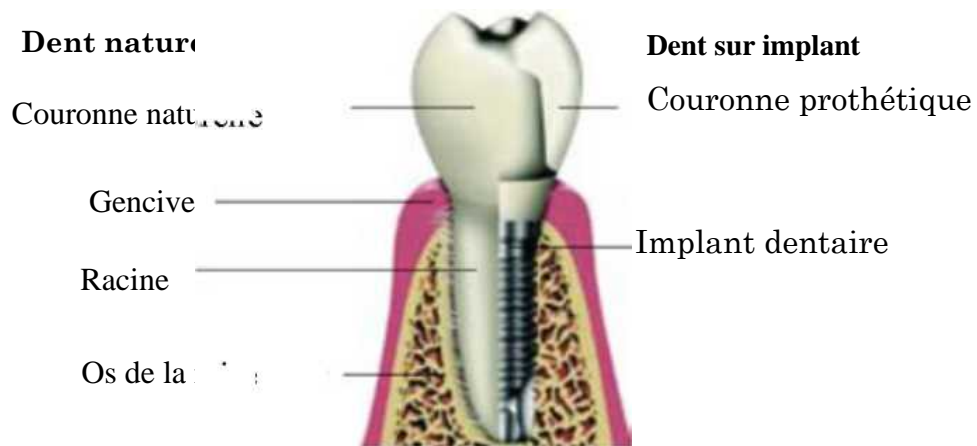


Figure 3.6 : Prothèse dentaire en coupe [29].

Un implant dentaire doit supporter les forces de mastications de l'ordre de 10 à 35Kg/cm² 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 [29].

1-1-5 Différents types d'implants dentaires

Plusieurs variétés d'implants ont été développées afin d'améliorer le taux de succès à long terme des implants dentaires. Plus d'un millier de types de ces implants sont actuellement commercialisés, dans différents matériaux, formes, dimensions, et avec différents traitements de surface ou revêtements. Il existe pratiquement des solutions implantaires à tout type d'édentement et à tout type de mâchoire. Toutefois, un volume osseux minimal est nécessaire pour réaliser une bonne implantologie, sinon une greffe osseuse devient parfois nécessaire afin d'obtenir le volume osseux suffisant pour que l'implantologie soit possible.

En somme, on distingue trois types d'implants dentaires : ceux fixés sur la mâchoire appelés *implants juxta-osseux* ou *supra-osseux*, ceux implantés à l'aide de tiges verticales de rétention appelés *implants trans-osseux*, et ceux implantés directement dans la mâchoire appelés *implants endo-osseux* qui sont de loin les plus utilisés. Les formes de ces derniers, souvent cylindriques, peuvent avoir une forme de cône, de disque, de lame, ...etc. Cette grande variété d'implants dentaires correspond en réalité à la diversité des mâchoires et à celle des cas cliniques qui peuvent être rencontrés.

1-1-5-1 Implants juxta-osseux

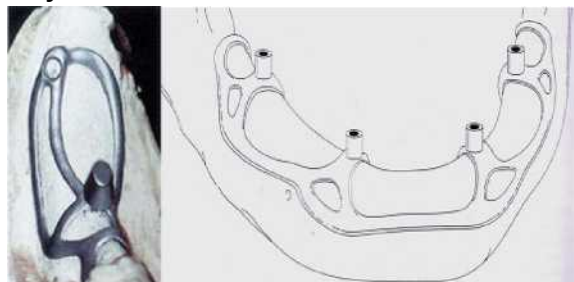


Figure 3.7 : Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [31]

Comme le montre la figure 3.7, les implants dentaires *juxta-osseux* sont des implants qui ne sont pas disposés à l'intérieur de l'os mais positionnés sur sa surface, comme une sorte de *grille* le recouvrant. Ils sont obtenus par une technique particulière de prise d'empreintes, et seulement, quelques laboratoires de prothèses au monde sont capables de les fabriquer. Cette technique présentant de grandes difficultés techniques a été pratiquement abandonnée.

1-1-5-2 Implants trans-osseux



Figure 3.8 : Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [49]

La figure 3.8 montre que ce type d'implant se compose d'une base inférieure horizontale sous mandibulaire servant de support pour trois à cinq tiges verticales de rétention qui viendront se ficher dans le corps mandibulaire. Deux autres composants filetés traversent de part en part la crête osseuse et le tissu muqueux, et dépassent dans la cavité buccale à la hauteur des canines. Comme pour les implants *juxta-osseux*, les implants *trans-osseux* nécessitent une technique chirurgicale assez lourde et génèrent de très nombreuses complications. Ce sont des thérapeutiques obsolètes, qui ne sont presque plus utilisées.

1-1-5-3 Implants endo-osseux

Ce type d'implants est le plus utilisé actuellement, et on peut distinguer plusieurs formes:

- **Les implants dentaires en forme de vis** : Ils sont cylindriques ou cylindro-coniques, de 2,5 à 6 mm de diamètre avec plusieurs longueurs. Les revêtements de surface peuvent être très différents. Les formes des spires de vis varient d'un fabricant à l'autre. Elles peuvent être asymétriques ou reproduisant la forme de la vis à bois pour une meilleure accroche à l'os. De par leur forme, ces implants permettent une instrumentation calibrée.



Figure 3.9 : Implants dentaires endo-osseux en forme de vis [18]

- **Les implants dentaires en forme de lame** : Ce sont des implants extrêmement fins de 1 à 2 millimètres d'épaisseur. Allongés et surmontés d'un moignon implantaire, ils sont recommandés lorsque l'épaisseur de l'os est très faible. Ils sont peu utilisés actuellement, du fait qu'ils ne permettent pas l'utilisation d'une instrumentation calibrée.

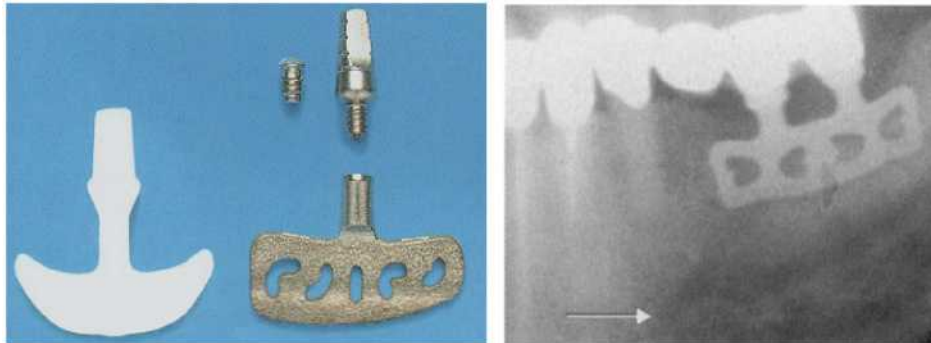


Figure 3.10 : Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [11]

- **Les implants dentaires à insertion latérale (tridimensionnels ou Diskimplants)** : Ces implants en forme de T sont utilisés lorsque le volume osseux est faible. Ils sont insérés latéralement dans l'axe des mâchoires. Bien qu'ils peuvent donner de bons résultats, les techniques opératoires sont complexes et nécessitent un forage sur le côté et non au sommet de la crête osseuse, ce qui impose l'ouverture de la gencive.



Figure 3.11 : Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [3]

- **Les implants dentaires en zircone** : Matériau non métallique, très stable, très esthétique et aux qualités mécaniques remarquables, ces implants jouissent d'une très grande intégration osseuse et gingivale, mais leur prix reste relativement élevé.



Figure 3.12 : Exemple d'un implant dentaire endo-osseux en zircone [31]

1-1-5-4 Discussion

Aujourd'hui, la quasi-totalité des implants dentaires utilisés sont cylindriques ou cylindro-coniques et ressemblent à des vis. Cette technique est en constante évolution mais les formes générales restent les mêmes. Leur diamètre tout comme leurs longueurs sont variables afin de s'adapter au mieux à tous les cas rencontrés, comme la largeur et la hauteur de l'os. Toutefois, tous ces implants essaient de réduire le temps de *mise en nourrice*, en d'autres termes, le temps au cours duquel l'implant est enfoui dans l'os à l'abri des sollicitations extérieures, pour une meilleure et rapide ostéo-intégration. Suivant les indications thérapeutiques, ils peuvent être soit enfouis sous la gencive le jour de la pose, soit traverser directement la gencive comme une racine naturelle, ce qui permettra de réaliser immédiatement une prothèse dentaire provisoire fixe sur l'implant posé.

1-1-6 Choix de l'implant

La vis a envahi le domaine de l'implantologie moderne, en effet les implants de type lames, les implants juxta-osseux sous périoste (figure 3.13), les implants impactés (sans spires) sont à présent éliminés de l'arsenal thérapeutique car ils présentent des résultats défavorables et un recul clinique inférieur aux implants vissés (avec spires).

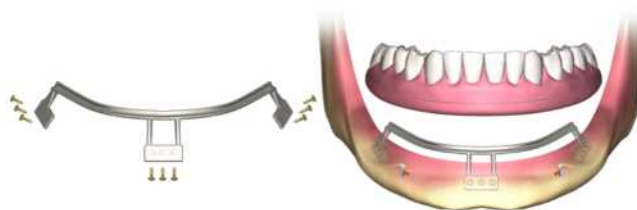


Figure 3.13 : Implant sous périoste [26].

La vis est utilisée comme implant endo-osseux pour remplacer la racine absente, et comme moyen de liaison entre l'implant et la suprastructure prothétique. Au fil des années, la morphologie des implants a évolué. Partant d'une vis cylindrique, on est parvenu aux formes coniques, racines à spires multiples, aux microfiletages cervicaux, jusqu'aux systèmes auto-taraudants (figure 3.14).



Figure 3.14 : Evolution des formes d'implants : de gauche à droite : implant vissé conique, implant vissé cylindrique, implant vissé à forme radicaire, implant impacté [35].

Le but recherché est toujours la stabilité primaire de l'implant au sein du tissu osseux, facteur essentiel pour optimiser l'ostéointégration. Aucun implant n'est universel. Le praticien doit choisir, après réflexion clinique, l'implant dont la morphologie est la mieux adaptée au cas considéré [35].

Le choix de l'implant est fonction de plusieurs paramètres, notamment, le volume osseux disponible, l'espace prothétique résiduel, les contraintes mécaniques subies, la morphologie implantaire qui est définie selon la forme du corps (cylindrique ou conique), la forme du col (cylindrique ou évasé) et son architecture (en une ou deux parties), les dimensions de l'implant et le type de connexion. Evidemment ce choix doit répondre à un cahier des charges chirurgicales et prothétiques qui constituent la réponse optimale à une situation clinique donnée. L'analyse des impératifs prothétiques et chirurgicaux permet de dégager les paramètres d'un choix implantaire raisonné. Dans ce qui suit, seront détaillés les différents paramètres des implants.

1-1-6-1 Morphologie implantaire

Il s'agit de la forme générale de l'implant, le grand nombre de dessins existant sur le marché démontre l'absence d'une forme idéale. Un implant se compose de trois parties : le col, le corps et l'apex. Chaque partie possède des spécificités et des rôles distincts.

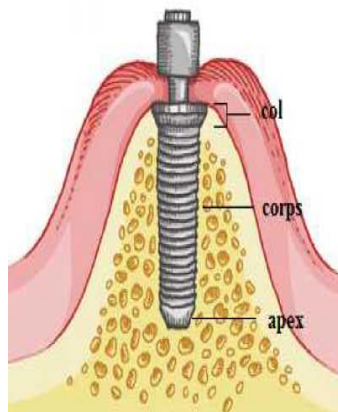


Figure 3.15 : Morphologie d'un implant dentaire

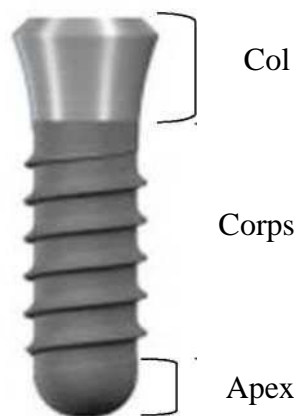


Figure 3.16 : les différentes parties de l'implant [33].

- Col de l'implant

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie est en général au contact des tissus mous et durs. Le col est la partie la plus coronaire d'un implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable. Il existe différents types de col : le col droit, le col évasé, le col large, le col présentant des microspires, le col à conicité inversée, Le col transgingival (ou transmuqueux) etc....

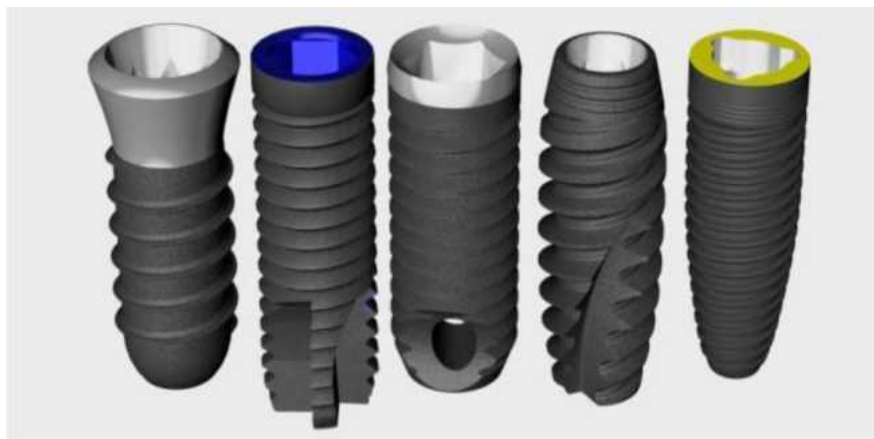


Figure 3.17 : Différents types de col implantaire [5].

- Corps de l'implant

C'est la plus grande partie de l'implant, il se situe entre le col et l'apex, ce corps va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient. Les trois formes les plus répandues sont les implants à vis cylindriques, à vis cylindro-coniques et ceux à vis coniques.

- **Les spires** : elles constituent une partie importante du corps implantaire, elles se prolongent au niveau de l'apex selon un pas de vis identique ou non et participent à la stabilité primaire de l'implant par la pression qu'elles exercent entre elles et l'os. Leur forme géométrique peut être symétrique ou asymétrique, ce qui définit leur mode d'insertion auto taraudant ou non. Les spires permettent d'assurer la stabilité primaire et constituent un lieu de dispersion des forces en répartissant mieux les contraintes dans l'os quand les implants sont mis en fonction [4,5].

- **Le pas de vis** : correspond à la distance en translation parcourue par une spire lors d'un tour complet. Cette spire peut être doublée, ou triplée, correspondant à un double ou triple filetage. Brånemark [16] démontre dans son protocole implantaire que la présence d'un pas de vis :
 - Augmente la surface de contact entre l'os et l'implant.
 - Améliore la résistance aux forces de cisaillement.
 - Permet une meilleure répartition des contraintes dans le tissu osseux.
 - Améliore la stabilité primaire de l'implant.

Le pas varie de 0,4 à 1,25 mm au niveau du corps de l'implant et de 0,2 à 0,3 mm au niveau du microfiletage du col.

- **Apex**

C'est la partie terminale de l'implant, elle peut être :

- Plate ou arrondie
- Sécante ou lisse
- Avec des spires ou non
- Perforée
- Compressive

1-1-6-2 **formes d'implant**

- **Implant cylindrique ou vis standard**

Cette forme standard présente le plus grand recul clinique. A son origine, la chirurgie était réalisée en deux temps: mise en nourrice de l'implant suivie de sa mise en charge quelques mois plus tard, dès l'obtention de l'ostéo-intégration. Il s'agit d'un implant cylindrique présentant un filetage externe sur toute la hauteur de son corps. Il est autotaraudant, son col peut être légèrement évasé ou de même diamètre que le corps, l'apex est tronconique et sécant. Une fois l'implant mis en place, il se situe au niveau de la crête osseuse [28].



Figure. 3.18 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique [33].

Cet implant classique est utilisé de préférence dans les sites guéris où la qualité osseuse offre une bonne densité. Dans les sites post-extractionnels, il n'occupe pas suffisamment le volume laissé disponible par la dent extraite, il est généralement placé dans le secteur mandibulaire antérieur ou postérieur [35].

- **Implant conique (ou anatomique)**

Il a une morphologie proche de celle de la racine dentaire. Ces implants sont autotaraudants et leur forme conique s'adapte au site de forage osseux [28]. L'implant conique a été mis au point pour répondre à des indications déterminées [5].



Figure. 3.19 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique [33].

Pour cet implant, l'effet de compression périphérique sur l'os permet une meilleure stabilité primaire que pour une vis cylindrique, dans un os de faible densité ou lors de la mise en charge immédiate [28].

- **Implant cylindro-conique**

Il possède un corps de forme similaire à une racine dentaire. Il présente un col de forme classique, un corps cylindrique puis conique et un apex arrondi [22]. Ces types d'implant sont particulièrement destinés à une implantation immédiate post extractionnelle, figure 3.20.



Figure. 3.20 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique [33].

1-1-7 Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire

La mise en place ou *pose* d'un implant dentaire s'effectue généralement sous anesthésie locale et peut avoir lieu dans une salle chirurgicale spécialement aménagée dans d'un cabinet dentaire ou de stomatologie. Selon le type d'implant et la méthode adoptée, les implants vont être laissés en place quelques mois ou mis en fonction immédiatement. Deux protocoles sont alors proposés au chirurgien-dentiste pour effectuer cette intervention :

- ^ Protocole d'implantation dentaire en deux temps opératoires (méthode suédoise).
- ^ Protocole d'implantation dentaire en un temps opératoire (méthode suisse).

1-1-7-1 Mise en place d'un implant dentaire en deux temps

La mise en place d'implants dentaires s'est souvent effectuée en deux temps opératoires, avec *mise en nourrice* et l'utilisation d'implants en deux pièces : implant et *pilier transgingival*.

- Premier temps opératoire

La méthode classique consiste à inciser la gencive et décoller une partie de l'os de la mâchoire appelée *lambeau*, pour ensuite, effectuer des forages de diamètres croissants (de 2 à 4 mm, avec 10 à 15 mm de profondeur) dans l'os, pour y visser l'implant cylindrique en vis. Une fois l'implant en place, il reçoit une *vis de protection* et le lambeau est suturé sur l'implant et cette vis, pour une période d'ostéo-intégration qui dure de 3 à 6 mois.

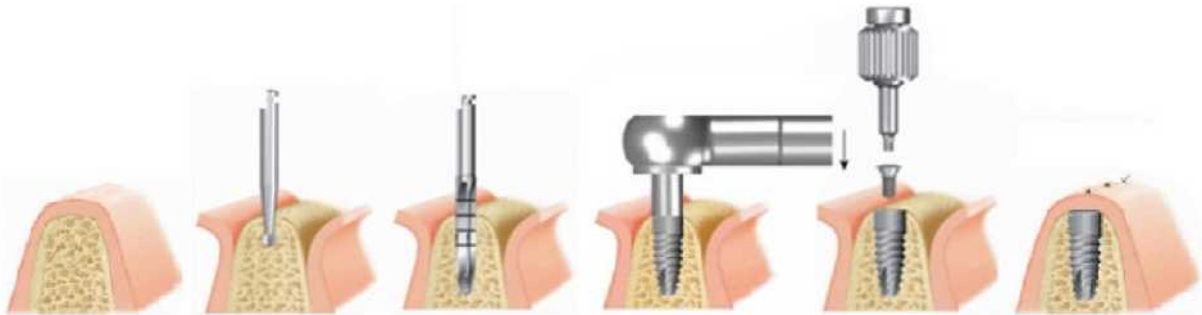


Figure 3.21 : Mise en place d'un implant dentaire en deux temps opératoires [56]



Figure 3.22 - Implants enfouis dans la gencive pour une mise en nourrice [3]

La justification de cette technique réside dans l'objectif d'éviter la migration apicale de l'épithélium de jonction et par voie de conséquence son encapsulation, et de protéger les tissu osseux de l'infection et des contraintes biomécaniques.

- Deuxième temps opératoire

Cette deuxième intervention, pratiquée de 3 à 6 mois après la première, est souvent très légère. Elle consiste à mettre en contact l'implant dentaire, jusque-là enfoui dans la gencive, avec le milieu buccal. Les étapes sont les suivantes :

- Anesthésie locale légère.
- Petite incision juste au niveau de l'émergence des implants, l'étendue de l'incision étant fonction du nombre d'implants posés.
- Retrait de la vis de protection des implants et mise en place de la *vis transgingivale de cicatrisation* qui va être placée au ras de la gencive et permettre à celle-ci de cicatriser comme si l'on avait une racine de dent naturelle à ce niveau.
- Mise en place des sutures autour de cette vis.
- Attente d'un mois environ avant la réalisation de la prothèse dentaire définitive.



Figure 3.23 : Implants dentaires avec et sans leurs vis de cicatrisation [56]

La figure 3.23 montre des vis de cicatrisation qui traversent la gencive pour rejoindre l'implant dentaire sous-jacent. Nous pouvons distinguer l'accès au pas de vis interne de l'implant lorsque cette vis est enlevée. La figure suivante montre quelques formes de vis de cicatrisation parmi les plus utilisés:

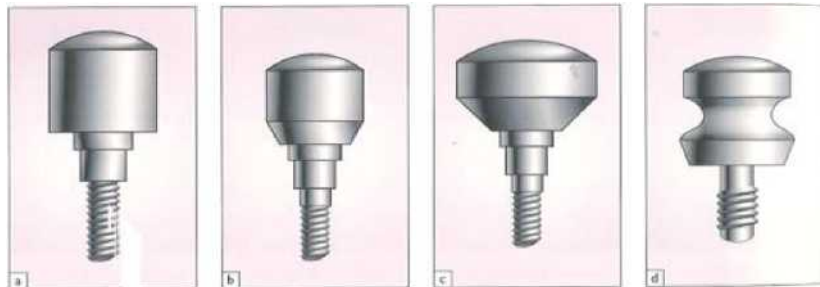


Figure 3.24 : Différentes formes de vis de cicatrisation [51]

1-1-7-2 Mise en place d'un implant dentaire en un temps

Parallèlement, l'école suisse développa l'implant en une seule pièce : corps endo-osseux et pilier transgingival, qui est mis en place en un seul temps opératoire. Sous certaines conditions, cette technique permet de réduire l'intervention à une seule étape. En effet, l'implantologue ne recouvrera plus l'implant avec une vis de protection, mais il place une prothèse temporaire et suture ensuite le lambeau autour du col de l'implant. La prothèse définitive pourra donc être réalisée après le même délai d'ostéo-intégration.



Figure 3.25 : Mise en place d'un implant dentaire en un temps opératoire [32]



Figure 3.26 : Implants dentaires mis en place en un seul temps opératoire [32]

De plus, la mise en place de l'implant peut se faire *sans ouverture de la gencive*, en appliquant une technique appelée *Flaples*, consistant à ne plus décoller la gencive de l'os, mais de réaliser juste une ouverture circulaire de la largeur de l'implant prévu, ce qui implique moins de traumatisme au niveau des tissus mous et la conservation des papilles. Cette technique peut être réalisée avec ou sans la robotique implantaire. La figure suivante illustre son application pour la pose immédiate de deux implants dentaires.



Figure 3.27 : Implants dentaires mis en place sans ouverture de la gencive [51]

1-1-7-3 Indications des deux protocoles

On ne peut malheureusement pas appliquer le protocole en un temps opératoire dans tous les cas, mais, lorsque l'indication est posée, il présente l'avantage que la prothèse définitive peut être réalisée plus rapidement, car, il n'est plus nécessaire d'attendre la cicatrisation de la gencive puisqu'elle intervient en même temps que l'ostéo-intégration. De plus, les études et méta-analyses montrent des résultats cliniques identiques au protocole en deux temps à tel point que celui-ci peut s'appliquer aux implants en deux pièces. Les protocoles en un ou deux temps opératoires sont donc équivalents et complémentaires [51].

C'est pour cette raison que le protocole en un temps est devenu un standard en implantation dentaire. Cependant, certaines situations cliniques orienteront le chirurgien-dentiste vers le protocole en deux temps, comme la protection envers certaines contraintes (mastication, joue, langue) lorsqu'une stabilité primaire sera préjugée déficiente ou si l'environnement biomécanique de l'implantation est suspect (bruxisme, insertion musculaire proche, port d'une prothèse adjointe difficile à éviter, .. etc.).

1-1-8 Les avantages qu'offre un traitement par implants dentaires

Habituellement, un espace vide entre deux dents est colmaté par un bridge (prothèse dentaire fixe) ou par une prothèse dentaire amovible (prothèse partielle). Seule la partie visible de la dent (couronne) est alors remplacée. L'implantologie consiste à remplacer la racine de la dent manquante par un implant. Cette vis constitue l'ancrage pour des couronnes, bridges ou supports pour prothèses amovibles. Lorsqu'il manque une seule dent, il est possible, avec la technique de la couronne supportée par un implant, de renoncer à meuler les dents voisines saines, ce qui améliore indiscutablement le pronostic à long terme pour ces dents. Dans le cas d'une prothèse totale fixée sur des implants (parex. au moyen d'un système de «bouton-pression») ou d'un bridge fixe maintenu par des implants (au lieu d'une prothèse partielle amovible), on obtient une nette amélioration de la fonction masticatrice; les patients se sentent bien plus en sécurité avec une telle solution.

Par rapport à un traitement classique, le choix des implants dentaires comme solution de traitement offre un très grand nombre d'avantages comme :

- **Solution écologique:** L'implant permet d'éviter de toucher si peu que ce soit aux dents saines voisines et de mieux préserver les tissus buccaux à long terme.
- **Solution confortable :** Les implants permettent de mastiquer efficacement en soutenant des dents fixes ou en stabilisant un appareil.
- **Solution durable :** L'implant en titane est biocompatible, sa stabilité est assurée par le tissu osseux, c'est la solution la plus efficace à long terme par rapport à un bridge sur dents naturelles. Elle dépasse très largement la longévité humaine.
- **Solution esthétique :** L'implant permet de construire des dents fixes d'aspect naturel et ainsi de rétablir le sourire.

3-2 Biomatériaux en implantologie dentaire

3-2-1 Introduction sur les biomatériaux

Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défectueux par des substituts: fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,... Jusqu'au milieu du XXe siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique [19].

Selon la définition du consensus de Chester (1991), les biomatériaux sont des matériaux destinés à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu, organe ou fonction du corps.

Ils se différencient des médicaments en ce sens qu'ils ne réalisent pas leur objectif thérapeutique principal par un effet chimique à l'intérieur de l'organisme et n'ont pas besoin d'être métabolisés pour être actifs.

Ils doivent ainsi être considérés comme des « matériaux avancés », mais avec la dimension supplémentaire de la biocompatibilité, qui leur impose de « réconcilier » des paramètres scientifiques et techniques avec la biologie humaine.

La science des biomatériaux peut être définie comme l'étude et la connaissance des matériaux dans le contexte de leurs interactions avec les systèmes vivants. Elle est à la thérapeutique chirurgicale ce que la pharmacologie est à la thérapeutique médicale.

Le développement de biomatériaux et biomatériels est une tâche complexe, que seuls des groupes multidisciplinaires peuvent mener à bien, en réunissant des spécialistes qui souvent n'avaient pas l'habitude de dialoguer entre eux : cliniciens, physiciens, mécaniciens, chimistes, biologistes, industriels, juristes, économistes...

Si les aspects fonctionnels de la performance des matériaux peuvent être prévus avec une certaine fiabilité, l'appréciation de la performance biologique des implants demeure encore toutefois difficile et la vérification clinique tempère parfois l'enthousiasme suscité par les résultats expérimentaux. Et même si de multiples études expérimentales ont montré la richesse des possibilités d'application en clinique de nombreux matériaux, fort peu arrivent au stade de la production industrielle et de l'utilisation courante par le praticien. Il ne suffit pas qu'un matériau possède des caractéristiques physicochimiques et mécaniques appropriées jointes à une biocompatibilité spécifique pour qu'il devienne un bio matériel utilisé dans la pratique chirurgicale courante. Il doit également faire preuve de son aptitude à la production industrielle dans des conditions Économiquement satisfaisantes et être d'utilisation aisée pour le chirurgien.

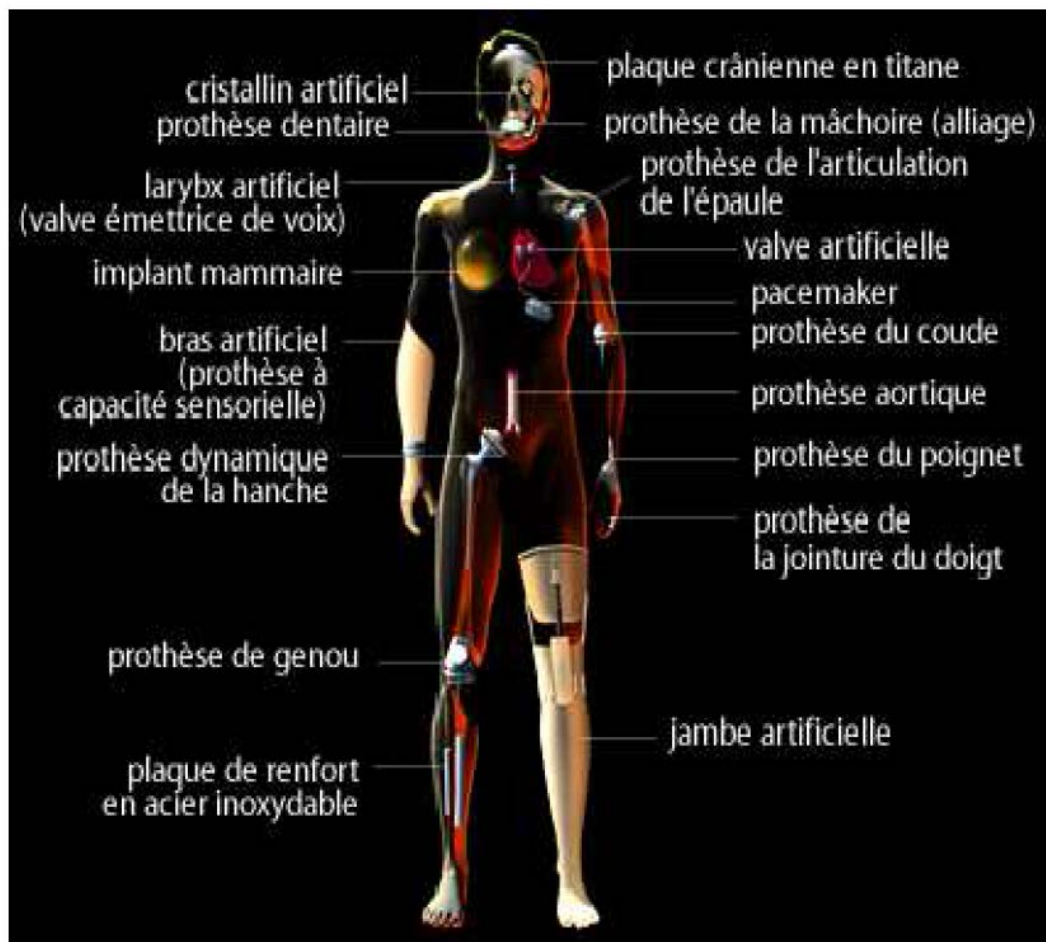


Figure 3.28 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [52].

3-2-2 Champs d'application des biomatériaux

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent la plus grande part des utilisations des biomatériaux dans diverses applications médicales et médico-chirurgicales, telles que :

- **Ophtalmologie**
 - Lentilles
 - Implants
 - Coussinets de récupération
 - Produits visqueux de chambre postérieure
- **Odontologie – stomatologie**
 - Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
 - Traitements prophylactiques
 - Orthodontie
 - Traitement du parodonte et de la pulpe
 - Implants
 - Reconstruction maxillo-faciale

- **Chirurgie orthopédique**

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

- **Cardiovasculaire**

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

- **Cardiovasculaire**

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

- **Endocrinologie-chronothérapie**

- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments
- Biocapteurs

- **Chirurgie esthétique**

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

- **Chirurgie générale et divers**

- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires

- Peau artificielle
- Produits de contraste
- Produits pour embolisation
- Produits pour radiologie interventionnelle

Les matériaux destinés à être en contact permanent ou provisoire avec les systèmes biologiques doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale.

- La biocompatibilité : c'est la capacité d'un biomatériau à réaliser une application spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte.
- La bio-compétence est caractérisée par la capacité du matériau à supporter les contraintes mécaniques qu'il est supposé subir.
- Ces deux propriétés sont regroupées sous le terme de bio-fonctionnalité, ou aptitude d'un matériel à remplir la fonction attendue pendant la durée prévue.

3-2-3 Critères de qualité et de sélection d'un biomatériau

Scales (1953), définit les critères de qualité d'un biomatériau, qui sont toujours d'actualité. En résumé, un biomatériau doit être : **[47]**

- Chimiquement et physiquement inerte,
- Le moins inflammatoire possible,
- Non allergisant, non cancérigène, et non toxique,
- Chimiquement et physiquement stable,
- De caractéristiques mécaniques proches du site receveur,
- Aisément introduit,
- Rétablissant une fonction,
- Sa pose aboutissant à une restitution « *Ad Integrum* ».

En effet, les biomatériaux doivent, satisfaire à des caractéristiques *physicochimiques* appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir d'une part, et être biocompatibles de l'autre. La *biocompatibilité* se définit non plus seulement comme l'absence de réactions toxiques, mais plutôt comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et l'implant, de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre.

Les propriétés *physicochimiques*, *biocompatibilité* et *biofonctionnalité* vont donc permettre d'apprécier la potentialité de coopération finalisée organisme-implant. Le succès d'un biomatériau dépend essentiellement des facteurs suivants : **[40]**

- L'ensemble des propriétés physiques, chimiques et biologiques de l'implant,
- L'adéquation biomécanique de sa conception,
- La qualité technique de sa mise en place chirurgicale,
- L'état du site receveur avant l'intervention,
- Son comportement après l'intervention,
- Le suivi post-opératoire à court et à long terme.

3-2-4 Classifications des biomatériaux

Un biomatériau interagit avec le système biologique de l'organisme, il s'agit donc d'une ostéo-intégration qui définira l'avenir du biomatériau en tant que moyen thérapeutique.

Cette qualité est le résultat de son degré de biocompatibilité et de son degré de bifonctionnalité.

3-2-4-1 *Classification biologique*

Les biomatériaux sont classés suivant des critères biologiques plus que fonctionnels. Le classement proposé par L.L. Hench suivant les différents phénomènes observés à l'interface os/implant [45] est le suivant :

- Matériaux biotolérés

C'est le degré minimal de la biocompatibilité. Ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de réactions inflammatoires. Cependant l'organisme hôte se contente de les tolérer. Une capsule fibreuse les sépare des tissus environnants et limite les échanges de la matrice biologique vers l'implant. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (inlays chrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense).

- Matériaux bioinertes

Leur introduction dans l'organisme n'induit pas de réactions inflammatoires, mais aucune liaison avec les tissus hôtes ne se développe. Ces matériaux sont ostéointégrés [41], ils se caractérisent par une interface fonctionnelle entre le matériau et le tissu hôte. Cette interface peut se caractériser par une fixation morphologique : la matrice osseuse « s'accroche » aux irrégularités de surface du matériau. On peut retrouver dans cette classe des métaux, des alliages à base de titane, d'aluminium pour des prothèses orthopédiques, ainsi que l'alumine comme matériau de cale.

- Matériaux bioactifs

Ces matériaux ont la propriété d'accélérer la réparation tissulaire. Le contact avec l'organisme est intime, l'interface est également fonctionnelle, la fixation est bioactive. Ces matériaux se caractérisent par des interactions chimiques entre le biomatériau et la matrice [46].

- Biommatériaux résorbables

Ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique en comblant le défaut osseux et permettent la croissance de la matrice osseuse pour des tailles de défauts supérieures à une taille critique (taille que l'os ne peut combler). La fixation de l'implant à la matrice est biologique, elle nécessite une porosité du substitut de plusieurs centaines de microns afin de permettre la vascularisation. La cinétique de résorption de ces matériaux doit être voisine de la cinétique d'ossification. Les phosphates de calcium de type triphosphate de calcium P, les ciments, les carbonates de calcium... font partie de cette catégorie

3-2-4-2 *Classification fonctionnelle*

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

Cellulose : est un glucide complexe (polysaccharide) utilisé pour les membranes de dialyse ou comme ciment de prothèse de hanche.

La chitine : est polysaccharide extrait des coquilles de crabe pour la chirurgie reconstructive et la peau artificielle.

Le corail naturel : utilisé en chirurgie orthopédique et maxillo-faciale.

Le collagène : extrait de la peau animale ou du placenta humain et utilisé pour :

- cosmétologie et chirurgie esthétique
- pansements et éponge hémostatiques
- reconstitution de tissus mous et durs
- peau artificielle
- biodégradable

Céramique : les métaux les plus rencontrés sont l'alumine et la zircone utilisés dans les têtes de hanche et pour les implants dentaires.

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 à la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables grâce à leurs nouvelles utilisations orthopédiques et odontologiques.

-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 [3].

<i>polymères</i>	<i>Domaine d'application</i>
<i>Polyéthylène (PE)</i>	<i>Alèses, champs opératoires, vêtements de protection, tubulures (tubes, sondes, cathéters), sutures, implants vasculaires et orthopédiques.</i>
<i>Polypropylène (PP)</i>	<i>Seringues jetables, tubes de cathéters, flacons de soluté, fils de suture, ligaments.</i>
<i>Polychlorure de Vinyle (PVC)</i>	<i>Poches à sang, à urines, sondes, tubages, gants d'examen, champs opératoires.</i>
<i>Polystyrène (PS)</i>	<i>Boîtes de Pétri.</i>
<i>Polyester (polyéthylène téréphtalate : PET)</i>	<i>Sutures, implants vasculaires, valves cardiaques, support d'analyse, ligaments, chirurgie du tube digestif.</i>
<i>Polytétrafluoroéthylène (PTFE : téflon)</i>	<i>Implants vasculaires, chirurgie faciale, Cathéters, siège de valves cardiaques.</i>
<i>Cellulosiques</i>	<i>Membrane de dialyse.</i>
<i>Polyméthacrylate de Méthyle (PMMA)</i>	<i>Lentilles de contact rigides, cristallins artificiels, prothèse dentaire, lentilles intraoculaires, ciment orthopédique.</i>
<i>Polyamide (PA)</i>	<i>Cathéters, sondes, fils de suture.</i>
<i>Polycarbonate de bisphénol A</i>	<i>Eléments de dialyse, optique médicale.</i>
<i>Polysulfone (PSU)</i>	<i>Eléments de cœur artificiel.</i>
<i>Silicone (Polysiloxane)</i>	<i>Cathéters, sondes, drains, lentilles de contact souples, prothèse de chirurgie esthétique, pansements pour plaie profonde.</i>
<i>Polyuréthane (PEU)</i>	<i>Orthèse, matelas, bandes, pacemaker (isolant), Urologie, implants mammaires, valves cardiaques.</i>

Tableau 3.1 : Application de quelques polymères.

Selon leur mode d'application, on peut distinguer :

Les implants préformés (ex : prothèses, sondes, fils, ...etc.),

Les implants injectables, où les macromolécules sont en réalité dissoutes dans un liquide pour former un gel,

Les polymères revêtus, où le polymère est utilisé en couche mince pour modifier les propriétés de surface d'un autre matériau.

- **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. [18]



Figure 3.29 : Bridge dentaire en céramique [18]

Elles incluent des oxydes (alumine et zircone), des carbures (silicium, tungstène), des borures, des nitrures, des sulfures et des composés intermétalliques [49].

La science des céramiques a permis l'élaboration de nouveaux produits :

- Les céramo-métalliques ;
- Les céramiques renforcées (fibres de renforcement) ;
- Les vitrocéramiques.

Les principaux problèmes mal résolus avec les céramiques sont :

- Les mécanismes de dégradation ;
- La durabilité ;
- La résistance à la fracture ;
- L'activité de surface ;
- L'adhésion des protéines ou des cellules en surface.

Dans le domaine des biomatériaux, on rencontre principalement :

- Les céramiques bioinertes ;
- Les céramiques bioactives.

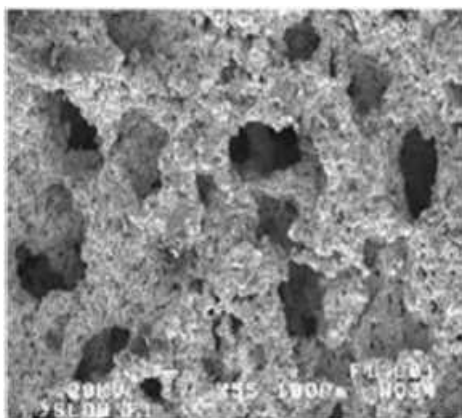
- **Les métaux et les alliages métalliques** : Outre le fait qu'ils sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants, les métaux et les alliages métalliques constituent, avec les polymères, la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui. Les plus importants sont sans doute 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 [11].

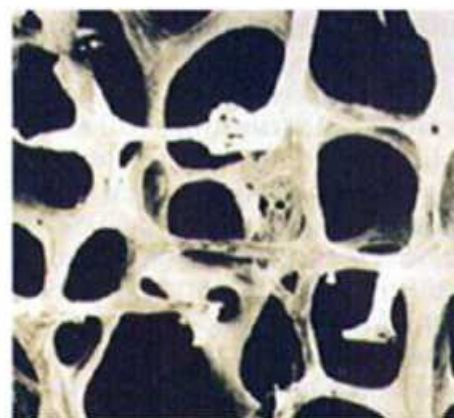


Figure 3.30 : Tige d'une PTH. implant dentaire et électrodes de pacemaker en titane, plaques d'ostéosynthèse en Inox-316L. et vis en Ti-6Al-4V

- **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 (Al₂O₃, ZrO₂, HAP). Ces mousses outre le fait qu'elles présentent une porosité élevée (70 à 85 %), ce qui leur donne une structure similaire à celle de l'os spongieux humain, favorisent l'intégration des implants et servent de support à la croissance des cellules et tissus osseux [43].



Micrographie d'une mousse de titane



Microstructure de l'os spongieux

Figure 3.31 : Similarité des deux structures : os spongieux et mousse de titane [43]

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.

3-2-5 Les biomatériaux utilisés en biomécanique

3-2-5-1 Le titane :

Le titane est le quatrième élément métallique abondant sur la terre après le fer, l'aluminium et le magnésium. C'est l'un des matériaux les plus biocompatibles, avec l'or et le platine. Ses alliages, comme mentionné ci-dessus, représentent des matériaux de choix en applications biomédicales. Leurs originalités résident en fait, en plus de cette *grande biocompatibilité* et leur *résistance à la corrosion*, dans leur structure cristalline leur permettant une *haute résistance* et *compatibilité mécanique* avec les structures osseuses [7]. De ce fait, ils sont largement utilisés comme implants ou substituts osseux en chirurgie orthopédique et dentaire, et c'est l'alliage Ti-6Al-4V, initialement élaboré pour l'aéronautique, qui est actuellement le plus employé du fait de sa disponibilité et de sa métallurgie bien maîtrisée.

Il est généralement admis que le titane pur est extrêmement bien toléré par des tissus et n'induit ni effets toxiques, ni réactions inflammatoires [52]. Ce qui fait que la plupart des implants dentaires sont aujourd'hui en titane. Dernière innovation, des implants en mousse de titane sont actuellement à l'essai.

D'une structure plus proche de l'os, ils devraient permettre dans l'avenir une attache beaucoup plus solide et plus rapide à l'os des mâchoires et ainsi étendre l'utilisation des implants. Plus courts, exigeant moins de hauteur osseuse, ils pourront être utilisés à l'arrière de la bouche et dans des cas qui nécessitent aujourd'hui une greffe osseuse.

La résistance à la corrosion du titane et sa biocompatibilité sont proches de celles d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile.

Le titane est très réactif et avide d'oxygène mais aussi d'azote et de carbone ; sa coulée doit donc se faire sous vide. Pour limiter les inclusions gazeuses aléatoires lors de la coulée, il est recommandé d'éviter les angles vifs lors des préparations dentaires. L'épaisseur de titane doit impérativement être supérieure ou égale à 0,3 mm.

Le titane s'usine comme l'acier inoxydable mais avec des outils spécifiques compte tenu de sa réactivité avec les composants de l'acier à outils, de son affinité pour l'oxygène et de son élasticité. Son usinage s'accompagne en particulier de températures élevées des arêtes et face des outils ; la lubrification de la pièce est nécessaire [53].

- 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 α . Au-dessus de cette température la structure est cubique centrée ($a=0,332\text{ nm}$) et est appelée Ti β . La température de transition $\alpha \rightarrow \beta$ est appelée transus β . La température exacte de transformation est largement influencée par les éléments substitutifs et interstitiels. Elle dépend donc fortement de la pureté du métal.

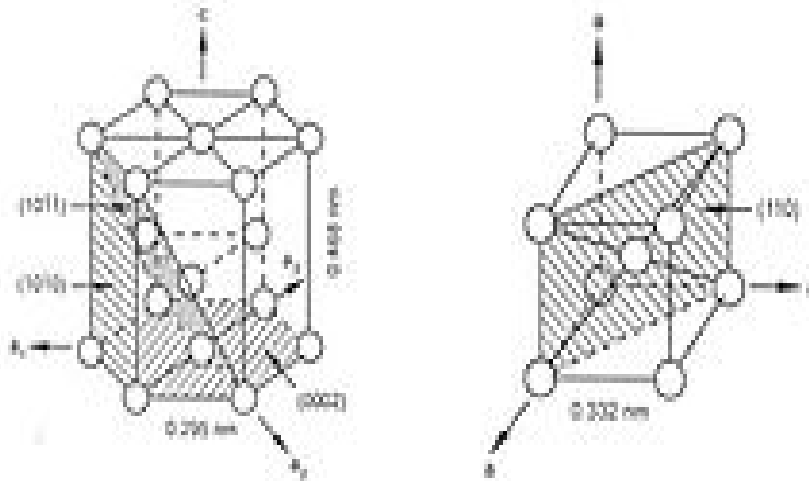


Figure 3.32 : Structure cristallographique des mailles α et β du titane

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.

- **Propriétés physiques**

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

- densité faible (4,5) ;
- température de fusion élevée (1 670°C) ;
- conductivité thermique faible (21,6 W/mK) ;
- son coefficient de dilatation, légèrement inférieur à celui de l'acier, est moitié moins que celui de l'aluminium. On prendra pour valeur moyenne un coefficient de dilatation de $8,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$;
- sa tenue à la corrosion est exceptionnelle dans de nombreux milieux tels que l'eau de mer ou l'organisme humain ;
- son module de Young ou module d'élasticité longitudinal se situe entre 100 000 et 110 000 MPa. Cette valeur assez faible comparée à l'acier inox (220 000 MPa) en fait un matériau particulièrement intéressant pour sa biocompatibilité.

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.

- **Propriétés mécaniques**

Le module d'élasticité de Young du titane est faible (100 GPa) par rapport aux alliages non précieux (de 177 à 220 GPa). Sa raideur est comparable à celle des alliages précieux. La limite élastique, particulièrement favorable dans le cas du titane (de 350 MPa à 1 GPa 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).

3-2-5-2 Les céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés inter métalliques. Deux céramiques l'alumine Al_2O_3 et la Zircone ZrO_2 sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires.

L'une des différences essentielles entre les métaux et les céramiques est le « caractère » fragile des céramiques. Les céramiques ne peuvent pas s'adapter à une déformation de plus de quelques micromètres. Contrairement aux métaux, les céramiques ne présentent pas de plasticité (aptitude à la déformation). Elles se caractérisent par un comportement purement élastique, avec un module de Young élevé, et ce jusqu'à ce que la contrainte à rupture soit atteinte. Bien que les céramiques présentent une rupture de type « fragile », certaines d'entre elles peuvent résister à des contraintes très élevées et on ne peut plus alors les considérer comme des matériaux fragiles [36,39].

- **Céramiques dentaires**

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 [55].

3-3 l'ostéo-intégration

3-3-1 Définitions

L'ostéo-intégration 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 ancrs » [42].

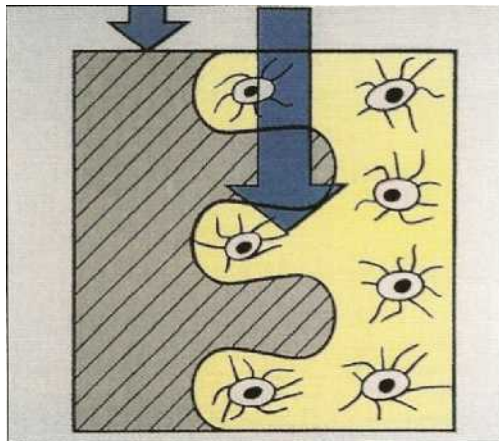


Figure 3.33 : Contact intime entre tissu osseux et implant [13]

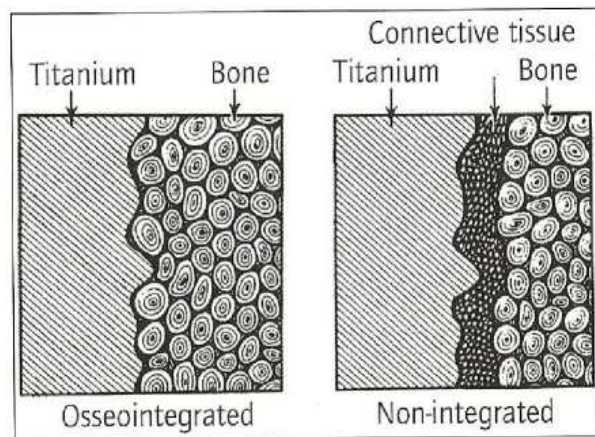


Figure. 3.34 : Schémas comparatifs implant ostéointégré / non ostéointégré [13]

En dentisterie, le concept d'ostéointégration est apparu tardivement puisque c'est le Professeur Branemark qui l'a suggéré en 1979. Auparavant, l'interface os-implant était une notion assez vague : on considérait qu'il était nécessaire qu'un tissu fibreux conjonctif entoure l'implant de manière à apporter un amortissement des contraintes occlusales semblable à celui qu'un ligament apporte à une dent, les dents et les implants étant le plus souvent réunis dans de grandes reconstructions prothétiques monolithiques. C'est la **fibro-intégration** de l'implant.

Si certains cas semblent donner de bons résultats et ont malheureusement servi d'exemples pour la promotion de ces systèmes, de nombreux autres cas n'ont pas donné de bons résultats, et les implants ont dû être déposés.

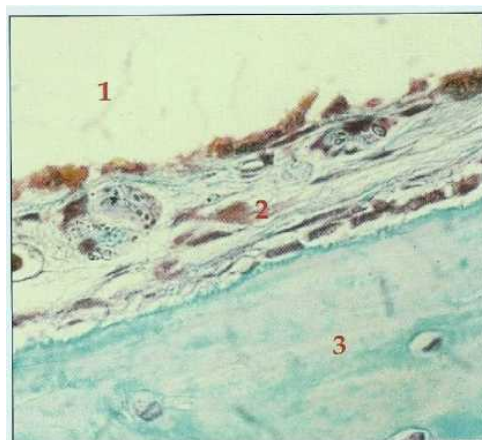


Figure. 3.35: Coupe de la fibro-intégration au microtome, colorée au trichrome de Masson [8]

1: implant; 2: tissu fibreux conjonctif; 3: os vivant

Pour résoudre ce problème d'interface fibreuse, Branemark a œuvré à obtenir un contact direct entre l'os et l'implant. Ainsi, il définit l'ostéointégration comme une « connexion fonctionnelle et structurelle **directe** entre l'os vivant et la surface d'un implant supportant une charge »; la qualité de l'ostéointégration dépendant du pourcentage de contact direct os/implant.

Albrektsson, quant à lui, a défini l'ostéointégration comme une « jonction directe et durable entre l'os vivant remanié et au moins 90% de la surface de l'implant dans sa partie transcorticale » [17].

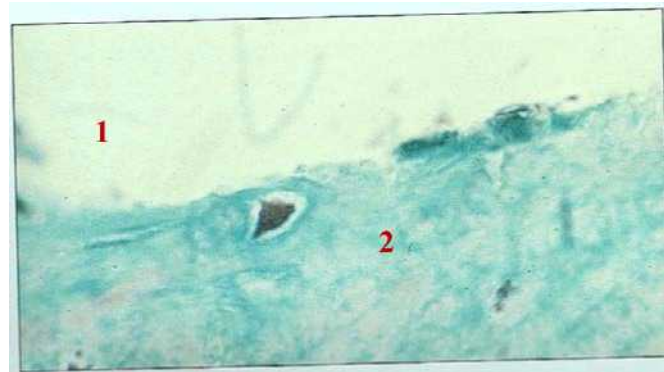


Figure. 3.36 : Coupe de l'ostéointégration au microtome, colorée au trichome de Masson [8]

Pour les patients, l'implant est ostéointégré s'il fournit un support stable et apparemment immobile à leur prothèse, sous charges fonctionnelles, sans douleur, inflammation ou desserrage.

L'implant est en contact avec l'épithélium buccal, le tissu conjonctif gingival et l'os alvéolaire. Il doit donc être compatible avec ces différents tissus et s'y intégrer. Le matériau utilisé par Branemark est le titane dit commercialement pur, ce qui signifie que le métal contient moins de 0,3% d'impuretés. Les cultures tissulaires effectuées montrent des cellules viables à son contact. Le titane est passivé par une couche d'oxyde très tenace et très protectrice qui permet des échanges biochimiques avec le milieu environnant. L'os croît alors à son contact et se lie au métal : c'est une liaison de type ankylose et ce phénomène se nomme «ostéointégration» [24, 48].

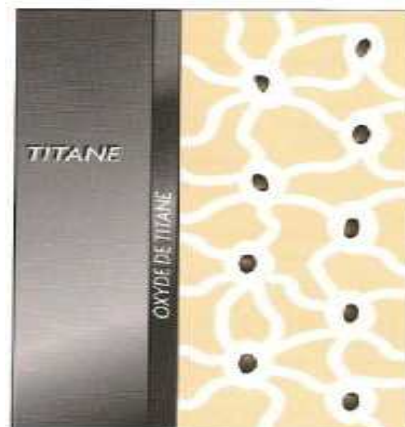


Figure. 3.37 : Représentation de la couche d'oxyde de titane biocompatible [50]

3-3-2 Les facteurs de réussite de l'ostéo-intégration [9] :

Brånemark définit six facteurs qui permettent d'obtenir des résultats prévisibles sur la capacité de l'implant de s'ostéo-intégrer. Trois facteurs dépendent de l'implant lui-même et les trois autres dépendent de l'opérateur.

3-3-2-1 Les facteurs dépendant de l'implant :

Les facteurs dépendant de l'implant sont la biocompatibilité du matériau, le dessin de l'implant et l'état de surface du matériau.

- La biocompatibilité du matériau :

La biocompatibilité du matériau dans lequel est usiné l'implant est indispensable à une bonne tolérance par l'organisme. D'après Brånemark, le titane est « commercialement pur » car il contient moins de 0,25 % d'impuretés. D'après de nombreuses études, le titane ne serait ni cancérigène, ni allergène, ni toxique pour l'organisme. Une couche d'oxyde très tenace issue d'une corrosion primaire le protégerait d'une corrosion en profondeur.

- Le dessin de l'implant :

Il existe plusieurs dessins d'implants (vis, cylindre, lames) mais il est nécessaire d'avoir un dessin d'implant qui correspond à une instrumentation calibrée qui va permettre une meilleure stabilité primaire de l'implant. Il y a aujourd'hui des implants double ou triple-hélice qui vont favoriser encore plus la stabilité primaire.

- L'état de surface de l'implant :

L'état de surface de l'implant va influencer sa capacité à s'ostéo-intégrer. La couche d'oxyde que présente le titane va favoriser l'ostéo-intégration par une réaction biochimique qui va créer une liaison difficile à détruire si l'implant n'a pas été contaminé de son emballage jusqu'au moment où il est implanté. D'après l'étude de Hoedt (1986), une surface rugueuse donne une meilleure adhérence à l'os qu'une surface lisse. Le sang qui recouvre en premier la surface de l'implant va permettre la colonisation cellulaire par l'adhésion des protéines plasmatiques. L'état de surface de l'implant va être différent selon l'étage gingival plutôt lisse ou l'étage osseux plutôt rugueux.

3-3-2-2 Les facteurs dépendant de l'opérateur :

Les facteurs dépendant de l'opérateur sont la préparation du site osseux, la technique chirurgicale et les conditions de mise en charge.

- La préparation du site osseux :

La façon dont le site osseux est préparé va influencer sa cicatrisation. Le principal élément qui empêcherait une cicatrisation correcte de l'os est la chaleur qui est produite par les instruments rotatifs. D'après Eriksson et coll. (1983) [9], une température de 47° pendant une minute serait la limite tolérée par l'os pour prétendre à un remodelage osseux normal à long terme. Il est important d'utiliser des instruments avec une efficacité de coupe maximale, un encrassement minimal lors du forage, une vitesse de rotation acceptable en fonction des différentes séquences de forage et une irrigation constante.

- La technique chirurgicale :

Toute intervention, et en particulier la chirurgie implantaire, doit être réalisée dans des conditions d'asepsie strictes (salle, matériel et personnel) qui contribueront grandement à la réussite du traitement. La formation du praticien et de l'équipe qui l'entoure doit être optimale afin de limiter les mouvements parasites qui pourraient contaminer le champ opératoire.

- Les conditions de mise en charge :

Selon Brånemark, l'ostéo-intégration serait obtenue en enfouissant l'implant et en le laissant en nourrice afin d'obtenir le contact direct entre l'os et l'implant. Le fait de le mettre en charge immédiatement conduirait à une fibro-intégration.

Cependant, aujourd'hui de nouveaux concepts de mise en charge immédiate avec des techniques en un temps chirurgical dans certains cas avec des indications bien précises ont été éprouvées avec de bons résultats.

3-3-2-3 Facteur liée au patient

- *Âge du patient*

L'âge avancé n'est pas une contre-indication aux implants dentaires. Les taux d'échec implantaire ne sont pas augmentés chez les patients âgés. Il convient d'assurer de l'état général du patient, de son aptitude mentale à recevoir des implants.

Chez l'enfant ou l'adolescent, les différentes études montrent que l'implant se comporte comme une dent ankylosée et ne suit pas la croissance verticale des maxillaires. Il est donc impératif d'attendre la fin de la croissance des maxillaires avant d'envisager une thérapeutique implantaire chez l'adolescent.

- *Sexe*

Aucune étude ne montre de corrélation entre le taux d'échec implantaire et le sexe.

Ce facteur a été évoqué principalement en relation avec l'ostéoporose post-ménopause.

- *Affections cardio-vasculaire*

Les pathologies évoquées sont : les cardiomyopathies, les péricardites,

Les affections coronariennes, l'hypertension et les arythmies cardiaques...

- *Affections du métabolisme osseux*

Ces affections peuvent être : ostéoporose, ostéomalacie, hyperparathyroïdisme, et myélomes maladie de Paget, myélomes multiples.

- *Affection endocriniens*

Diabète, syndrome de Cushing, hyperparathyroïdisme.

3-3-3 Réponses osseuse de l'os spongieux

3-3-3-1 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.3.38). 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 dégradent et relarguent des facteurs de croissance. Ces derniers, par chémoatxie, vont attirer des cellules indifférenciées vers le site de la plaie.



Figure 3.38 : Formation d'un caillot dans les heures suivant la pose d'un implant

3-3-3-2 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. 3.39). 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.

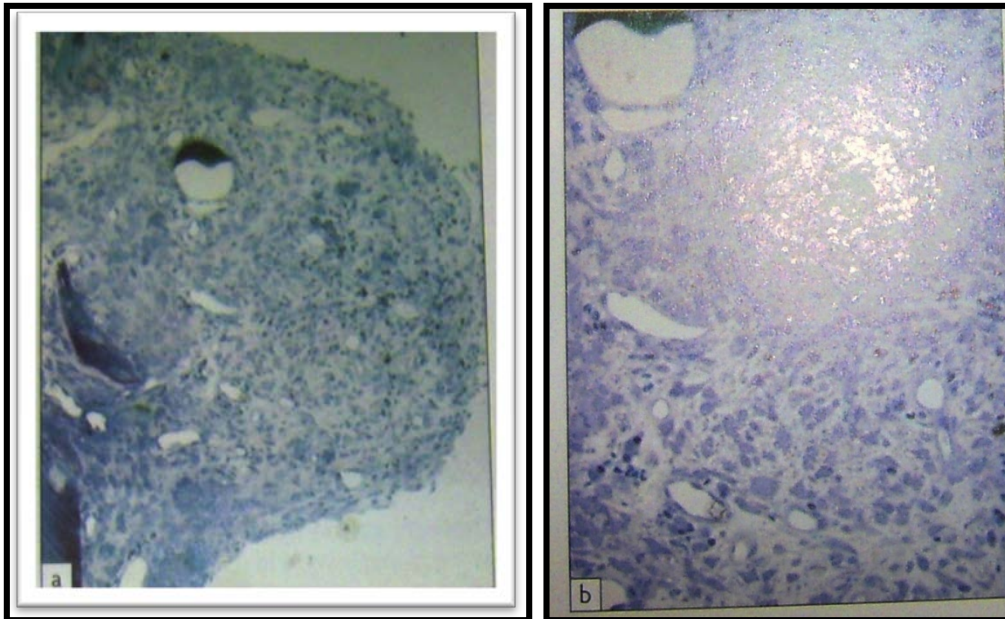


Figure 3.39 : angiogenèse dans les jours suivant la pose d'un implant

3-3-3-3 Phase 3: première apposition osseuse

-otéogenèse 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. 3.40).

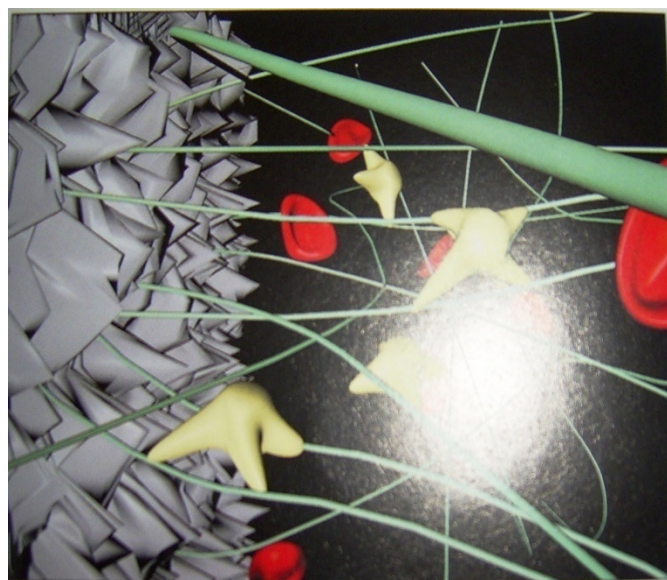


Figure 3.40 : Ostéogenèse de contact

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.3.41) 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 3.41: Apposition osseuse centrifuge à partir de la surface rugueuse

3-3-3-4 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. 3.42) se transforme en os lamellaire (figure.3.43) avec une organisation parallèle des fibres de collagène, puis en os haversien avec une organisation circulaire concentrique des fibres de collagène (figure.3.44). 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 3.42 : Os tissé .les fibres collagénique courent dans toutes les directions de manière aléatoire



Figure 3.43 : Os lamellaire



Figure 3.44 : Os haversien

3-3-4 Réponses osseuse de l'os cortical :

La réponse osseuse de l'os cortical est différente de celle de l'os spongieux (figure.3.45). L'effet des surfaces sur la réponse osseuse corticale est moindre par rapport à l'os spongieux. 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'ostéo-conductivité 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 3.45 : Réaction osseuse de corticalisation autour d'implants.

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. 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.

3-3-5 Les critères de succès de l'ostéo-intégration : [2, 9]

Le succès implantaire se définit par le fait qu'un implant remplisse sa fonction, c'est-à-dire qu'il soit ostéo-intégré et qu'il procure au patient un confort maximal sans symptômes de pathologie.

Les critères de succès de l'ostéo-intégration selon Albrektsson et coll. (1986) sont cliniques et radiologiques. Selon Albrektsson et coll., les critères minimum de succès sont de l'ordre de 85 % après un recul de 5 ans et de l'ordre de 80 % après 10 ans. Selon les données actuelles de la littérature, le taux de survie global des implants est d'environ 90 à 95%.

- Les critères de succès cliniques :

Au niveau clinique, l'implant doit être immobile et présenter un son clair à la percussion. L'environnement parodontal de l'implant doit être exempt de douleurs, infections, neuropathies, paresthésies ou lésions du canal dentaire.

- **Les critères de succès radiologiques :**

Au niveau radiologique, il ne doit pas y avoir d'image radioclaire péri-implantaire et la perte osseuse verticale doit être inférieure à 0,2 mm par an dès la seconde année suivant sa mise en fonction.

3-3-6 échecs de l'ostéo-intégration : [9]

L'ostéo-intégration peut échouée par :

- Un échauffement de l'os lors de la préparation du site receveur.
- Une surpression de l'implant contre l'os, ce qui va créer une couche hyaline.
- Une mise en charge prématurée.
- Un défaut de stabilisation primaire.
- La présence de micromouvements supérieurs à 150gm quelques jours après leur mise en place.
- Une infection per-opératoire.

Chapitre 04 :

Modélisation et simulation numérique

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

4-3 Introduction au logiciel de modélisation/simulation *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 matériaux permettant de simuler les comportements de la plupart des matériaux typiques de technologie comprenant les métaux, le caoutchouc, le polymère, les composés, .. etc.

Le logiciel *Abaqus* a été développé par Hibbit, Karlsson & 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 :

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

4-3-1 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.

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.

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.

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.

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.

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.

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.

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:

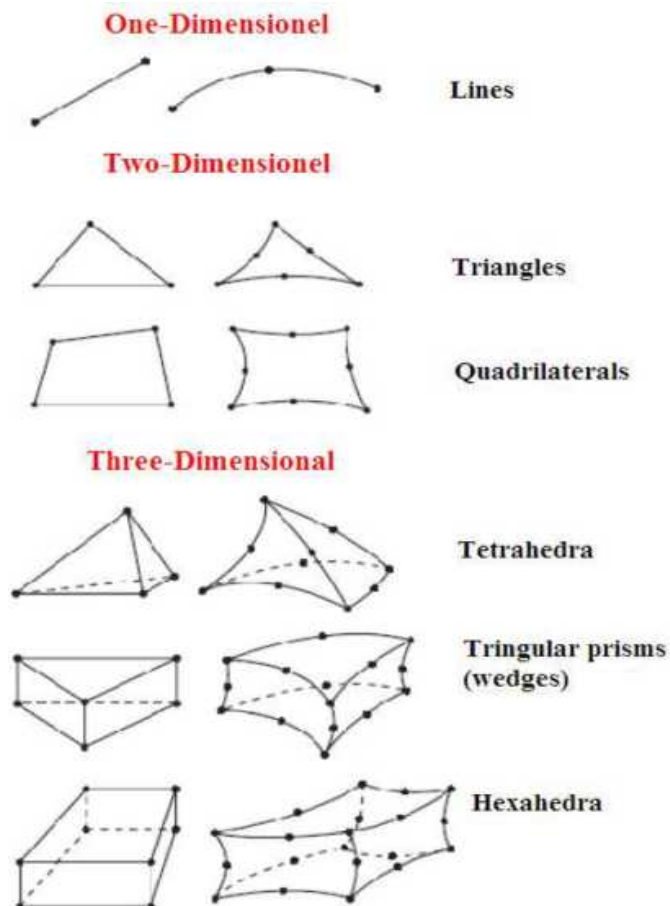


Figure 4.1 : Types de maillages possibles dans Abaqus

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

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

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

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.

Module « VISUALIZATION »

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

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.

4-3-2 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.

4-4 Modélisation de la prothèse dentaire.

4-4-1 Introduction

Le modèle choisi est un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire. Dans cette étude, L'os trabéculaire (spongieux) a été modélisé comme étant une structure pleine de 22 mm de hauteur et 34 mm de largeur fondu dans une couche de 2 mm d'os cortical, Une vis (ou implant) en alliage de titane de 4 mm diamètre et de 10 mm 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 .

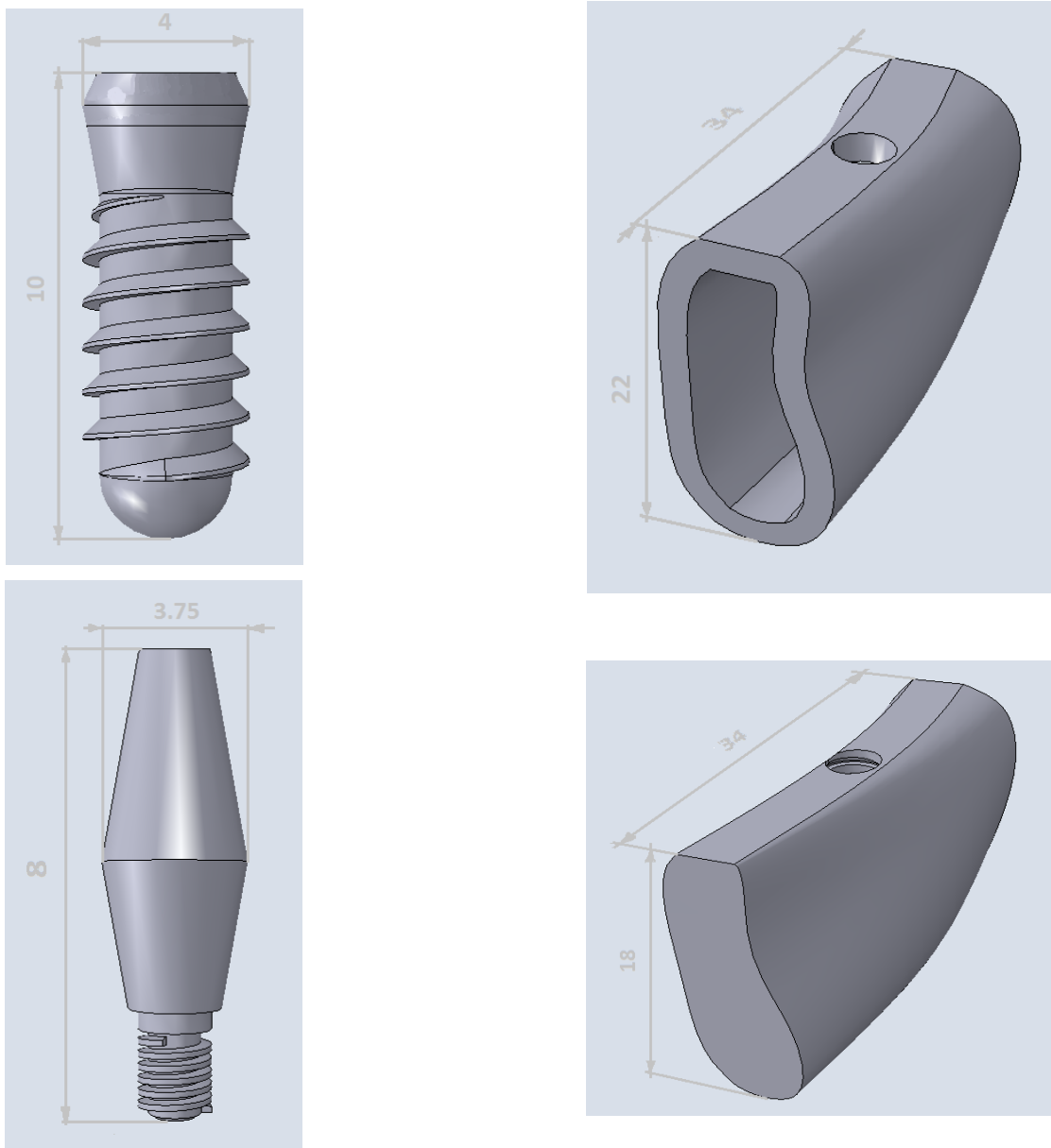


Figure 4.2 : dimension des différents composant du model

L'objectif de cette étude est d'analyser numériquement par la méthode des éléments finis, le niveau de la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans la prothèse dentaire lors de la mastication.

Sur le tableau 4.1, sont regroupés les matériaux des différents composants de la prothèse dentaire.

<i>Parts</i>	<i>Materials</i>	<i>Elastic modulus, E (GPa)</i>	<i>Poisson's ratio N</i>	<i>Density ρ (kg/m³)</i>	<i>Compressive strength (MPa)</i>
<i>Jaw bone</i>	<i>Cortical bone</i>	$E_x = E_y = 11.5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3.6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3.3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0.31$	1100	133
	<i>Cancellous bone</i>	3	0,29	270	11
<i>Implants</i>	<i>Titanium</i>	110	0.32	4428.8	462
<i>Abutments</i>	<i>Titanium</i>	110	0.32	4428.8	462

Tableau 4.1: Matériaux des différents composants

Sur la figure 4.2 sont représentés les éléments constituant la structure dentaire et son assemblage

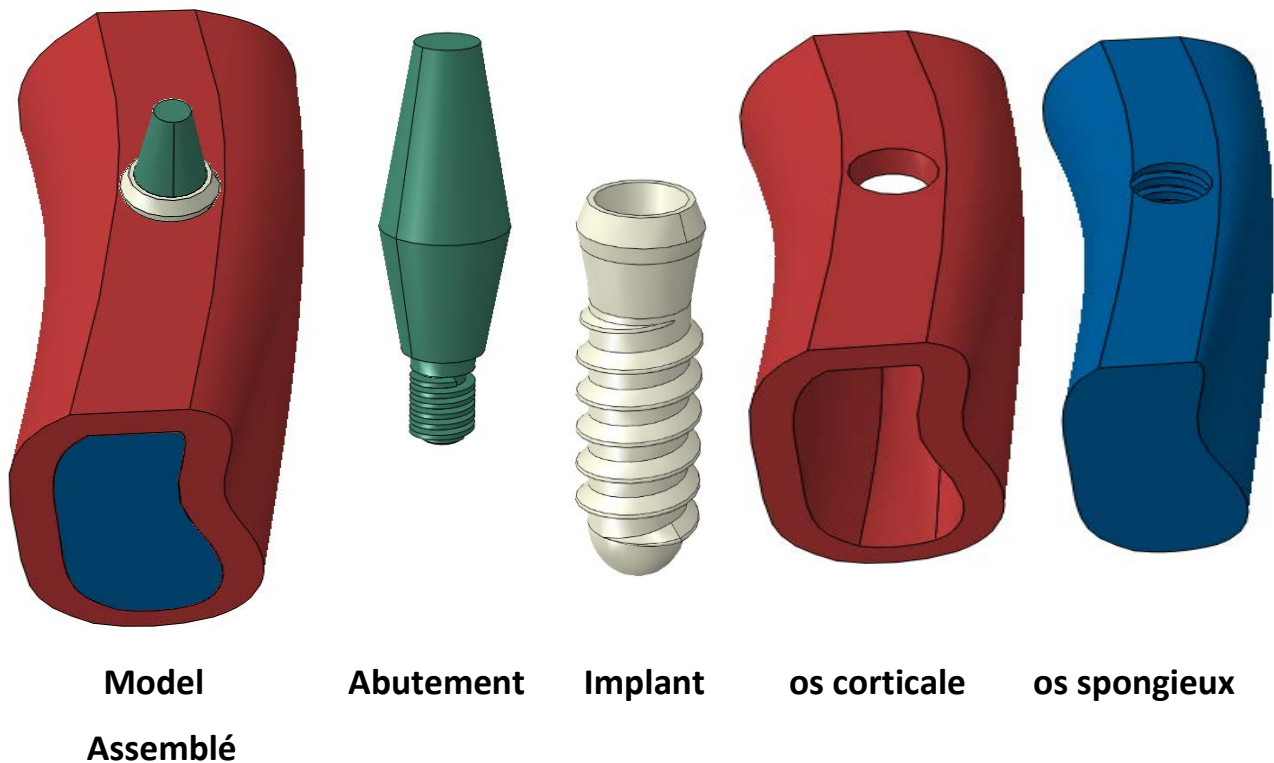


Figure 4.3 : Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire et de ces composants.

4-4-2 Matériaux utilisés.

Les matériaux composants la prothèse dentaire analysée sont :

L'implant et l'abutment sont réalisés en alliage de titane (Ti6Al4V).

La mâchoire est constituée de l'os spongieux entouré de l'os cortical.

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: L'os spongieux 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.

Les propriétés des matériaux utilisés dans cette étude sont regroupées sur le tableau 4.2

Matériaux	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Ti-6Al-4V	110000	0.30
Os cortical	13700	0.35
Os spongieux	1370	0.30

Tableau 4.2: Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire

4-4-3 Maillage

L'analyse biomécanique de prothèse dentaire nécessite l'utilisation d'un modèle en trois dimensions (3D) d'éléments finis [9]. Ce modèle est résolu en utilisant le logiciel Abaqus (6.14). Les mailles structurées tétraédriques sont générées à partir du modèle géométrique de l'implant. Les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds C3D4 (Tableau 4.2 et Fig.3) conforme aux surfaces paramétriques définies. Le logiciel ABAQUS dispose d'un puissant maillage automatique, pouvant analyser la géométrie et générer le maillage le plus adapté. Pour le comportement étudié, nous avons utilisé des éléments tétraédriques, conforme aux surfaces paramétriques. Sur la figure 3 est illustré le maillage de la prothèse dentaire assemblée.

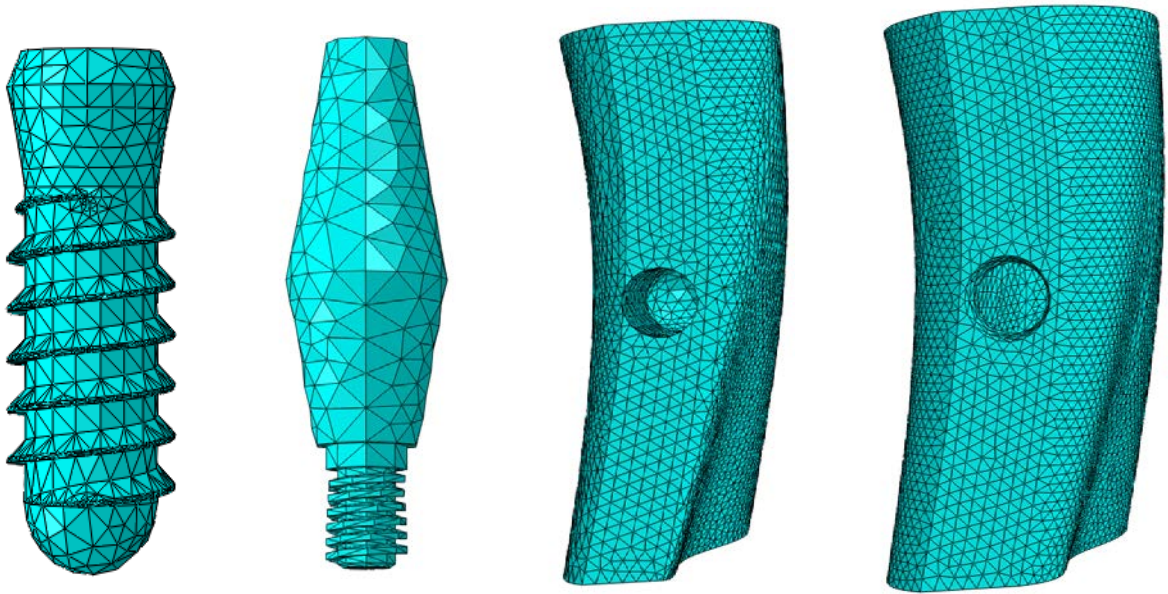


Figure 4.4: Maillage des différents composants de la prothèse dentaire.

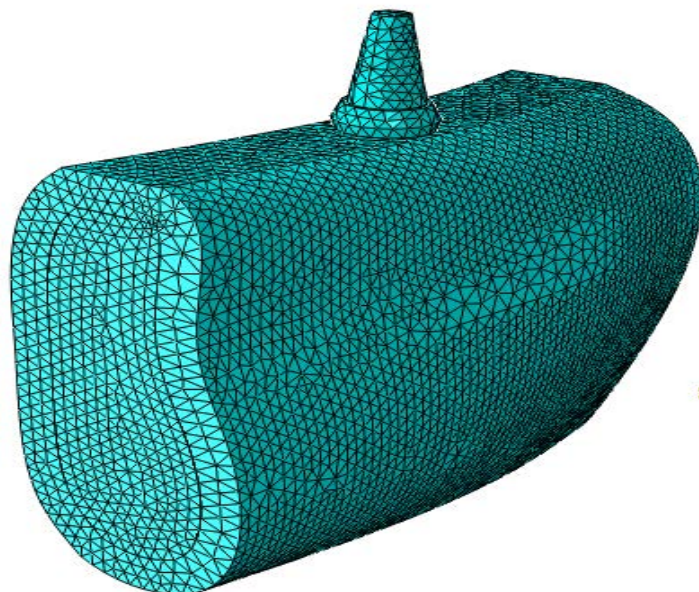


Figure 4.5. Maillage global de l'ensemble

4-5 Analyse statique

4-5-1 Conditions de chargement (conditions aux limites)

Conditions aux limites et chargement

La mastication est un mouvement cyclique produisant des charges dynamiques normales et tangentielles sur la surface supérieure de la couronne. Cela implique une étude en fatigue pour déterminer l'effet de l'alternance des sollicitations sur la durée de vie des implants dentaires. Néanmoins, beaucoup de travaux ont été dirigés dans un cadre statique pour étudier des paramètres géométriques permettant de quantifier les niveaux de contraintes dans l'os.

Les conditions aux limites sont définies de la manière suivante :

- Les charges produites par la mastication sont considérées dans un système statique selon trois directions sur la surface supérieure de l'abutement.
- On prenant comme grandeur de chargement dans les trois directions : corono apicale, bucco-linguale et mesio-distale (15MPa,6MPa,6MPa) respectivement.

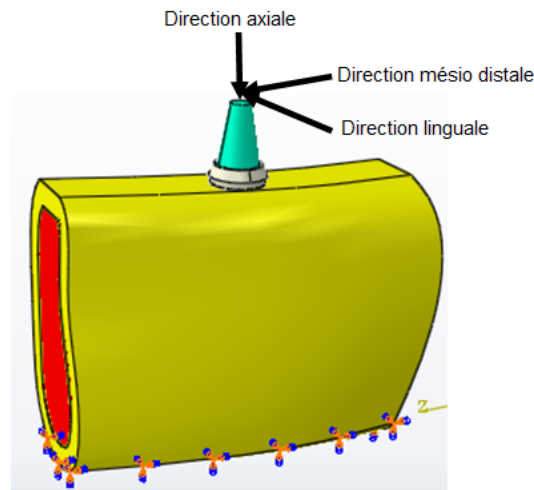


Figure 4.6 : Chargements appliqués à la prothèse dentaire.

- La base inférieure de l'os mandibulaire est supposée encastree comme le montre la figure 4.6

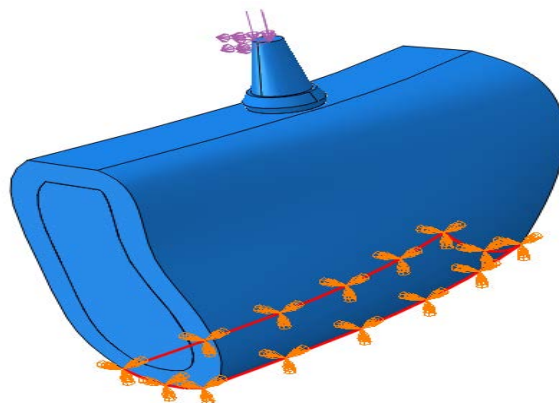


Figure 4.7 : condition d'encastrement

4-5-2 Effets de chargement simple

A la structure dentaire est appliqué un chargement mécanique simple selon une seule des trois directions.

4-5-2-1 Effet du chargement *corrano-apicale* (ca)

Rappelons que ce type de chargement est appliqué à la structure dentaire selon la direction verticale dite *corrano-apicale*. Dans les autres directions cette structure n'est soumise à aucun effort. Les résultats de ce chargement mécanique sont illustrés sur (fig. 4.7). Cette figure montre que les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de l'abutment le niveau de ces contraintes équivalentes de Von Mises est plus élevé que celui des mêmes contraintes induites dans l'implant. Ce type de sollicitations résulte des contraintes équivalentes fortement localisées sur la partie supérieure de l'abutement. L'intensité de ces contraintes diminue progressivement au fur et à mesure où l'on s'éloigne de cette zone.

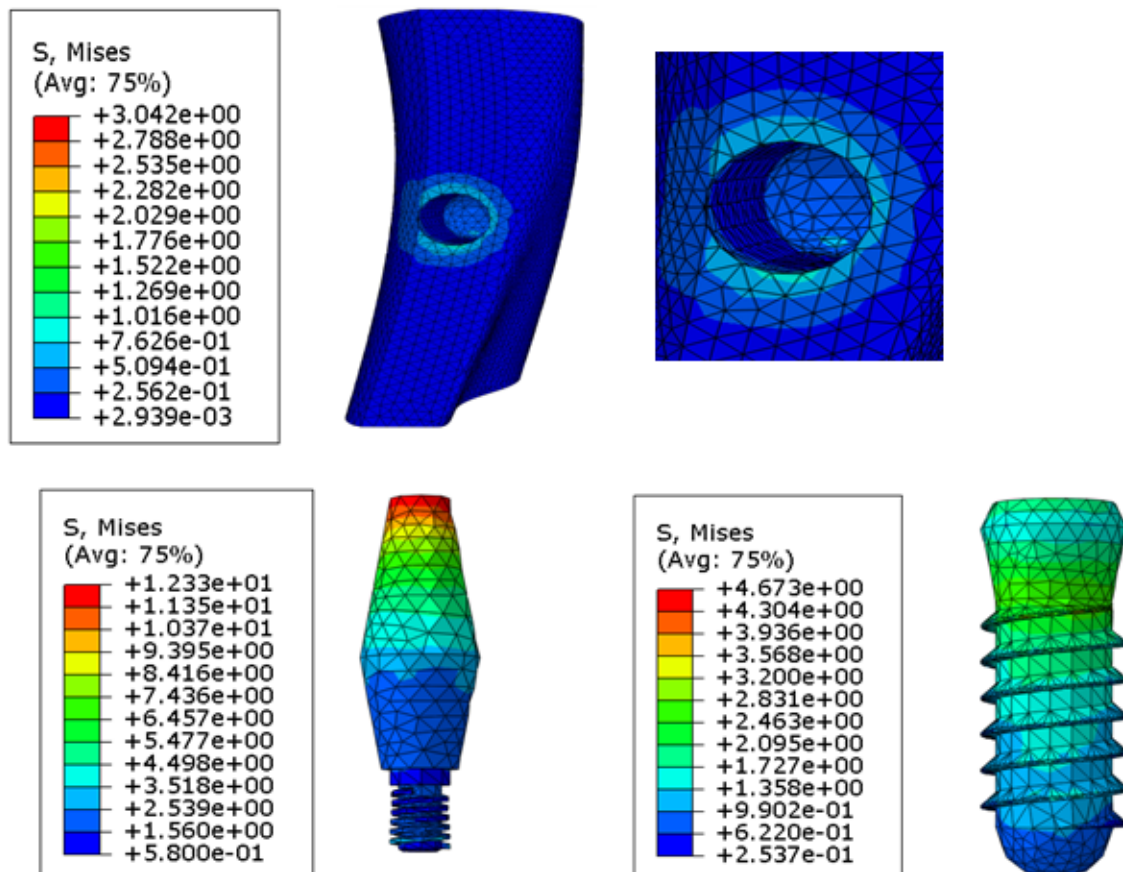


Figure 4.8 : Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge corrano-apicale).

4-5-2-2 Effet du chargement bucco-lingual (bl)

Dans cette partie, nous analysons l'influence de chargement bucco-linguale sur l'intensité des contraintes équivalentes dans les constituants de la prothèse dentaire. Cette dernière est donc soumise seulement aux efforts (bucco-linguale) appliqué latéralement à la prothèse. La structure n'est soumise à aucun chargement dans les deux autres directions. Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont représentées sur la figure 4.8, un tel chargement sollicite fortement la partie latérale de l'abutment. En effet, les contraintes sont intensivement localisées sur la zone latérale de l'abutement, les autres parties de ce constituant sont moins sollicitées c'est pratiquement dans les mêmes parties que l'implant est fortement sollicité, ces zones correspondent aux zones de contact intime avec l'os. Comparativement au chargement corrono-apicale, les efforts bucco-linguale induisent dans l'os des contraintes équivalentes plus fortes, ces dernières illustrent une nette augmentation de niveau de contraintes dans le tissu vivant.

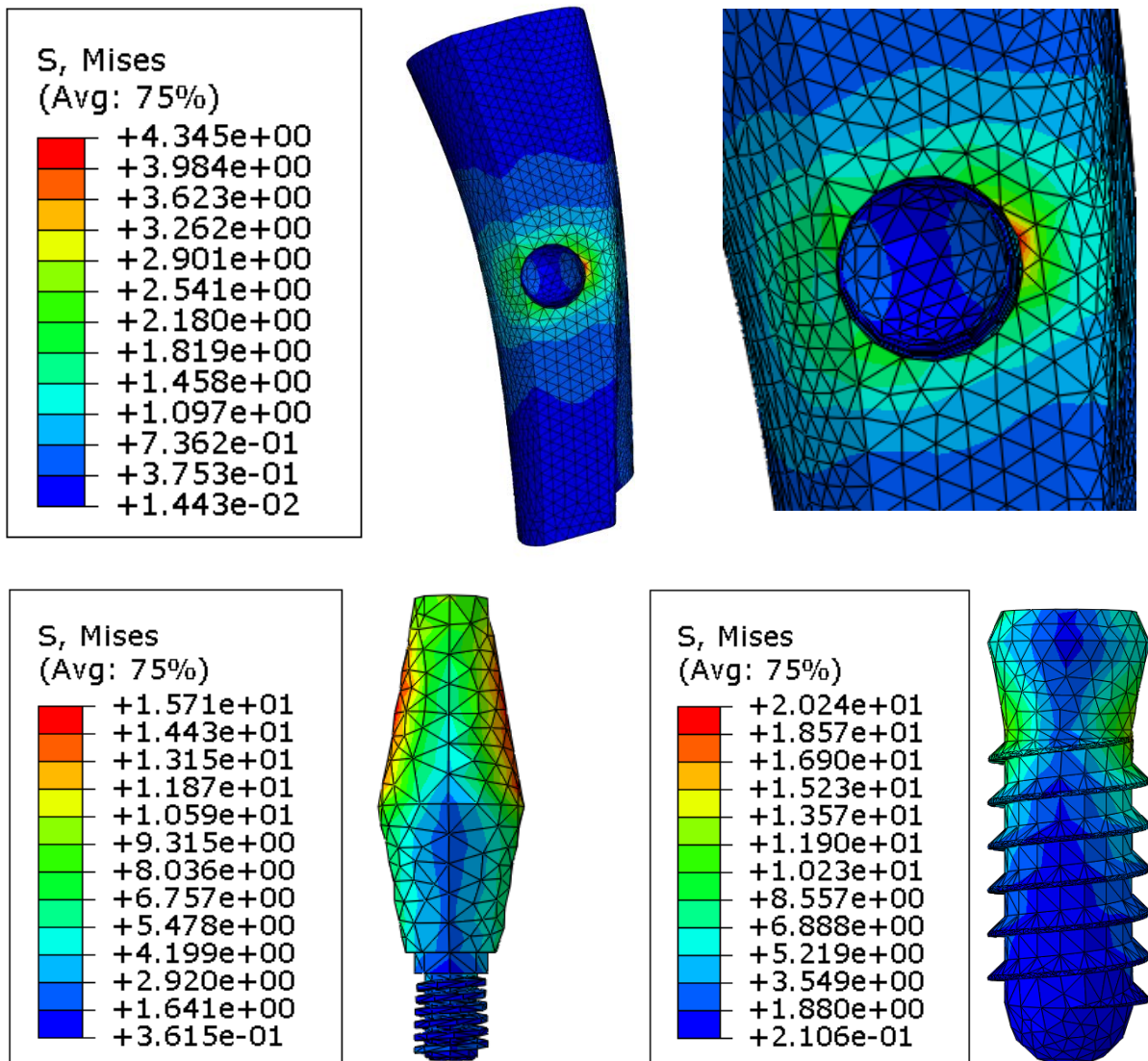


Figure 4.9: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge bucco-linguale).

4-5-2-3 Effet du chargement mesio-distale (md)

Dans cette analyse, la prothèse dentaire est soumise à un chargement mécanique mesio-distale pur, aucun effort n'est appliqué à cette prothèse dans les directions corrono-apicale et bucco-linguale, la figure 4.9 illustre la distribution de la contrainte équivalente de Von Mises et son amplitude induite dans les éléments de la structure dentaire sous l'effet d'une seule sollicitation. Cette dernière engendre des contraintes dans l'os plus importantes que celles résultants des efforts appliqués dans la direction verticale (corrono-apicale) et aussi plus significatives que celles engendrées par un chargement appliqué dans la direction horizontale (bucco-linguale) (fig. 4.9).

Les résultats obtenus dans cette partie du travail montrent clairement que comparativement aux autres chargements, celui appliqué à la prothèse dentaire dans la direction bucco-linguale induisent des contraintes équivalentes dans les plus fortes sont localisées dans l'os.

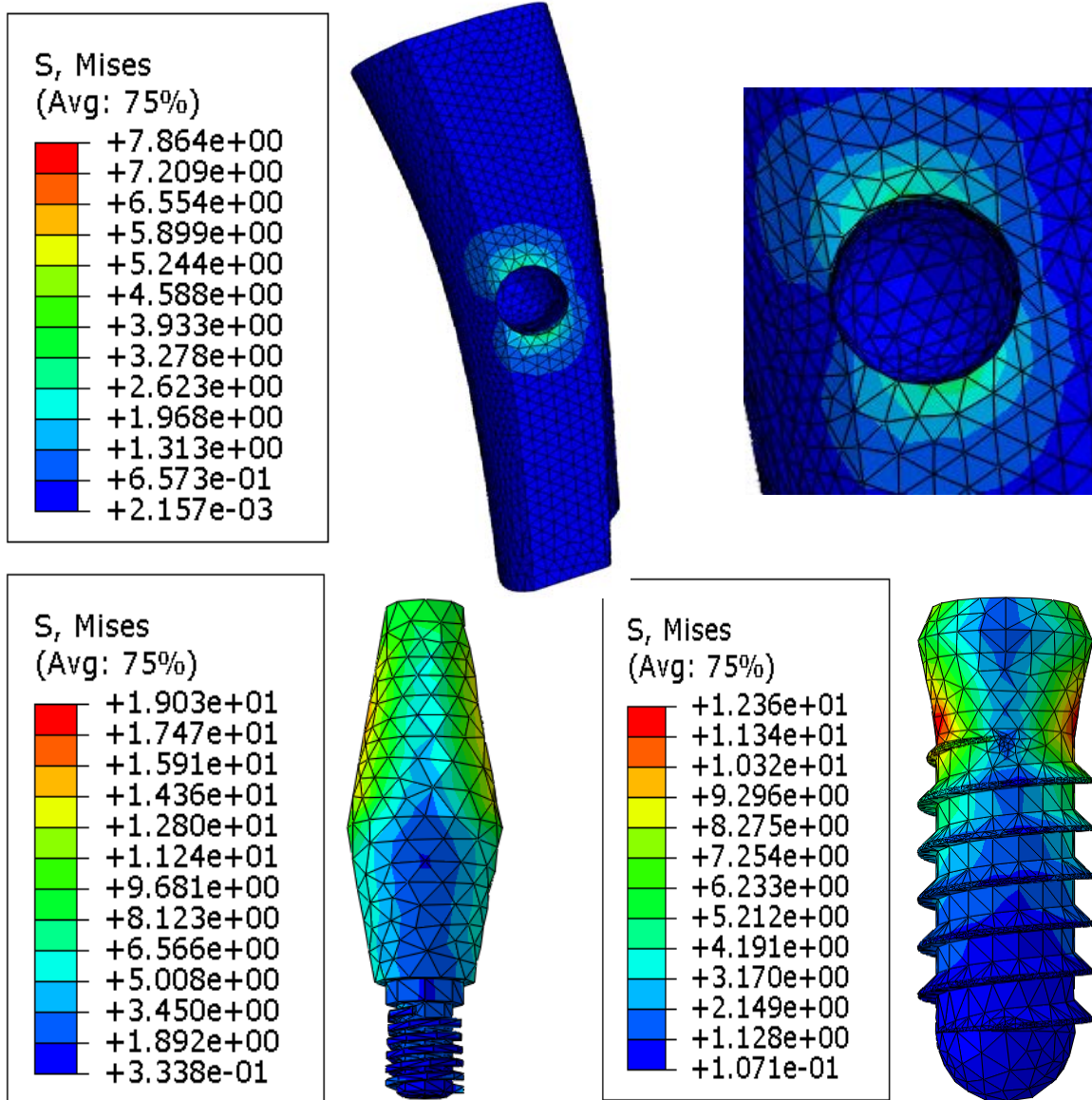


Figure 4.10: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induites dans les éléments de la structure (charge mesio-distale).

4-5-3 Effets du chargement combiné bi axial

Pour une meilleure étude du comportement mécanique de la structure dentaire, nous analysons l'effet combiné du chargement mécanique appliqué à cette structure.

4-5-3-1 Effet du chargement corrono-apicale, bucco-linguale (ca-bl)

A la prothèse dentaire est appliquée des efforts mécaniques dans les directions normales et horizontales dites corrono-apical et bucco-linguale respectivement. La figure 4.10 illustre l'influence de ce type de sollicitation sur l'amplitude de la contrainte équivalente et de sa distribution dans les trois éléments de la prothèse dentaire (os, implant, abutment). Les contraintes engendrées dans l'os par ce chargement sont d'un niveau plus élevé que celui induites par les chargements simples appliqués séparément à la prothèse dentaire. L'amplitude de l'intensité des contraintes résultantes de ces deux sollicitations l'un indépendamment de l'autre est légèrement plus élevé que celle résultantes de la combinaison de deux efforts.

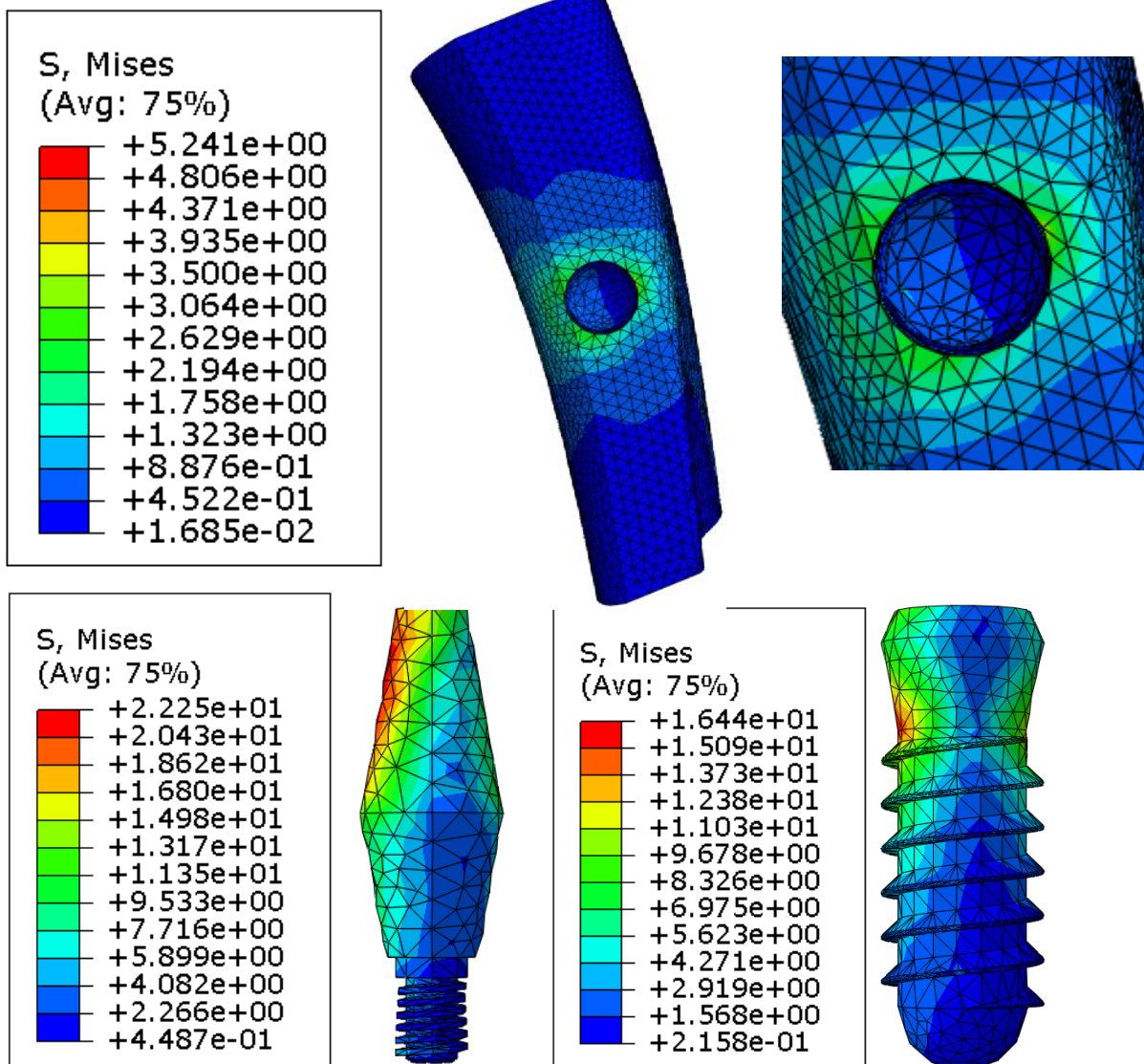


Figure 4.11: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge ca-bl)

4-5-3-2 Effet du chargement linguo-buccale, mesio distale (lb-md)

La prothèse dentaire composée de l'abutment, l'implant et l'os est soumise à un chargement bi axial selon les directions linguo-buccale et mesio-distale. Sur la figure 4.11 sont sollicitées l'amplitude et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises engendrées dans les composants de la structure. Les contraintes induites dans l'os par ce chargement sont beaucoup plus élevées que celles résultant des sollicitations combinées coronno-apicale et linguo- buccale.

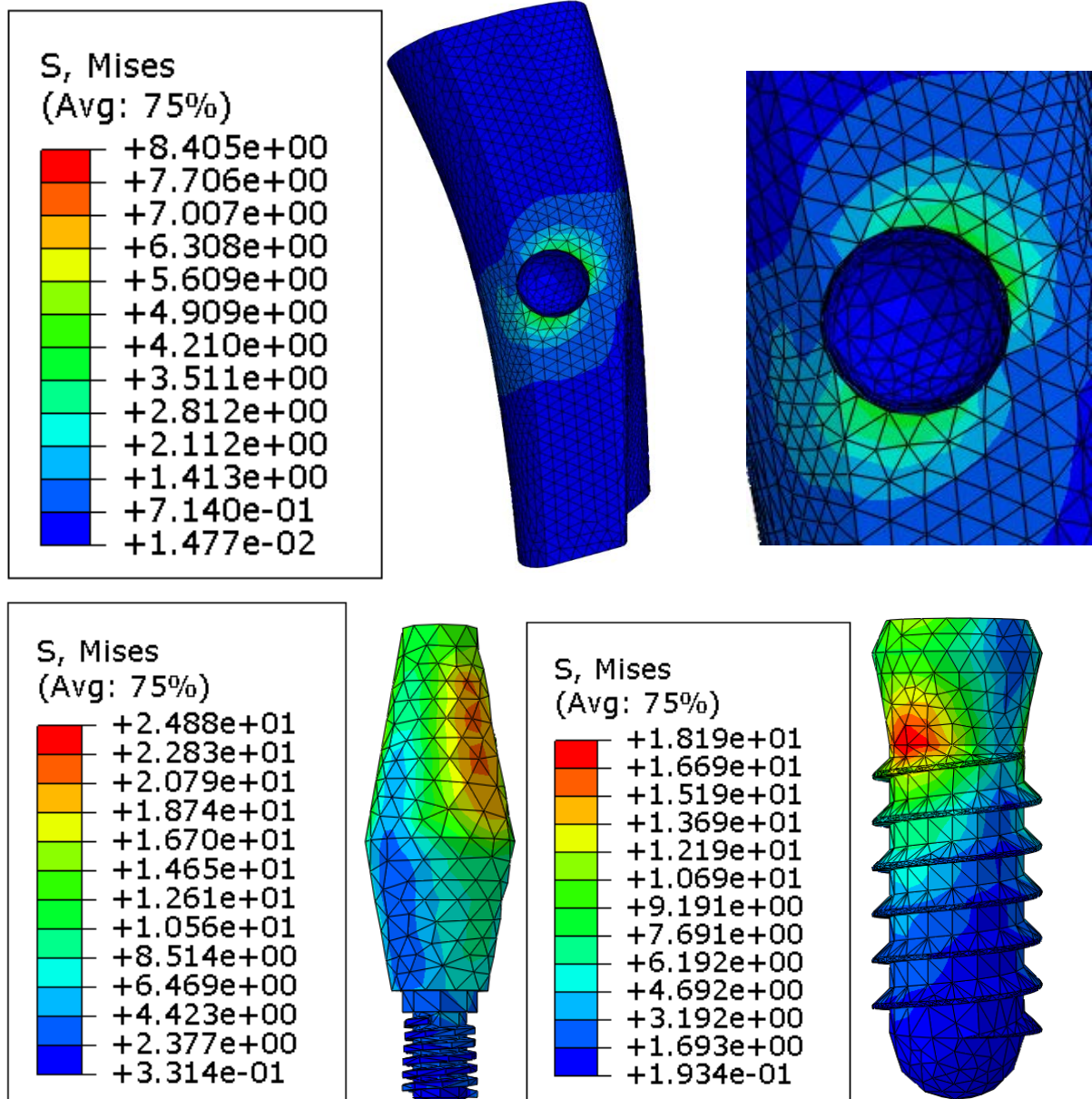


Figure 4.12: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge lb-md)

4-5-3-3 Effet du chargement corono-apicale, mesio distale (ca-md) :

La prothèse dentaire est sollicitée par des efforts bi-axiaux suivant les directions verticale et horizontale dite directions corono-apicale et mesio-distale respectivement. Les résultats obtenus sont représentés sur la figure 4.12. Cette figure montre l'influence de ce chargement et la répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans ces éléments (abutment , implant et os) de la structure dentaire. Comparativement au chargement combiné précédant linguo-bucale et mesio-distale, Ce type d'efforts sollicitant très fortement le tissu vivant peut être une source de douleur pour le patient.

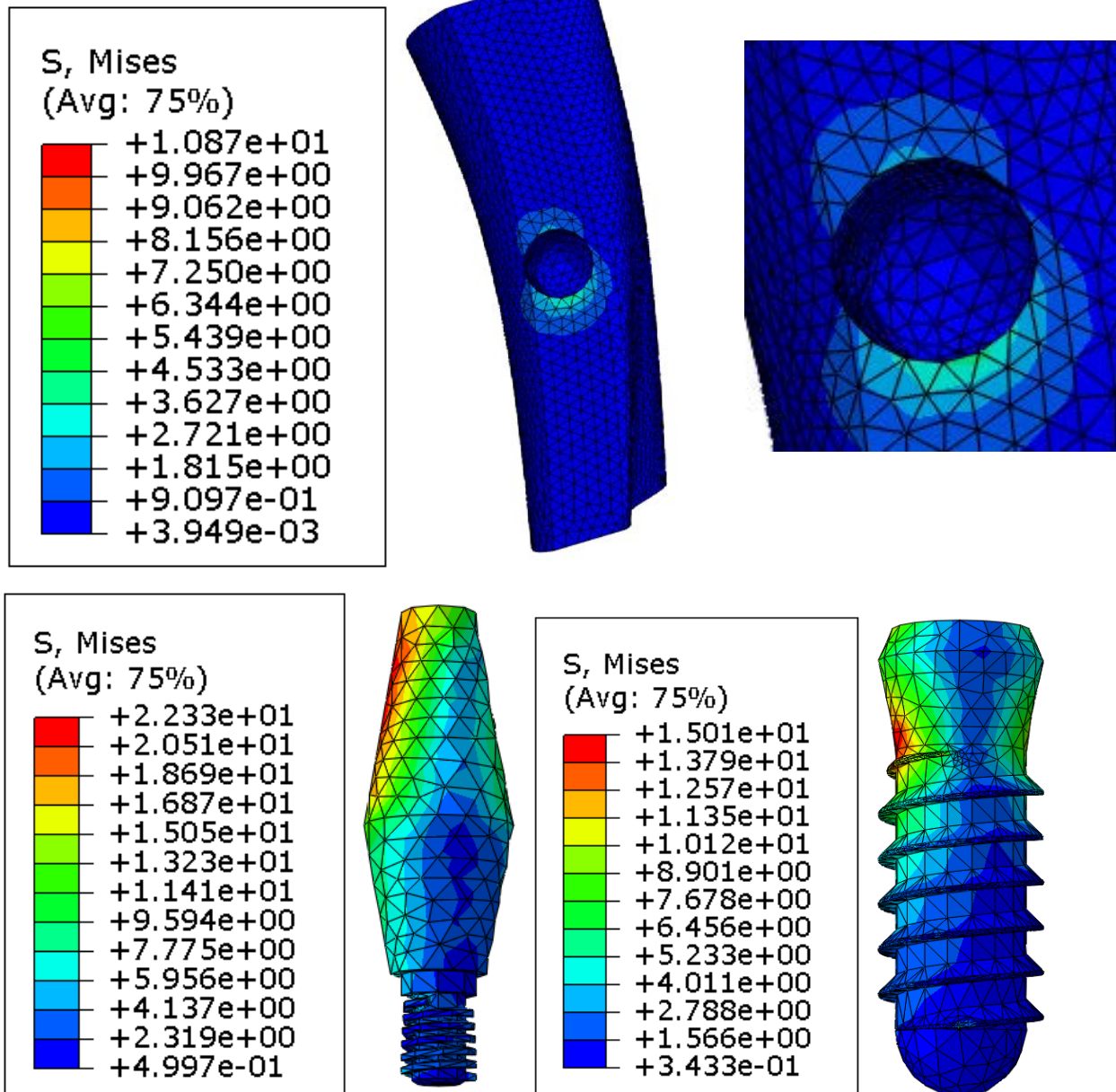


Figure 4.13: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (ca-md)

4-5-4 Effets du chargement combiné triaxial

Dans ce cas la prothèse dentaire constituée de l'abutment , implant et l'os sont appliquées des efforts triaxiaux selon les trois directions , une verticale et deux horizontaux , les résultats obtenus de cette étude sont représentés sur la figure 4.13. l'analyse de cette figure montre que de telles sollicitations résultent dans les trois constituants de la structure dentaire des contraintes de plus fortes amplitudes que celles induites pour le chargements mono-axiale. De tels efforts sollicitent fortement l'abutment dans sa partie latérale , les autres zones sont soumises à des contraintes de faible amplitude. les contraintes équivalentes les plus fortes sont localisées sur la zone latérale de l'abutement.

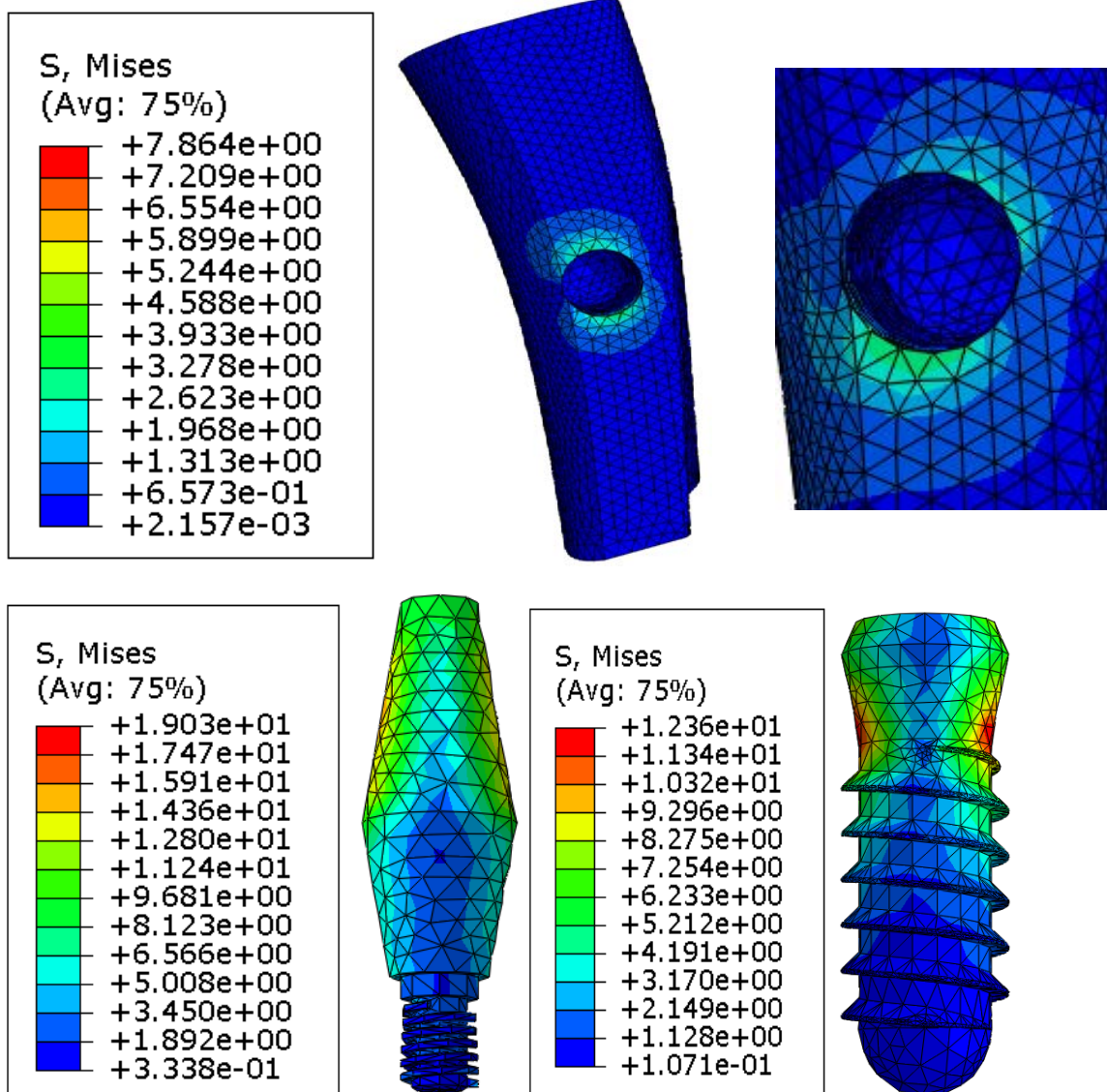


Figure 4.14: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge triaxiale).

References bibliographique

- [1] 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.
- [2] AFFSAPS. Lettre aux professionnels de santé : recommandations sur la prise en charge bucco-dentaire des patients traités par bisphosphonates. 18 décembre 2007.
- [3] Akpinar I, Demire F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal - extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 1996; 27:11-7.
- [4] Arthur, Jorioz, Choix du design implantaire : une comparaison des cinq systèmes majeurs en implantologie, Thèse de doctorat, université Claude Bernard-Lyon, 2014.
- [5] B. jakubowicz-kohen, s. szmukler-moncler, m. davarpanah, k. davarpanah, p. rajzbaum, g. demurasvili, n. capelle-ouadah., morphologie implantaire, Sélection de la morphologie et du diamètre implantaire, Extrait Ch. 5, Paris, Mis en ligne : juillet 2013.
- [6] BANOUN D. Histoire des implants dentaires [enligne] Disponible sur : <http://implantdent.net/> (consulté le 16.05.2021)
- [7] Benzing UR, Gall IH, Weber IH. Biomechanical aspects of two different implant prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10:188-98.
- [8] BERT M, MISSIKA P, GIOVANNOLI JL. Gestion des complications implantaires. Paris : Editions Quintessence International, 2005, 368p.
- [9] BERT M. et MISSIKA P. Implantologie chirurgicale et prothétique, Paris : Cdp, 1996
- [10] Bert M. Les implants lames. *Actual. Odonto-stomatol.*, 1987, 159 : 507-520.
- [11] Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge: finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009; 31: 806-15.
- [12] Bozkaya D, Muftu S, Muftu A. Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 92:523-30.
- [13] BRANEMARK PI *The osseointegration book*. Berlin: Quintessence, 2005, 494p.
- [14] BRANEMARK PI, ADELL R, ALBREKTSSON T, LEKHOLM U, LINDSTORM J, ROCKLER B An experimental and clinical study of osseointegrated implants penetrating the nasal cavity and the maxillary sinus. *J. Oral Maxillofac. Surg.* 1984, vol. 42, pp. 497-505.
- [15] Branemark PI, Adell R, Breine U, Hansson BO, Lindstrom J, and Ohlsson A. 1969. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J PlastReconstr Surg*3:81-100.
- [16] Brånemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D, 10 year survival rates of fixed prostheses on four or six implants and modum branemark in full edentulism, *Clin Oral Impl Res.*, vol. 6, pp. 227-231, 1995.

Conclusion générale

Les implants dentaires ont été étudiés et utilisés pour le remplacement des dents manquantes depuis plusieurs années. Il a été bien connu que le succès de ces implants dépende fortement de leur stabilité initiale et d'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.

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. 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. Pour augmenter la surface de l'ostéo-intégration, les implants filetés sont actuellement préférés par rapport aux implants cylindriques lisses. Selon la qualité osseuse, les traitements de surface et le type du filetage peuvent influencer de manière significative l'efficacité de l'implantation, en terme de stabilité initiale et de la nature biomécanique de l'interface os-implant après l'implantation

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 de recherche tenter de répondre à certaines de ces questions, notamment celles concernant :

-La localisation et la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire,

Devant les avantages et la fiabilité des études biomécaniques par éléments finis, nous avons analysé les divers objectifs cités ci-dessus grâce à la conception d'un modèle d'une prothèse dentaire, tout en portant une attention particulière au maillage, à la modélisation et au comportement des différents matériaux, à la gestion de contacts et enfin aux conditions aux limites.

Dans la limite de cette étude les conclusions suivantes ont été triées.

1. 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.
2. Les zones de contact avec l'implant sont le siège de forte contrainte.

3- l'existence d'une concentration de contraintes à la même région du cou, c'est à dire, la zone supérieure de la couche corticale. Ceci s'explique par :

– L'évidence que la surface entre l'implant et l'os cortical est beaucoup plus petite que celle entre l'implant et l'os spongieux. De plus, l'os cortical est approximativement dix fois plus rigide que l'os spongieux.

– Le contact intime entre l'os cortical et l'interface de l'implant, ce qui explique que la charge appliquée à l'implant est directement transmise à l'os cortical.

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.

- [17] BRANEMARK PI, ZARB GA, ALBREKTSSON T Prothèses ostéointégrées : L'ostéointégration en pratique clinique Paris : CdP, 1988, 352p.
- [18] Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1985.
- [19] Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR editors. Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63-71.
- [20] Chaïy Rungsiyakull, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced*
- [21] Choi BH. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(2):193-6.
- [22] Christelle, Benech, Incidence des caractéristiques de l'implant et de la jonction imploto-prothétique sur l'intégration biologique, conséquences esthétiques, Thèse de doctorat, Université de Nantes, pp. 44-47, 2007.
- [23] Daniela Jorn, Philipp Kohorst, SilkeBesdo, Martin Rücker, MeikeStiesch, LotharBorchers. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *Prosthetic Dentistry*, Volume 112, Issue 2, August 2014, Pages 340-348
- [24] DAVARPANAH M, SZMUKLER-MONCLER S., KHOURY P.M. Manuel d'implantologie Clinique : concepts, protocoles et innovations récentes. 2^{ème} édition. Rueil-Malmaison : CdP, 2008, 539p.-(JPIO) 5mayot
- [25] Davarpanah M., Martinez H., Kébir M., Tecucianu J.F. Manuel d'implantologie clinique. Paris CdP, 1999.- 338p.
- [26] Dental-implants, [En ligne] « <http://www.1888implant.com/french/dental-implants.html>», [Accès le 13.05.2021].
- [27] 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.
- [28] Escamilla Agathe, analyse des concepts implantaires sur le secteur antérieur, thèse de doctorat, Université Paul Sabatier Toulouse III, Faculté de chirurgie dentaire, pp. 59-65.2012.
- [29] Focus sur les implants Dentaires, Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaamse tandartsen vzw, [En ligne], « [http://www.dentiste.be/documents/8271 implantaten](http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten). », [Accès le 03.06.2021].
- [30] Formiggini MS ; Méthode personnelle d'implants alloplastiques endo-osseux à spirales métalliques. *Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.*, 1958, 10 : 906-910.
- [31] 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.
- [32] Geramy A, Morgano SM. Finite element analysis of three designs of an implant-supported molar crown. *J Prosthet Dent* 2004;92(5):434-40.
- [33] Implant-dentaire, Fabricant-medical, [En ligne]. «<http://www.medicaexpo.fr/fabricant-medical/implant-dentaire-cylindrique-26697>», [Accès le 10.04.2021].
- [34] Implantologie, V. Perrier-Perrery, S.C.D.I. Study Club Dentaire et Implantaire. [En ligne].

<http://www.scdi.asso.fr/implantologie.>, [Accès le 18 /05/ 2021].

- [35] J. Noailles, A. Milley, T. Beau., Biomécanique des implants vissés, Stratégie prothétique, Vol.9, Issue 4, pp. 289-294, 2009.
- [36] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, *EMC-Dentisterie* 1, p.101-117, 2004.
- [37] Juillet JM. Implant tridimensionnel : techniques et avantages. *Inf. Dent.*, 1974, 56 : 131-145.
- [38] 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 région of the sinus floor. *J Prosthet Dent* 2005;93:38-44.
- [39] L. L. Hench, Bioactive ceramics in bioceramics: materials characteristics versus in vivo behaviour, Ed. P. Ducheyne & J.Lemons, *Annals of NY academy of Science*, p 54, 1988.
- [40] L[^]dia C, Ramos A, Simoes 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.
- [41] Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells *in vitro*: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- [42] MeSH Scope Note ; traduction CisMeF. Définition de l'ostéointégration. [en ligne] Disponible sur: < www.chu-rouen.fr/ssf/phenobial/osteintegration.html > Consulté le 07.05.2021.
- [43] Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL. Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis. *Dent Mater* 2006; 22: 388-95.
- [44] Natali AN, Pavan PG. A comparative analysis based on different strength criteria for evaluation of risk factor for dental implants. *Comput Methods Biomech Eng* 2002; 5:127-33.
- [45] naturelles en prothèse fixée, Thèse de doctorat, Université d'Auvergne Clermont I, 2001.
- [46] PALLUA Norbert, SUSCHECK Christoph V. Langue— 19.3x26 cm —. Tissue engineering is a multidisciplinary field : Anglais. 01-2011 — 500 p.
- [47] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996; 76(6):633-40.
- [48] RIEU I La périimplantite : Etiologie, Diagnostic, Thérapeutique. Thèse d'exercice de Chirurgie dentaire. Strasbourg : Université de Strasbourg 1, 1998.
- [49] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: finite element analysis and optimization of cross-sections. *Mater Des* 2008; 29:438-1446.
- [50] SEMIN P Complications mécaniques et problèmes esthétiques en implantologie. Thèse d'exercice de chirurgie dentaire Nancy : Université de nancy 1, 2004, 143f.
- [51] Spiekermann H. Color atlas of dental medicine: implantology. New York: Thieme; 1995.

- [52] Sylvaine De plaen, La transplantation d'organes, 2006.
- [53] Truhlar R.S., Morris H.F., Ochi S. ,Stability of the bone-implant complex. Results of longitudinal testing to 60 months with the Periotest device on endosseous dental implants. Ann Periodontol. 2000 Dec; 5: 42-55.
- [54] 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.
- [55] William D.Callister,Jr ,*Science et génie des matériaux*, Collection Sciences Sup, p.800, 2003.
- [56] Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Ohyama T. Stress analysis in edentulous mandibular bone supporting implant-retained 1-piece or multiple superstructures. Int J Oral Maxillofac Implants 2005; 20(4): 578-83.

Résumé

Ce travail porte sur une étude macroscopique de la réaction de l'os avec l'implant dentaire et étudiée, d'après les principaux critères d'une implantologie dentaire à l'aide d'une analyse numérique tridimensionnelle par la méthode des éléments finis, l'effet des efforts masticatoires sur le niveau et la distribution des contraintes engendrées dans l'os et les éléments qui constituent une prothèse dentaire.

Le système étudié est composé de quatre pièces : l'abutement et l'implant en alliage de titane, la mâchoire composée de l'os spongieux et l'os cortical, soumis à un chargement mécanique simulant le fonctionnement de la dent selon les trois directions coronario-apicale, disto-mésiale et bucco-linguale. Les matériaux utilisés sont des biomatériaux, ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques.

La modélisation de l'implant dentaire et des différents composants est faite en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) «Solidworks 2011 ». Nous avons étudié le comportement mécanique de l'implant en appliquant la méthode des éléments finis avec le logiciel de simulation et d'analyse numérique « Abaqus (6.14) ».

Mots clés : implant dentaire, osteointegration, solidworks, Abaqus

Abstract

This work focuses on a macroscopic study of the reaction of the bone against the dental implant and study according to the main criteria of a dental implant with a three-dimensional numerical analysis by the finite element method the effect of masticatory forces on the level and distribution of the stresses generated in the bone and the elements that constitute a dental prosthesis

The system studied is composed by four parts: the abutment and the implant in titanium alloy , the jaw consists of spongy bone and cortical bone subjected to mechanical load simulating the operation of tooth in the three directions coronario-apical, mesial and distal-bucco-lingual. The materials used are biomaterials, they are intended to be in contact with biological systems. Modeling the dental implant and the various components is done using the software (CAD / CAM) Solid works 2011. We studied the mechanical behaviour of the implant by applying the finite element method with the numerical simulation and analysis software «Abaqus (6.14)».

Key words: dental implant osteointegration, solidworks, Abaqus

ملخص

يشمل هذا العمل دراسة مجهرية لتفاعل العظم مع زرع الأسنان ودراسة وفقا للمعايير الرئيسية لزرع الأسنان باستخدام تحليل عددي ثلاثي الأبعاد، باستخدام طريقة العناصر المحدودة، تأثير مضغ القوى على مستوى وتوزيع الضغوط في العظم والمكونات التي تشكل الأسنان. يتألف النظام الذي تمت دراسته من أربعة أجزاء: الدعامة والبرغي مكونة من اشابة التيتانيوم، والفك المكون من العظم الإسفنجي والعظم الكثيف، تو اخضاعه لتحميل ميكانيكي يحاكي وظيفة الأسنان في الابعاد الثلاثة الكورنيونية، والخلل في الوسطية واللسانية. والمواد المستخدمة هي مواد بيولوجية، موجهة للاحتكاك مع الأنظمة البيولوجية. تم وضع نموذج لمختلف أجزاء زرع الاسنان باستخدام برنامج « Solidworks 2011 » (CAO/DAO) لقد درسنا السلوك الميكانيكي للزرع من خلال تطبيق طريقة العنصر المحدود مع برنامج المحاكاة والتحليل العددي «Abaqus (6.14)». الكلمات الدالة زرع الاسنان. الاندماج العظمي.