

Sommaire

Introduction :	02
-----------------------------	----

Chapitre1 : Historique de l'implantologie dentaire

1.1 Introduction :	5
1.2 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C) :	5
1.3 Période médiévale (de 1000 à 1800) :	6
1.4 Période fondamentale (de 1800 à 1910) :	6
1.5 Période Pré moderne (de 1910 à 1930) :	6
1.6 Période moderne (de 1930 à 1978) :	7
1.7 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Branemark) :	7

Chapitre2 : Le remodelage osseux et les biomatériaux

2.1 Introduction	9
2.2 Le tissu osseux.....	9
2.2.1 Différents types d'os	9
2.2.2 Structure de l'os cortical ou compact	10
2.2.3 Structure de l'os spongieux ou trabéculaire	10
2.2.4 Les cellules osseuses	11
2.3 Les Biomatériaux et leurs Application en Implantologie	14
2.3.1 Biomatériaux	14
2.3.2 Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale (titane et alliage de titane) ...	18
2.4 Implantologie.....	20
2.4.1 Définition	20
2.4.2 Types et formes des implants dentaires.....	21
2.4.3 Résistance de l'implant dentaire	23
2.4.4 Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires	23
2.4.5 Déroulement du traitement.....	25
2.4.6 Remplacement d'une dent unitaire.....	27
2.4.7 Remplacement de plusieurs dents	28
2.4.8 Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur	31
2.4.9 Avantages des implants dentaires	34

2.4.10 Conclusion.....	35
------------------------	----

Chapitre 3 : Ostéointégration

3.1 Définition.....	37
3.2 Développement du concept de l'Ostéointégration.....	37
3.2.1 Qualité d'Ostéo - intégration.....	38
3.3 Facteurs déterminant l'Ostéointégration	38
3.3.1 Facteurs généraux.....	38
3.3.2 Facteurs locaux responsable l'Ostéointégration.....	39
3.3.3 Quantité osseuse	41
3.3.4 Qualité osseuse	42
3.3.5 Perte osseuse	43
3.3.6 Le processus de l'Ostéointégration	44
3.4 Délai de cicatrisation	44
3.4.1 Définition	44
3.4.2 Délai de cicatrisation.....	44
3.4.3 Stabilité primaire de l'implant.....	45
3.4.4 La stabilité secondaire	46
3.5 Caractères microscopiques de l'Ostéointégration	46
3.6 Critères de succès	48
3.6.1 L'immobilité de l'implant	48
3.6.2 La perte osseuse annuelle maximale	48
3.6.3 L'absence de symptomatologie.....	49
3.6.4 Les réactions tissulaires.....	49
3.6.5 Le recul clinique.....	50
3.7 Les complications et échecs en implantologie.....	50

Chapitre 04: Modélisation et analyse numérique

4.1 Introduction	53
4.2 Modélisation de la prothèse dentaire	53
4.2.1 Introduction du système solidworks.....	53
4.2.2 Modélisation du Pilier	54
4.2.3 Modélisation de l'implant	55
4.2.4 Modélisation de la mâchoire	57
4.2.5 Modélisation de la couronne (surface occlusale)	58

4.2.6	Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire	59
4.2.7	Conclusion.....	60
4.3	Simulation de l'implant dentaire	60
4.3.1	Introduction du système ABAQUS.....	60
4.3.2	Resultats et analyse	71
4.3.3	Discussion.....	72
CONCLUSION GENERALE.....		75

Introduction

L'histoire de l'implantologie dentaire est longue et fastidieuse. De la Grèce ancienne à l'Egypte des pharaons jusqu'aux temps modernes les dentistes et médecins de bouche, ont tenté de remplacer les dents manquantes. Toutes les matériaux ont été utilisés (ivoire, morceau de bois...) sans beaucoup de résultats, échecs et vicissitudes étaient au rendez-vous. Les chirurgiens-dentistes essayaient de reproduire et de se rapprocher le plus possible de l'anatomie de l'organe dentaire. Ils essayaient pour cela de reproduire un système d'amortissement des forces tel qu'il existe dans la bouche de manière naturelle (soutenues par un système de ligaments, les dents s'enfoncent très légèrement dans l'os des maxillaires lors de la mastication). Les chirurgiens-dentistes ont tenté de créer une sorte de tissu conjonctif entourant l'implant pour limiter ce système. Sans succès, l'implant ainsi que la prothèse dentaire le surmontant, étaient très rapidement rejetés par l'os des mâchoires à la moindre pression. Deux solutions existaient jusqu'à présent pour remplacer les dents manquantes [1].

- les prothèses dites «amovibles»

Il s'agit de prothèses mobiles tenant en général par des crochets sur les dents restantes ou s'appuyant simplement sur les gencives des mâchoires si l'édentation est totale. Il s'agit des «dentiers» classiques, souvent inconfortables avec une mastication le plus souvent inefficace [2].

- les prothèses fixes, communément appelées bridges

Elles sont fixées au moyen de ciment sur les dents bordant l'édentation et remplacent les dents manquantes. Néanmoins les bridges endommagent très souvent les dents supports. En effet, il est très fréquent voire indispensable de dévitaliser les dents piliers et de les recouvrir de couronnes pour pouvoir apporter un support suffisant aux dents manquantes. En cas de difficulté ultérieure, c'est l'ensemble du bridge ou bloc qu'il faudra déposer pour le réparer ou le changer [2].

L'implant dentaire, une solution stable et durable

Les deux solutions évoquées présentent des imperfections importantes. C'est pour toutes ces raisons que les implants dentaires ont été mis en place et remplacent avantageusement les prothèses mobiles (dentiers) et les prothèses fixes (bridges). Les implants dentaires sont des racines artificielles se fixant à l'intérieur de l'os des maxillaires dont le but est de remplacer la ou les racines dentaires naturelles perdues et de servir de support à une future prothèse dentaire. Tous les auteurs s'accordent pour considérer que les dents absentes doivent être remplacées. Toutefois, lorsque des implants remplacent les dents perdues, les dents saines ne sont pas affectées. De plus, les implants dentaires tout comme les dents naturelles, transmettent la fonction de mastication à la mâchoire ce qui la stimule et freine la perte osseuse. Voilà pourquoi les médecins dentistes préconisent maintenant les implants dentaires en tant que norme de remplacement des dents. Les implants constituent une révolution en matière de soins dentaires. Grâce à eux, il est possible de remplacer totalement des dents perdues avec des matériaux étrangers. L'aspect de ces dents artificielles ne diffère en rien de celui des dents naturelles et leur capacité fonctionnelle est entière [3].

Nous structurons notre travail de la manière suivante :

- **Un premier chapitre** est consacré à la présentation d'un historique sur l'implantologie dentaire depuis l'antiquité jusqu'à nos jours.
- **Le chapitre 2** : donne un rappel sur l'os maxillaire et sur les biomatériaux.
- **Le troisième chapitre** fait l'objet d'une vue générale sur la réaction macroscopique de l'os face à l'implant dentaire.
- **Le chapitre quatre** est réservé à la mise en œuvre de la modélisation et la simulation de proprement dites de l'implant dentaire sous environnements Solid Works 2011 dédié à la conception et Abaqus dédié à la simulation.

1.1 Introduction

Remplacer des dents perdues par un artifice prothétique a été une préoccupation humaine depuis l'aube des temps. De nombreuses découvertes archéologiques l'attestent, tout au long de l'histoire des hommes et en tous lieux. Les artifices sont d'origines variées, minérales, animale et humaine [4].

Six périodes distinctes caractérisent l'évolution de l'implantologie [5] :

- La période antique.
- La période médiévale.
- La période fondamentale.
- La période pré-moderne.
- La période moderne.
- La période contemporaine.

1.2 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C)

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

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

-Matériaux utilisés : Dents d'animaux ou dents sculptées dans de l'ivoire.

-Particularités : Les examens radiographiques des crânes exhumés mettent en évidence une bonne intégration osseuse des racines artificielles en ivoire sculpté (culture précolombienne). Dans la culture égyptienne, l'edentement des décédés était traité avant de procéder à la momification.

1.3 Période médiévale (de 1000 à 1800)

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

-Localisation géographique. Europe

-Matériaux utilisés : Dents humaines.

-Particularités : La transplantation est réalisée d'un patient à un autre par des barbiers-chirurgiens. Les dents sont prélevées chez des individus appartenant aux couches sociales défavorisées. Dès le début du XVIII^e siècle, l'existence d'un risque d'infection et de contamination bactérienne est mentionné.

1.4 Période fondamentale (de 1800 à 1910)

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

- Localisation géographique : Amérique du nord
- Matériaux utilisés : Or, porcelaine, bois, métaux (platine, argent, étain).
- Particularités : En 1809, Maggilio pose un implant en or dans un site post-extractionnel. La prothèse est uniquement réalisée après la cicatrisation tissulaire. Les principes de biocompatibilité et de stabilité primaire sont élaborés par Berry en 1888. Ce dernier insiste sur :
 - La nécessité d'une stabilité immédiate de l'implant.
 - l'utilisation de matériaux « Sûrs », évitent toute transmission de maladie.

1.5 Période Pré moderne (de 1910 à 1930)

Payne et Greenfield sont les précurseurs de l'implantologie (au début du XX^e siècle).

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

1.6 Période moderne (de 1930 à 1978)

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

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

1.7 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Branemark)

Le début de cette période se situe vers la fin des années 1970. L'implant endo-osseux (Fixture and modum Branemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des ans. La première conférence de Harvard en 1978 ainsi que les études scientifiques suédoises publiées en 1969 et 1977 marquent le début de cette période (Fig. 1.1) [6].

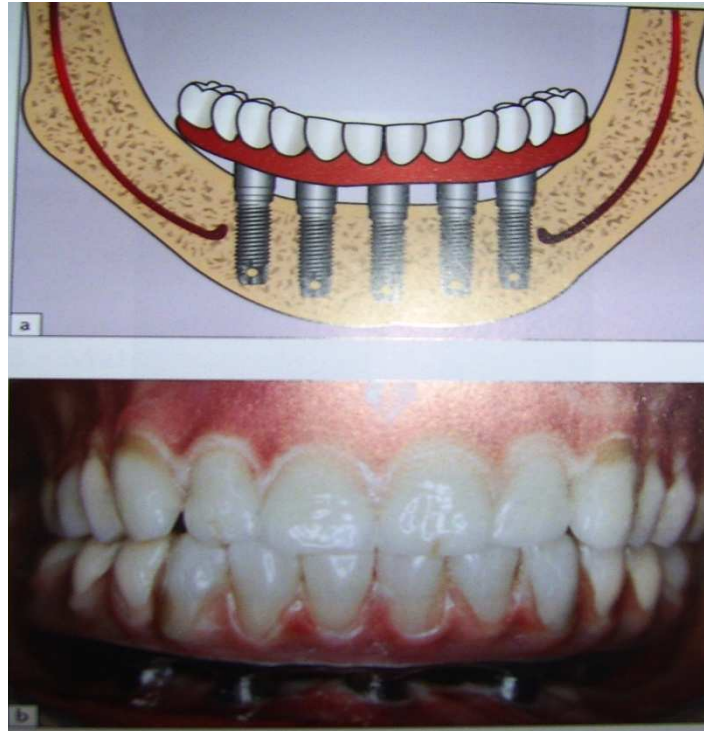


Figure 1. 1 : Implant de Branemark [7].

- Localisation géographique : Amérique du Nord, Europe.
- Matériaux utilisés : Titane, alliages de titane.
- mise au point du concept de l'ostéo-intégration : Les premières recherches sur l'intégration tissulaire des matériaux sont réalisées en suède au début des années 1950 [8]. Des connaissances sont acquises sur différents types de matériaux ainsi que sur le rôle du traumatisme chirurgical dans la cicatrisation tissulaire. Des expérimentations portant sur des tissus divers tels que nerf, muscle, tendon, os, peau et muqueuse sont menées sur différents modèles d'animaux. L'influence sur la cicatrisation tissulaire de facteurs spécifiques comme les hormones, l'âge et la température est également évaluée. La première étude osseuse est menée en 1952 sur le péroné de lapin [9]. La technique consiste à meuler l'os en superficie et à observer au microscope, in situ, la réparation osseuse et la réaction de la moelle.

2.1 Introduction

L'os est un matériau anisotrope et viscoélastique. Il se forme et se résorbe en fonction des contraintes mécaniques qu'il subit (loi de Wolff). Sa résistance varie en fonction de la direction suivant laquelle la charge est appliquée. L'os est plus fragile en tension qu'en compression. L'activité musculaire modifie les contraintes supportées par les os in vivo. La consolidation osseuse est influencée par des facteurs mécaniques. L'os est un matériau composite comportant deux phases, la matrice qui est essentiellement collagène et l'os minéral. Le collagène n'a aucune résistance en compression mais a une grande résistance à la traction. Pour Zioupos et Currey, la diminution des propriétés mécaniques de l'os avec l'âge est due à des modifications du collagène. La partie minérale est plus résistante en compression qu'en traction. L'os tire sa résistance en traction de son composant collagène et sa résistance en compression de son composant minéral. L'arrangement des cristaux d'apatite en petites unités protège l'os de la propagation des cracks. La raideur de l'os augmente avec son degré de minéralisation. Au fil de l'évolution elle s'est adaptée aux contraintes. Destinés à propager les sons, les osselets de l'oreille moyenne sont très minéralisés. La forme et la structure tubulaire de l'os ne sont pas un caprice de la nature. Son architecture en anneau est parfaitement adaptée à la résistance aux contraintes [10].

2.2 Le tissu osseux

2.2.1 Différents types d'os

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

2.2.2 Structure de l'os cortical ou compact

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

2.2.3 Structure de l'os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux est la partie interne poreuse de l'os, situé sous la corticale de tissu compact. Ainsi appelé en raison de sa structure en éponge, faite de travées osseuses, le tissu spongieux est surtout présent au niveau des épiphyses des os longs, telles que les têtes de fémur, sur lesquelles s'exercent les contraintes les plus importantes. Il joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. C'est un os friable, il est constitué d'unités structurales élémentaires figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse). Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5mm et de directions variées (espace entre les travées variant entre 0,5 et 1mm), délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire. L'os spongieux peut être considéré comme un matériau composite. En effet, selon [12] un matériau composé, à l'échelle macroscopique, d'au moins deux éléments non miscibles de nature, de forme, de structure différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène avec des performances globales optimisées est nommé composite. Dans le cas de l'os spongieux les deux éléments constitutifs sont les trabécules et le vide. Les trabécules associent une phase organique constituée principalement de fibres de collagène (35% du poids osseux) et une phase minérale constituée de cristaux de calcium (45% du poids osseux), le reste étant essentiellement de l'eau. Les pores sont interconnectés entre eux et sont remplis de moelle (tissu composé de vaisseaux sanguins, de nerfs et de différents types de cellules dont la fonction principale consiste à produire les cellules sanguines). Ils procurent le comportement visqueux à l'os trabéculaire. D'autre part, la densité et les propriétés mécaniques du tissu spongieux dépendent de sa localisation (fémur, humérus, vertèbres) et peuvent évoluer en fonction des sollicitations appliquées.

2.2.4 Les cellules osseuses

Les ostéoblastes et les ostéoclastes (Figure 2. 1), sont originaires de la moelle osseuse. L'activation de leurs précurseurs, leur différenciation et leur recrutement sont contrôlés par des processus complexes où interviennent des facteurs de croissance, des cytokines, les interactions de cellule à cellule, les interactions entre cellules et matrice extracellulaire mais aussi des hormones systémiques [13].

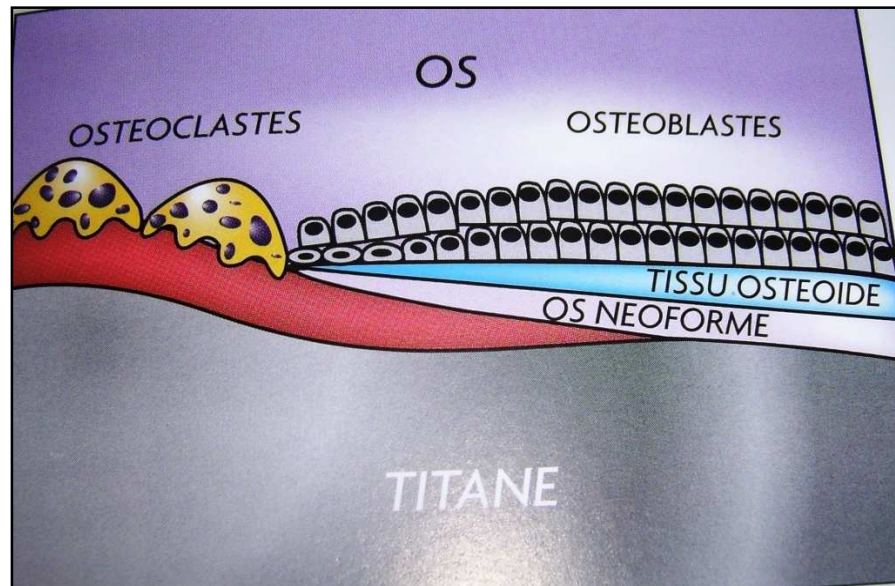


Figure 2 1 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse [14].

2.2.4.1 Les ostéoclastes

Les précurseurs des ostéoclastes sont des cellules souches hématopoïétiques de la lignée monocyte/macrophage avec le CFU-GM (granulocyte and macrophages colonyformingcells) comme premier précurseur identifié. La différenciation des précurseurs en ostéoclastes est initiée puis reste sous le contrôle des cellules préostéoblastiques du stroma médullaire. Les prés ostéoblastes stimulent la différenciation et la prolifération des ostéoclastes par des contacts de cellule à cellule. D'autres facteurs interviennent sur la différenciation des ostéoclastes : des cytokines, des hormones systémiques ou des facteurs de croissance.

Les prés ostéoclastes fusionnent pour donner les ostéoclastes qui parviennent sur le site de la BMU par la circulation. Les ostéoclastes matures sont des cellules géantes multi nucléées de 50 à 100 µm de diamètre, avec de nombreux lysosomes, et qui contiennent de grandes quantités de phosphatase acide tartrate résistante. La morphologie des ostéoclastes se caractérise par une bordure en brosse formée par des extensions "en doigts" de la membrane cytoplasmique. La fonction de la bordure en brosse est la destruction de l'os. Elle est entourée par "la zone claire", zone de la membrane par où l'ostéoclaste se scelle étroitement par des intégrines aux protéines de la matrice osseuse (fibronectine, ostéopontine, collagène I, sialoprotéine). Cet ancrage de la zone claire sur la surface osseuse délimite un microenvironnement nécessaire à la résorption. La partie minérale de l'os est dissoute par des ions H⁺ sécrétés par des pompes H⁺- ATPase situées au niveau de la bordure en brosse. La partie organique de la matrice extracellulaire est dégradée par des phosphatases acides, des métalloprotéinases et des cathepsines. La durée de vie des ostéoclastes est de 15 jours en moyenne, ils meurent ensuite par apoptose [13].

2.2.4.2 Les ostéoblastes

Les précurseurs des ostéoblastes proviennent majoritairement de cellules souches mésenchymateuses du stroma médullaire. Les précurseurs ostéoblastiques du stroma médullaire, ou cellules ostéoprogénitrices, proviennent de la prolifération de clones de cellules pluripotentes qui peuvent se différencier, en adipocytes, en chondrocytes ou en myoblastes, selon l'expression de facteurs de transcription spécifiques. L'ostéogénèse débute par la prolifération des cellules ostéoprogénitrices. Après arrêt de la multiplication cellulaire la différenciation en ostéoblastes est conduite par des processus complexes orchestrés par des interactions entre cellules, entre cellules et matrice, et par des facteurs hormonaux ou locaux. Les préostéoblastes parviennent à la matrice osseuse par migration. Tout au long de leur maturation, les ostéoblastes expriment progressivement les gènes de la cellule fonctionnelle différenciée. La fonction des ostéoblastes est de synthétiser la matrice osseuse et d'en contrôler la minéralisation. La principale molécule synthétisée est le collagène de type I. Cette protéine est d'abord sécrétée sous forme d'un précurseur, le procollagène, qui possède des peptides d'extension N et C-terminaux clivés par protéolyse dans le milieu extracellulaire. Les molécules de collagène de type 1 forment des triples hélices qui liées entre elles par des ponts pyridinolines s'assemblent en fibrilles.

Ces fibrilles s'agencent en faisceaux. De nombreuses autres protéines incluses dans la matrice osseuse sont synthétisées par les ostéoblastes : l'ostéocalcine et l'ostéopontine qui

représentent 50 % des protéines non collagéniques de l'os, des molécules d'adhésion qui interagissent avec les intégrines, des protéoglycanes et des facteurs de croissance. Les ostéoblastes sécrètent d'abord la matrice organique, ou matrice ostéoïde, structurée par les fibres de collagène où les protéines non collagéniques sont intriquées. Les ostéoblastes matures contrôlent ensuite la minéralisation de la matrice par dépôts de cristaux d'hydroxyapatite en régulant les concentrations locales en calcium et en phosphate. Le calcium et les phosphates du milieu extracellulaire sont transférés au site de minéralisation par transport actif ou passif dans l'ostéoblaste. Il est probable aussi que la minéralisation soit gouvernée par les fibres de macromolécules de la matrice osseuse puisque des protéines comme l'ostéopontine, la sialoprotéine osseuse et l'ostéonectine possèdent des sites de liaison au calcium. Les ostéoblastes expriment de grandes quantités de phosphatase alcaline osseuse qui est un facteur important pour la minéralisation. Une déficience génétique en phosphatase alcaline chez la souris induit, en effet, un défaut de minéralisation osseuse. Le volume de l'os est déterminé uniquement par la sécrétion de la matrice ostéoïde et la densité osseuse par la minéralisation [13].

2.2.4.3 Les ostéocytes

Certains ostéoblastes, qui ne meurent pas par apoptose, se transforment en ostéocytes. Ces cellules sont incluses dans la matrice osseuse et reliées entre elles et avec les cellules de la surface osseuse par des extensions de la membrane cytoplasmique. Les ostéocytes sont les cellules les plus abondantes de l'os, espacées régulièrement dans la matrice en formant un réseau de communication. Ce sont des cellules sensibles au stimulus mécanique qui détectent le besoin d'une augmentation ou d'une diminution de la formation osseuse dans le processus d'adaptation fonctionnelle ou en cas de micro fractures [13].

2.3 Les Biomatériaux et leurs Application en Implantologie

2.3.1 Biomatériaux

2.3.1.1 Introduction

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

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

La figure 2. 2 : montre les organes qui peuvent être remplacés par des biomatériaux dans tous les domaines médicaux soit en orthopédie, chirurgie vasculaire, chirurgie dentaire, ou autres [15].

Les champs d'application : Ophtalmologie, Cardiologie, Chirurgie vasculaire

Urologie, Néphrologie, Chirurgie esthétique, Chirurgie générale et divers, Endocrinologie.

Chronothérapie

Odontologie / Chirurgie maxillo-faciale



Figure 2 2 : les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [15].

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.

2.3.1.2 Différents types de biomatériaux

On peut distinguer trois types de biomatériaux en relation avec leur réactivité en milieu biologique.

Les premiers biomatériaux implantés n'étaient pas spécialement adaptés, à l'origine, pour un long séjour en milieu biologique. Ces matériaux étaient au mieux **bio tolérés** et pouvaient avoir à long terme, des effets néfastes sur l'organisme. (Figure 2. 3)

✚ Bio tolérés :

Accompagné de la formation d'une capsule fibreuse (0,1 à 10 μm), isolant le biomatériau

des cellules adjacentes.

Ex : PTFE, PMMA, CoCr

Pas de liaison avec l'os

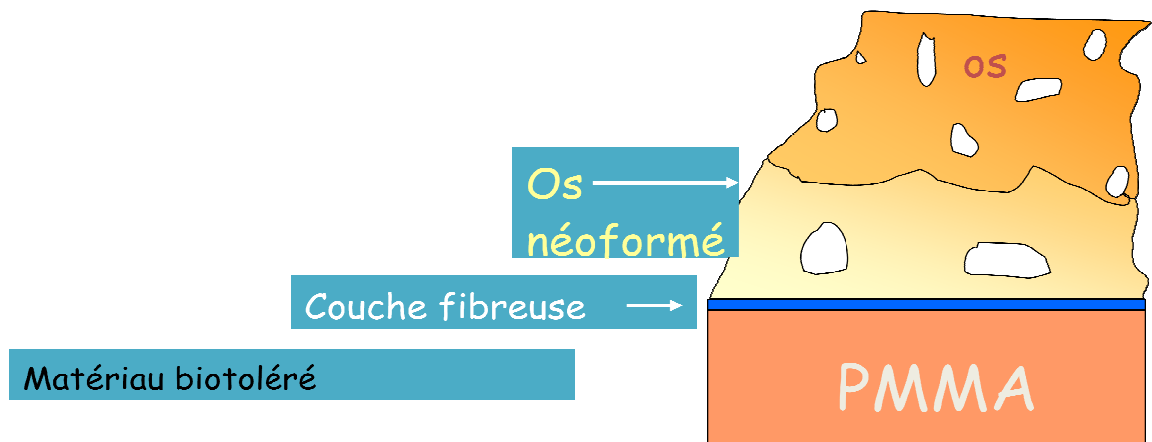


Figure 2 3 : Effet des matériaux bio tolère

Cette première génération des biomatériaux a été rapidement suivie de matériaux

bio inertes caractérisés par leur absence de nocivité même après de très longues durées d'implantation.

✚ Bio inertes :

Ne provoque pas de formation de capsule fibreuse, ne subit pas de dégradation de la part des tissus et permet une intégration sans liaison chimique directe avec le tissu néoformé

Ex : Alumine, Zircone, **Titane** (Figure 2.4)

Biotoléré $\neq$ Bio-inerte

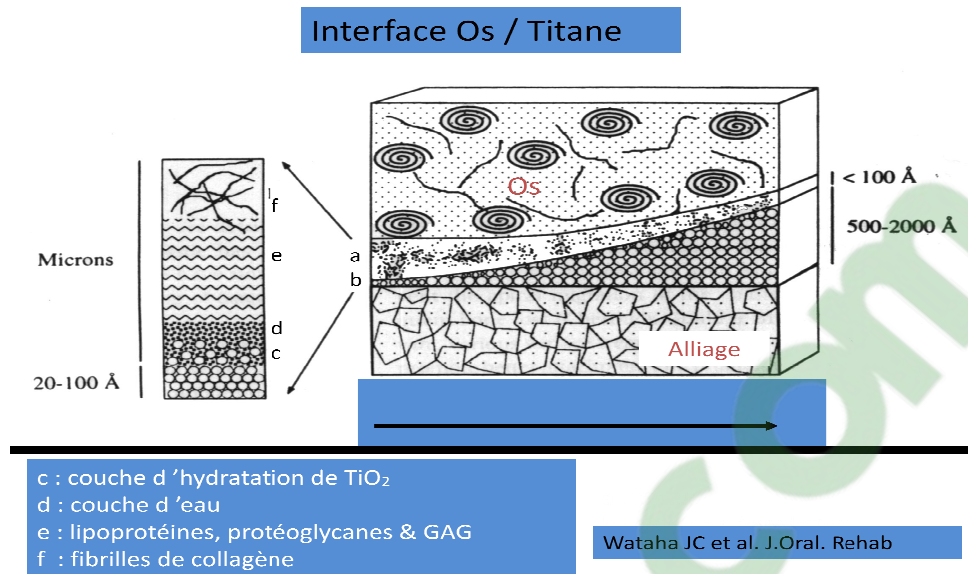


Figure 2 4 : Interface Os/Titane.

Aujourd'hui les biomatériaux doivent être bioactifs. Ils doivent interagir avec l'organisme de façon à accélérer les processus de guérison et à mieux intégrer l'implant au milieu vivant.

Enfin on distingue les biomatériaux **résorbables** et ceux qui ne le sont pas. Les premiers sont destinés à substituer un tissu ou une fonction temporairement défaillante et ils sont progressivement remplacés par les tissus vivants après une période pouvant varier de quelques semaines à quelques mois. Les seconds peuvent jouer un rôle temporaire (fixation de fracture) ou définitif (prothèse de hanche). Ils peuvent éventuellement rester en site jusqu'au décès du patient lorsqu'ils sont bien tolérés ou doivent être extraits dans le cas contraire [16].

➤ Résorbables :

Dégradation *in vivo* accompagnée de la disparition totale de l'organisme des produits de dégradation.

2.3.2 Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale (titane et alliage de titane)

2.3.2.1 Le titane

Le titane est l'un des matériaux les plus abondants sur la terre (4000g/tonne) après l'aluminium, le fer et le magnésium. Le marché du titane et ses alliages s'est développé depuis les années 1950. Il existe aujourd'hui une gamme très étendue de titane « commercialement pur » et d'alliages qui permettent de mettre à profit les différentes structures et les propriétés physiques et chimiques du titane dans des utilisations variées : énergie /chimie (25 000 tonnes) aéronautique civile et militaire (23 000 tonnes) , Sirs (3000 tonnes), bâtiment, lunetterie, médecine et autres applications (2 300 tonnes) deux principales raisons ont fait que l'utilisation du titane s'est développée en dentisterie : l'essor de l'implantologie est l'intérêt actuel pour les matériaux biocompatibles.

Le titane et ses alliages se présentent comme une solution de remplacement aux alliages

Précieux pour la conception de chapes et d'armatures en prothèse fixée. Cependant la coulée du titane et de ses alliages, leur émaillage et leur soudure /brasure nécessitent une technique très adaptée.

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[17] .

2.3.2.2 Alliages à base de titane

On les rencontre sous deux formes du Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et du Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de Vanadium qui est responsable de réactions d'intolérance. Ils sont caractérisés par une bonne résistance à la fatigue et par un module d'élasticité deux fois moins élevé que celui des aciers inoxydables et des alliages de cobalt-chrome :

Le module de Young $E = 110 \text{ GPa}$.

La limite élastique $e = 1050 \text{ MPa}$.

La contrainte à la rupture en traction $r = 1185 \text{ MPa}$.

La résistance à la fatigue $f = 650 \text{ MPa}$ [18],[19],[20].

2.3.2.3 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 [21] et [22].

2.3.2.3.1 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 [23].

2.4 Implantologie

2.4.1 Définition

L'implantologie orale consiste à placer une petite vis métallique dans un logement crée dans l'os maxillaire ou mandibulaire pour porter une prothèse unitaire, plurale ou complète. La figure 2. 5 représente les différents cas de prothèses dentaires (unitaire, plurale, complète).

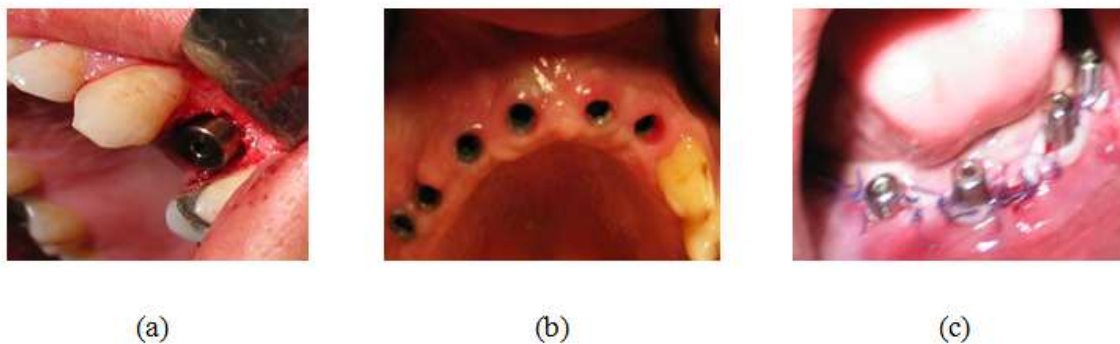


Figure 2 5 : les différents cas de prothèses dentaires (a)unitaire, (b) plurale, (c) complète

Elle doit être capable de supporter toutes les contraintes qui s'exerceront sur elle. Pour cela elle doit être bien ancrée dans l'os. La figure 2.6 représente une vue clinique après la mise en place de différente couronne, (a)unitaire, (b) plusieurs, (c) complète

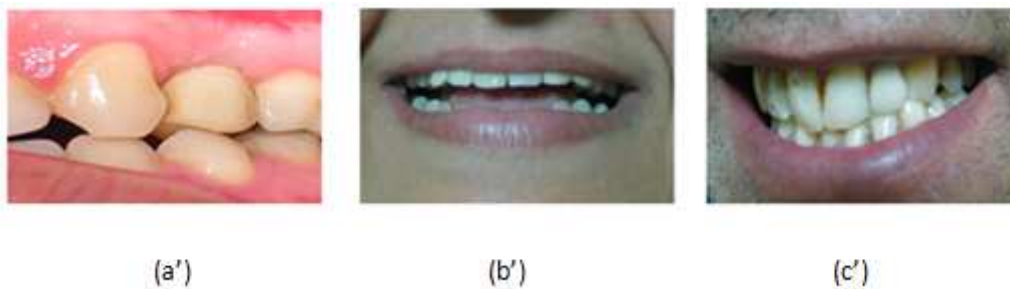


Figure 2 6 : vue clinique après la mise en place de différente couronne, (a')unitaire, (b') plusieurs, (c') complète .

L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire (Figure 2.7), il transmet les forces de mastication au support osseux. Les implants dentaires s'intègrent à l'os maxillaire et reproduisent l'action des racines dentaires, ils remplissent donc le rôle des dents naturelles. En plus d'assurer une stabilité parfaite à la prothèse fixe ou amovible, l'implant stimule à nouveau les cellules osseuses, qui cessent alors de s'atrophier. La mâchoire peut donc maintenir son volume et son intégrité. La musculature et l'articulation retrouvent un

environnement dentaire stable, ce qui favorise un retour à l'équilibre musculaire, articulaire et facial [24].



(a)



(b)

Figure 2 7 : Implant dentaire entre deux racines [25].

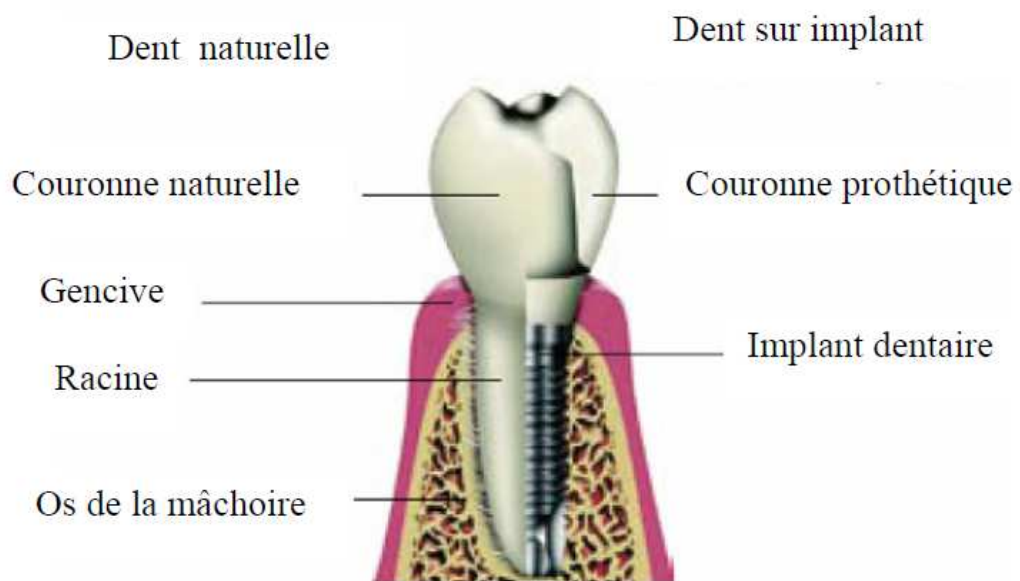


Figure 2 8 : prothèse dentaire en coupe [26].

2.4.2 Types et formes des implants dentaires

On distingue 2 types d'implants dentaires, ceux fixés sur la mâchoire (juxta-osseux) et ceux dans la mâchoire (endo-osseux) sont de loin les plus utilisés. (Figure 2.9) (Figure 2.10) et (Figure 2.11).

2.4.2.1 Les types de des implants dentaires

2.4.2.1.1 Les implants sous muqueuses

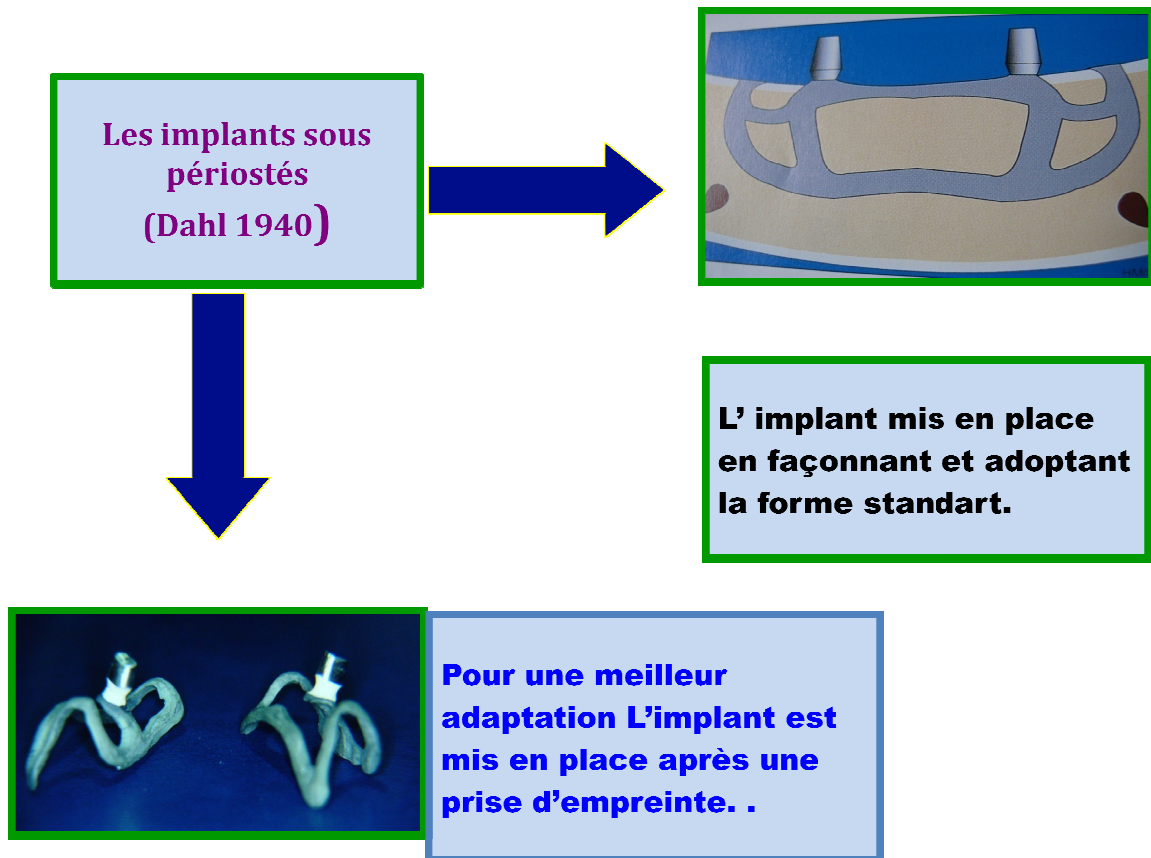


Figure 2 9 : les implants sous muqueuses.

2.4.2.1.2 les implants endo-osseux

- -à insertion latérale :

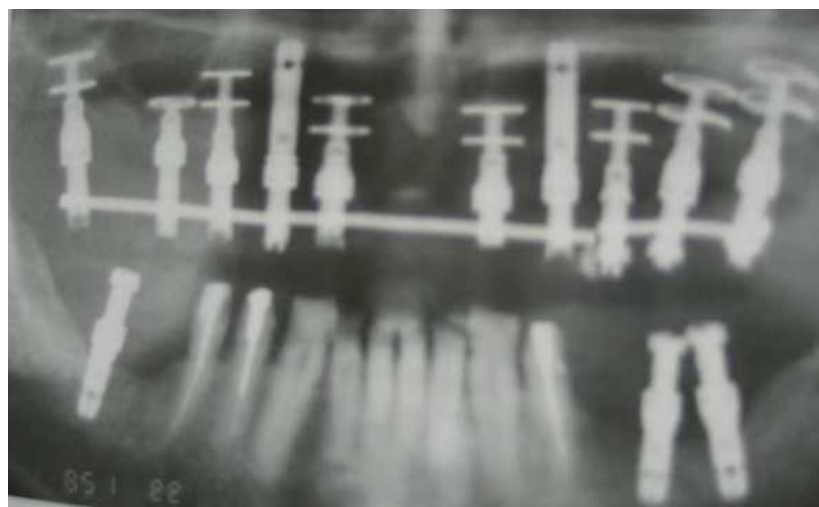
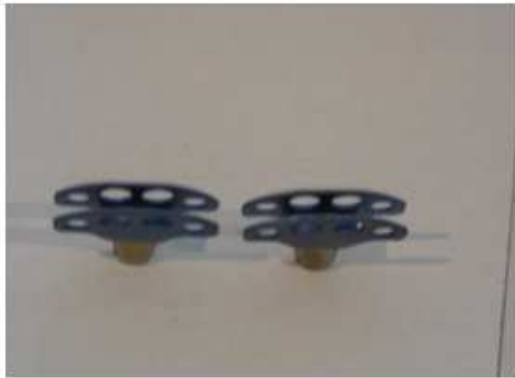
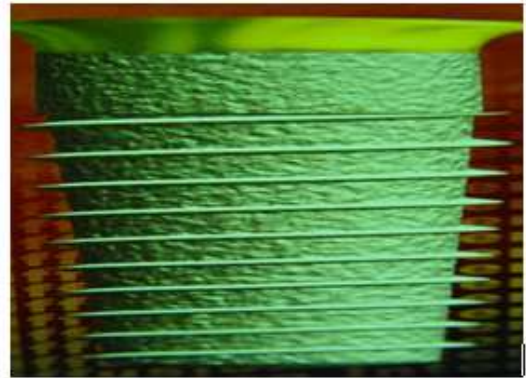


Figure 2 10 : les implants endo-osseux

➤ à insertion verticale :



En lame



en racine

Figure 2 11 : les implants endo-osseux.**2.4.2.2 Les formes des implants dentaires**

Les formes généralement cylindriques peuvent aussi avoir une forme de cône, disque, lame..., certains pouvant correspondre à un besoin spécifique. Leurs diamètres varient généralement entre 3 et 5mm et leur longueur entre 10 et 15mm. Cette variété correspond à la diversité des mâchoires et à celle des cas clinique rencontrés. (Figure 2. 2)

**Figure 2 12** : Images illustrant quelques types d'implants dentaires [25].**2.4.3 Résistance de l'implant dentaire**

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 [26].

2.4.4 Différents cas posant des problèmes pour le placement des implants dentaires

Dans le cas de problèmes de santé particuliers tels que le diabète, après irradiation dans la zone tête et cou, en cas de dialyse rénale, dans le cas de transplantation d'organes,

d'une insuffisance cardiaque..., des examens complémentaires devront déterminer si la pose d'implants constitue une bonne solution.

Dans le cas de décalcification osseuse sévère et dans les cas où l'os de la mâchoire est trop insuffisant, des analyses complémentaires devront déterminer s'il est possible d'ajouter de l'os en prélevant du tissu osseux au niveau d'une autre partie du corps (Il est possible de remédier à une insuffisance de hauteur osseuse en comblant les manques par de l'os autogène (c'est-à-dire : prélevé dans une autre partie du corps) et/ou synthétique. La plupart du temps, il faut tenir compte d'une période d'attente ce qui permettra à l'os de se consolider et de devenir plus résistant, afin de pouvoir ensuite poser les implants dentaires. Cette procédure se déroule le plus souvent sous anesthésie locale.

2.4.4.1 Les facteurs de risque

2.4.4.1.1 Bruxisme

Chez les personnes qui (souvent inconsciemment) grincent des dents ou qui serrent les mâchoires, il est possible de protéger les dents grâce à des techniques de training ou par le port d'une gouttière nocturne amovible. (Figure 2.13)



Figure 2 13 : vus clinique en phase finale présentant un problème de bruxisme.

2.4.4.1.2 Fumeur

Chez les fumeurs, il semble que les implants soient moins bien intégrés que chez les non-fumeurs. (Figure 2.14) (figure 2.15)



Figure 2 14 : Radiographie de contrôle . **Figure 2 15 :** vue après la mise en place d'un implant dans le cas d'un fumeur .

2.4.4.1.3 le choix de patient

Chez les personnes qui ont des attentes esthétiques irréalisables ou dont les exigences sont disproportionnées par rapport aux traitements implantaires [26].

2.4.5 Déroulement du traitement

Le traitement par un ou plusieurs implants dentaires s'effectue en plusieurs étapes, le chirurgien dentiste est à l'écoute de la demande du patient. Il recueille ses antécédents médicaux et dentaires pour vérifier s'il n'y a pas de contre-indications à ce traitement, analyse l'anatomie des mâchoires en particulier le volume osseux disponible. Un examen radiographique est également nécessaire : une radiographie panoramique des mâchoires complétée éventuellement par des clichés plus détaillés permettra de se faire une idée de la quantité d'os disponible. Si ces examens ne suffisent pas, un CT-scan sera demandé au radiologue. Ce type d'examen donne une image claire du volume osseux disponible. Il détermine ainsi la solution la plus appropriée au cas. (Figure 2. 16) (Figure 2. 17)



Figure 2 16 : Dépression vestibulaire.

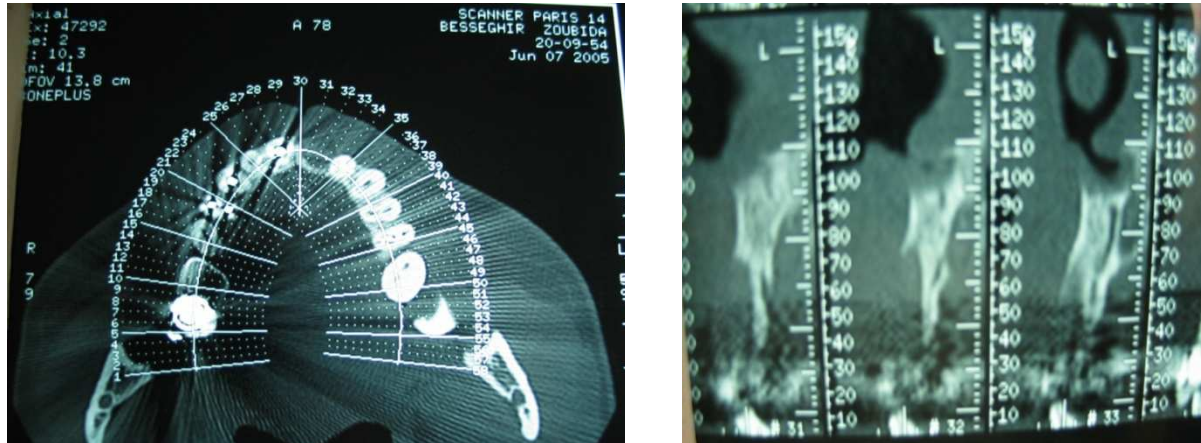


Figure 2 17 : Manque de volume osseux .

2.4.5.1 Pose d'un ou plusieurs implants

Cet acte chirurgical se pratique sous anesthésie locale, idéalement dans un bloc opératoire, et sous une médication comportant classiquement antibiotique, anti-inflammatoire et antalgique. Un seul geste chirurgical est habituellement nécessaire pour poser un ou plusieurs implants dentaires. Plus exceptionnellement une seconde intervention peut être utile pour améliorer l'environnement gingival autour des implants.

2.4.5.2 Temps de consolidation

Cette période correspond un temps biologique nécessaire à la cicatrisation osseuse et gingivale autour des implants. Ce temps de cicatrisation est variable suivant les cas, le type d'os, le type d'implant, la stratégie du praticien, etc....

2.4.5.3 Pose de la prothèse

Son déroulement comprend les mêmes étapes que pour une prothèse sur dents naturelles (empreinte, prise d'occlusion, essayages, pose, réglages et suivi). Il suffit donc de quelques rendez-vous pour finaliser le traitement prothétique sur implant [25].

2.4.6 Remplacement d'une dent unitaire

En cas de perte d'une seule dent, la solution la meilleure est la pose d'un implant sur lequel une couronne est fixée. Elle a l'aspect et les fonctionnalités équivalentes à celles des dents naturelles. Il existe également d'autres solutions de traitements comme le bridge scellé sur dents naturelles ou l'appareil amovible mais ces solutions peuvent provoquer une aggravation de la perte osseuse et dentaire. Avec la couronne sur implants, les dents voisines ne sont pas touchées et l'os sera préservé. (Figure 2.18)



Figure 2 18 : Remplacement d'une seule dent.

2.4.6.1 Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent

Avant l'intervention : Le dentiste fait un examen clinique et réalise une ou plusieurs radiographies. Il propose alors un plan de traitement. Voir figure 2.19 (a)

Mise en place des implants : Le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Les piliers sont vissés sur les implants et la gencive est suturée autour du pilier pendant la phase de cicatrisation. Voir figure 2. 19 (b)

Fixation de la nouvelle prothèse définitive : Les empreintes des mâchoires sont prises pour fabriquer le modèle qui servira à construire les prothèses définitives. Le laboratoire fabrique la couronne, qui sera adaptée à la forme et à la teinte des dents naturelles du patient. Voir figure 2. 19 (c)

Résultat : Cette nouvelle dent est parfaitement adaptée. Elle permet de rétablir le sourire et la fonction. Voir figure 2. 19 (d)

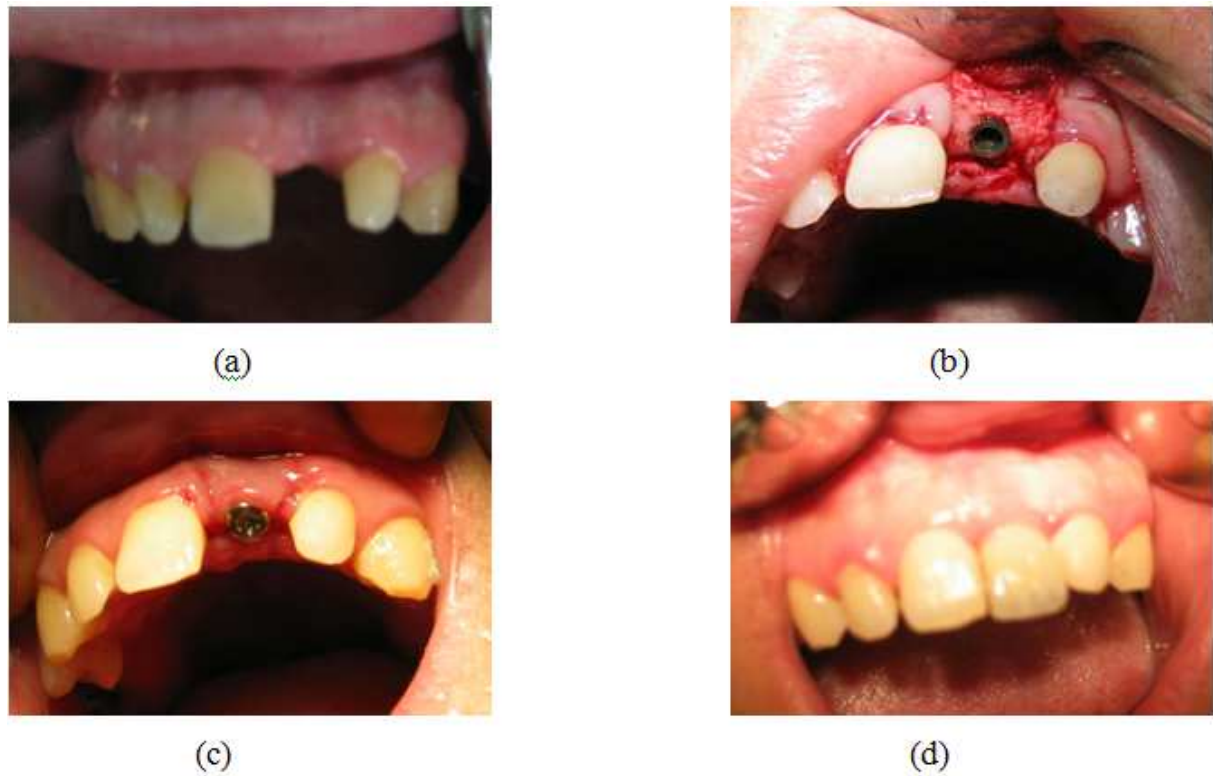


Figure 2 19 : Etapes de traitement de remplacement d'une seule dent.

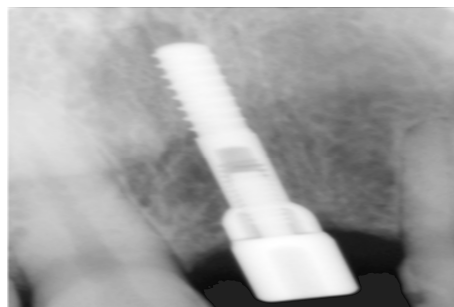


Figure 2 20 : Image radiologique après la pose de l'implant.

2.4.7 Remplacement de plusieurs dents

Lorsque plusieurs dents sont à remplacer, il n'est pas nécessaire de placer un implant pour chaque dent à remplacer. Dans ce type de cas, deux options sont possibles : soit ces dents peuvent être remplacées par un dentier (appareil amovible partiel) ou par un bridge sur implants (prothèse fixe). Aujourd'hui il s'agit de la seule solution fixe envisageable car le dentier n'offre pas la même stabilité et fonctionnalité que le bridge sur implants.

2.4.7.1 Les étapes de traitement de remplacement de plusieurs dents

Avant l'intervention : Trois dents sont manquantes en fond de bouche. Dans ce cas le dentiste propose de placer un bridge sur implants. Voir figure 2. 21 (a)

Mise en place des implants : Le chirurgien pose les implants dans l'os de la mâchoire. Un bridge provisoire est proposé pendant la période de cicatrisation de l'os. Voir figure 2. 21 (b)

Fixation du bridge définitif : Le bridge définitif sera placé une fois que les implants seront bien intégrés à l'os de la mâchoire. Généralement, cela s'effectue 2 à 5 mois après la pose des implants. Voir figure 2. 21 (c)

Résultat : On aura un résultat esthétique parfait grâce à ce bridge sur implants et on retrouvera les fonctions des dents naturelles. Voir figure 2. 21 (d)

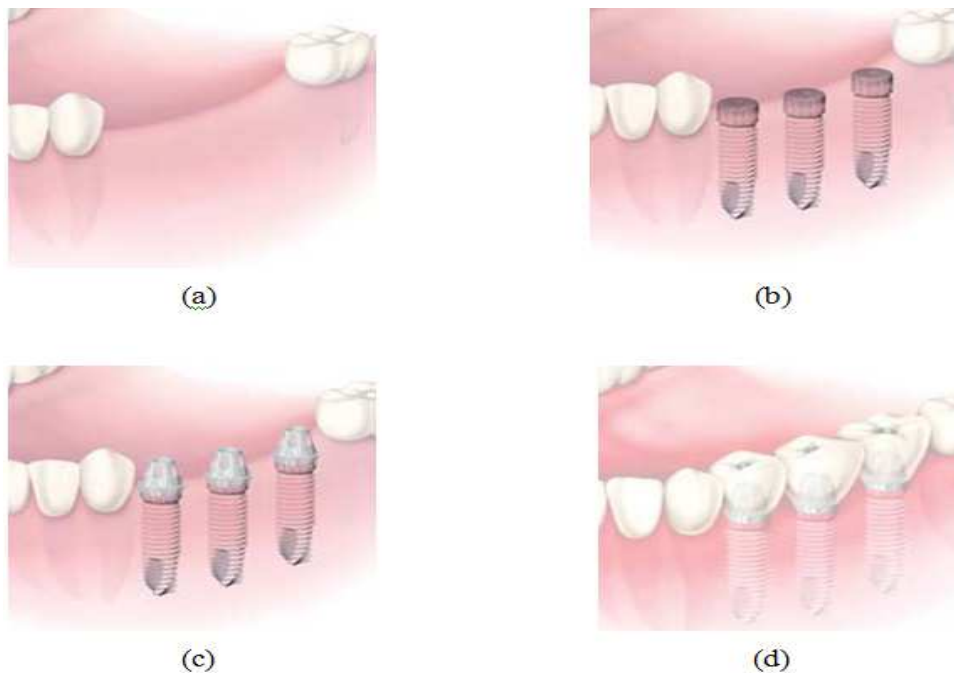
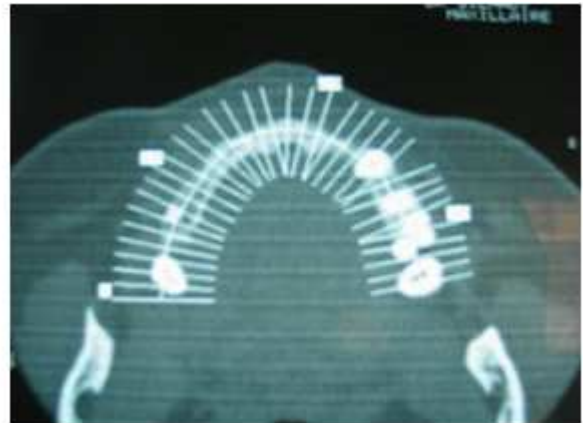


Figure 2 21 : Les étapes de traitements de remplacement de plusieurs dents [26].

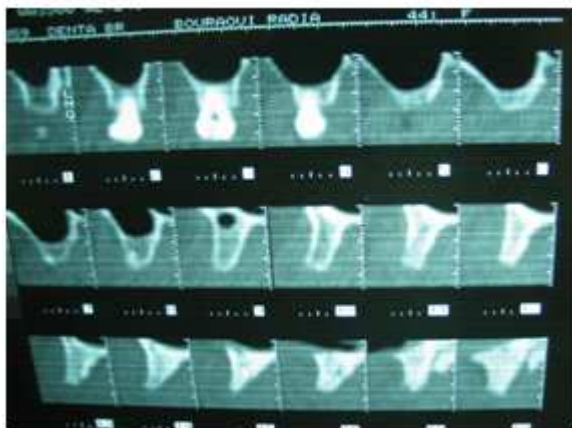
✓ cas clinique (Remplacement de plusieurs dents) :



(a)



(b)



(c)



(d)



(e)



(f)

Figure 2 22 : Remplacement de plusieurs dents

- (a) : Image avant la pose
- (b) : Image scanner (pour déterminer la quantité osseuse)

- (c) : Image scanner (pour déterminer la qualité osseuse)
- (d) : mise en place des implants dentaires
- (e) : Image après la cicatrisation osseuse.
- (f): Vue clinique de la prothèse finale

2.4.7.2 Avantages du bridge sur implant

Aspect, sensation et performance d'une dent naturelle.

Pas de délabrement des dents voisines

Remplace la dent manquante en maintenant l'os existant

Le bridge est fixé solidement aux implants (collé ou vissé).

2.4.8 Remplacement complet du maxillaire inférieur ou supérieur

2.4.8.1 . Avantages de la prothèse complète sur implant

- Maintient l'intégralité du volume de la face et limite la résorption de l'os
- Augmente le confort et la stabilité
- Redonne l'efficacité d'une mastication naturelle
- Une meilleure mastication améliore la digestion et la santé
- Améliore l'esthétique pour un meilleur soutien des lèvres.
- Permet une mastication sûre et une élocution plus claire.

2.4.8.2 Différents traitements

2.4.8.2.1 Option avec un traitement traditionnel

- 1) **Appareil amovible complet** : Prothèse complète amovible sans attachement pour améliorer la stabilité. Voir figure 2. 23(a).



Figure 2 23: Appareil amovible complet.

2) Option avec les implants dentaires

Si la totalité de la mâchoire inférieure/supérieure est édentée, un bridge sur implants représente la solution idéale pour ce type de cas. A la différence des prothèses amovibles (type de traitement proposé traditionnellement) qui présentent de nombreux problèmes (mauvaise adaptation, irritation des gencives et douleurs), le bridge sur implants est une solution fixe qui permet de remplacer toutes les dents d'une mâchoire en évitant des désagréments. Voir figure 2. 24



Figure 2 24 : les implants dentaires .

A. Appareil sur barre : La prothèse sur implants est une prothèse fixe et stabilisée grâce aux implants. Voir figure 2. 25.

A.1. Les étapes de traitement de l'appareil sur barre

A.1.1. Avant l'intervention : Dans ce cas, le patient est totalement édenté. Le dentiste propose la solution, type appareil sur barre de stabilisation. Voir figure 2. . 25 (a1).

A.1.2 Mise en place des implants : Quatre implants dentaires vont être posés pour remplacer les racines des quatre dents manquantes sur lesquelles on construira une barre (pour la stabilisation sur attachement boule, deux implants seulement sont nécessaires). Voir figure 2. . 25 (b1)

A.1.3 Pose de la barre de stabilisation : La barre de stabilisation est fixée aux implants. Voir figure 2. . 25 (c1).

A.1.4 Résultat : L'appareil complet est clipsé à cette barre. Il s'agit d'une méthode permettant de stabiliser l'appareil complet. Voir figure 2. . 25 (d1).

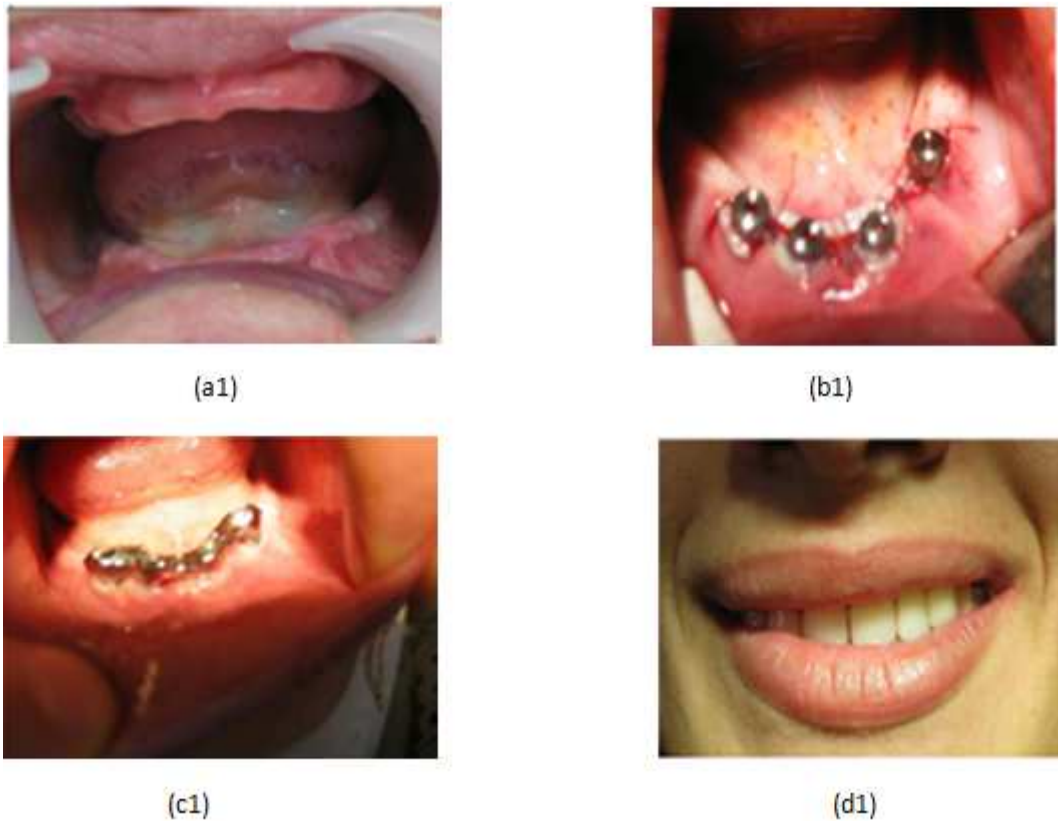


Figure 2 25 : Etapes de traitements de la prothèse complète.

B. Appareil complet sur attachements boules : La prothèse sur implants est un appareil amovible mais stabilisé grâce aux implants. Voir figure 2. 26.

- (a) : Image avant la pose
- (b): Image radiologique
- (c): mise en place des implants dentaires
- (d) : Vue clinique de la prothèse finale

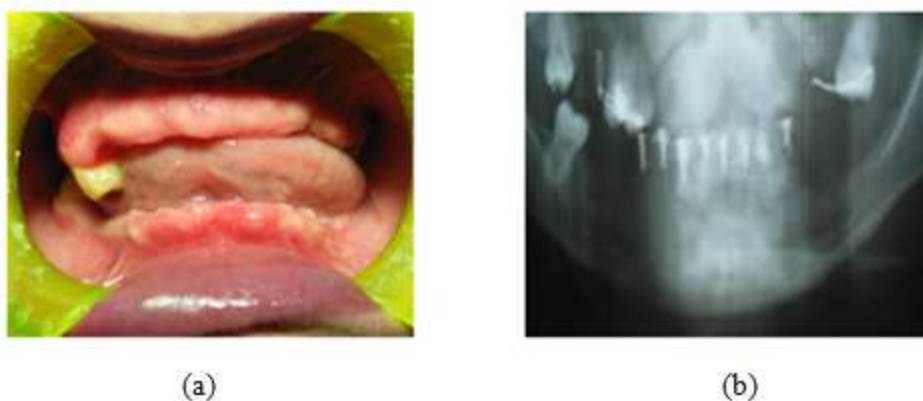




Figure 2 26 : les étapes de traitements de la prothèse complète .

2.4.9 Avantages des implants dentaires

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. (Figure 2. 27)



Figure 2 27: technique chirurgicale avant la pose d'implant.

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.

Solution fiable : On dispose en implantologie de plus de 30 ans de recul clinique et des milliers de patients sont traités chaque année dans le monde. Les contre-indications sont limitées et les cas de rejet sont très réduits (moins de 5%). [25].

2.4.10 Conclusion

Les biomatériaux doivent obéir à des règles très strictes, notamment de biocompatibilité et de bio-compétence, pour pouvoir être utilisés en pratique médicale. Les matériaux les plus utilisés sont le titane.

L'implantation d'une dent s'effectue en plusieurs étapes à partir de l'analyse de l'anatomie des mâchoires jusqu'à la pose de la prothèse.

3.1 Définition

En 1985, Branemark définissait l'Ostéointégration comme une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié à la surface d'un implant supportant une charge prothétique.

En 1990, Zarb et Albrektsson ont proposé une nouvelle description de l'Ostéointégration : c'est un processus par lequel une fixation rigide et asymptomatique d'un matériau alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle.

3.2 Développement du concept de l'Ostéointégration

Les premières recherches sur l'intégration tissulaire des matériaux ont été réalisées en suède au début des années 50. Des connaissances précises ont ainsi été acquises sur les différents types de matériaux, leurs états de surface et 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.

La première étude a été menée en 1952 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. Différents « traumatismes » furent ainsi appliqués à ces tissus dans le but de déterminer les facteurs influençant une régénération tissulaire complète. Les facteurs identifiés comme altérant la réparation sont : l'ischémie relative, l'élévation de la température locale et l'usage de produits à application topique.

Un premier protocole clinique a été développé chez l'animal pour la restauration d'un endentement par des prothèses fixées. Des chiens, partiellement édentés, ont été appareillés avec des reconstructions prothétiques implant portées. Un premier patient a été traité selon les principes de l'Ostéointégration en 1965 [27].

Actuellement, l'Ostéointégration se définit donc comme « une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge ». Branemark et al sont ainsi reconnus pour avoir développé les principes biologiques de l'implantologie contemporaine l'Ostéointégration.

L'Ostéointégration principe incontournable pour le succès en implantologie, c'est la plus grande découverte en médecine dentaire, et le plus grand événement créé par Branemark.

3.2.1 Qualité d'Ostéo - intégration

Elle dite de bonne qualité quand la Surface occupée est supérieur à 70% .La figure 3. 1montre le cas d'une bonne ostéo intégration et la figure 3. 2 montre la surface d'implant occupée.

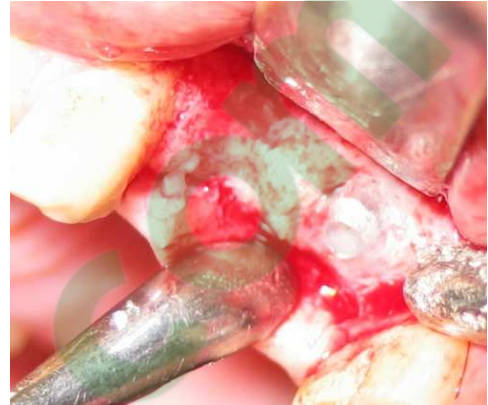
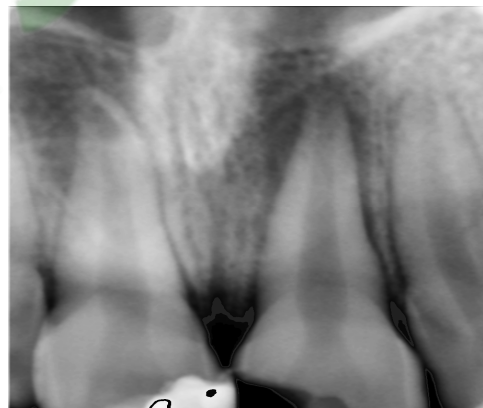


Figure 3-1 : cas d'une bonne Ostéointégration. **Figure 3-2 :** la Surface d'implant occupée.



A : pas liseré radiologique



B : la dent naturelle (lysé)

Figure 3-3 : Comparaissant radiologique entre dent naturelle et implant.

3.3 Facteurs déterminant l'Ostéointégration

3.3.1 Facteurs généraux

Les contre-indications sont liées à des affections pour lesquelles l'acte chirurgical est à risque ou interfère avec cicatrisation tissulaire. Il faut tout particulièrement tenir compte des altérations du métabolisme osseux.

Les facteurs généraux qui peuvent interférer avec la cicatrisation osseuse et présenter un risque potentiel pour l'Ostéointégration sont les suivantes.

3.3.1.1 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 thérapie implantaire chez l'adolescent.

3.3.1.2 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.

3.3.1.3 Affections cardio-vasculaire

Les pathologies évoquées sont : les cardiomyopathies, les péricardites,
Les affections coronariennes, l'hypertension et les arythmies cardiaques..

3.3.1.4 Affections du métabolisme osseux

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

3.3.1.5 Affection endocriniens

Diabète, syndrome de Cushing, hyperparathyroïdisme.

3.3.2 Facteurs locaux responsable l'Ostéointégration

Il existe plusieurs facteurs pouvant entraîner la perte de l'Ostéointégration. Ils sont répartis en deux groupes :

- les facteurs liés à la qualité de l'implant : matériau utilisé, forme de l'implant, état de surface
- les facteurs liés à la technique chirurgicale ainsi que les conditions de mise en charge et les particularités du site receveur (état initial, préparation du site).

3.3.2.1 Matériau et sa biocompatibilité

La biocompatibilité du système implantaire dépend du biomatériau et des caractéristiques de surface : la composition superficielle et l'état de surface.

A. Etat de surface

Les propriétés extérieures de l'implant (rugosité et couche de surface) peuvent influencer significativement le succès de l'Ostéointégration [27].

B. Forme de l'implant

Le processus d'Ostéointégration nécessite un contact étroit entre l'implant et le tissu osseux. Les faces inclinées du filetage d'un implant vissé augmentent la surface de contact de l'implant.

Les formes d'implants pour répondre à des situations cliniques diverses, mais aussi aux différents types d'os :

- cylindrique
- conique
- cylindro-conique
- auto-perforant

C. Conception de l'implant

Deux approches pour la conception d'un implant :

-Une approche biologique :

Où seul le comportement tissulaire périphérique osseux et muqueux est privilégié.

-Une approche biomécanique :

Où les efforts sur l'implant et la manière dont ils sont répartis dans l'os environnant sont pris en compte.

L'implant doit être conçu pour générer une stimulation mécanique favorable dans l'os environnant.

Depuis l'événement créé par le Prof Branemark la conception des implants a été revue par les fabricants.

3.3.2.2 La technique chirurgicale

Elle sera prudente et attentive à dégager le moins d'échauffement osseux possible (forêts neuves et bien affûtées, vitesse modérée, irrigation constante de sérum physiologique).

Après incision et mise à nu de l'os, le chirurgien va réaliser la préparation du logement de l'implant en utilisant successivement des forêts de diamètre croissant.

L'implant est laissé enfoui pendant 4 mois à la mandibule et 6 mois au maxillaire.

Clicours.com

Lors du second temps chirurgical, il faut vérifier la bonne Ostéointégration de l'implant et réaliser la mise en fonction de ce dernier, à ce stade, l'implant ne doit pas être mobile et ne présente ni douleurs ni infections.

Le praticien dégage l'implant sous anesthésie locale et met en place une vis de cicatrisation autour de laquelle la gencive va prendre sa forme définitive. Un mois plus tard, la réalisation de la prothèse peut commencer.

La pose d'un matériau inerte dans un système biologique pour réaliser un implant dentaire avec un taux de succès clinique élevé, il est nécessaire d'observer les points suivants :

- Etre suffisamment compétent en chirurgie.
- Posséder les connaissances scientifiques spécifiques.
- posséder un équipement approprié, choisir un système implantaire adapté.
- Se munir d'une instrumentation dans des conditions d'asepsie.
- Se faire assister par un personnel ayant reçu une formation chirurgicale spéciale.
- Sélectionner des examens radiographiques approfondis, planifier l'intervention, le type et le nombre d'implants [28].

3.3.3 Quantité osseuse

A la suite de la perte dentaire, on assiste à la résorption osseuse qui dans certains cas est très sévère .si la perte des dents est due à une pathologie parodontale, l'alvéole est habituellement beaucoup plus importante, et l'os au niveau des massifs antérieurs est le tissu qui se conserve le plus longtemps.

L'évaluation de la quantité osseuse est une étape très importante du diagnostic ; elle sera réalisée à l'aide de toutes les techniques radiographiques disponibles. Le volume osseux (hauteur-épaisseur) dictera la dimension (longueur-diamètre) des implants à placer. .

Lorsque la hauteur de la quantité osseuse est inférieure à 10mm, il est impossible d'insérer un implant à moins d'avoir recours à des techniques chirurgicales comme les greffes osseuses ou la régénération osseuse guidée.

Dans le cas où le volume osseux est déficitaire inférieur à 5mm, il est également impossible de placer un implant sans recours technique à des chirurgicales d'augmentations du volume de la crête.

3.3.3.1 Quantité osseuse disponible d'après la classification de Lekholm et Zerb

- Classe A : persistance de la majorité de la crête alvéolaire.(a)
- Classe B : résorption modérée de la crête alvéolaire. (b)
- Classe C : résorption sévère de la crête alvéolaire (c)

- Classe D : résorption avancée de l'os basale. (d)

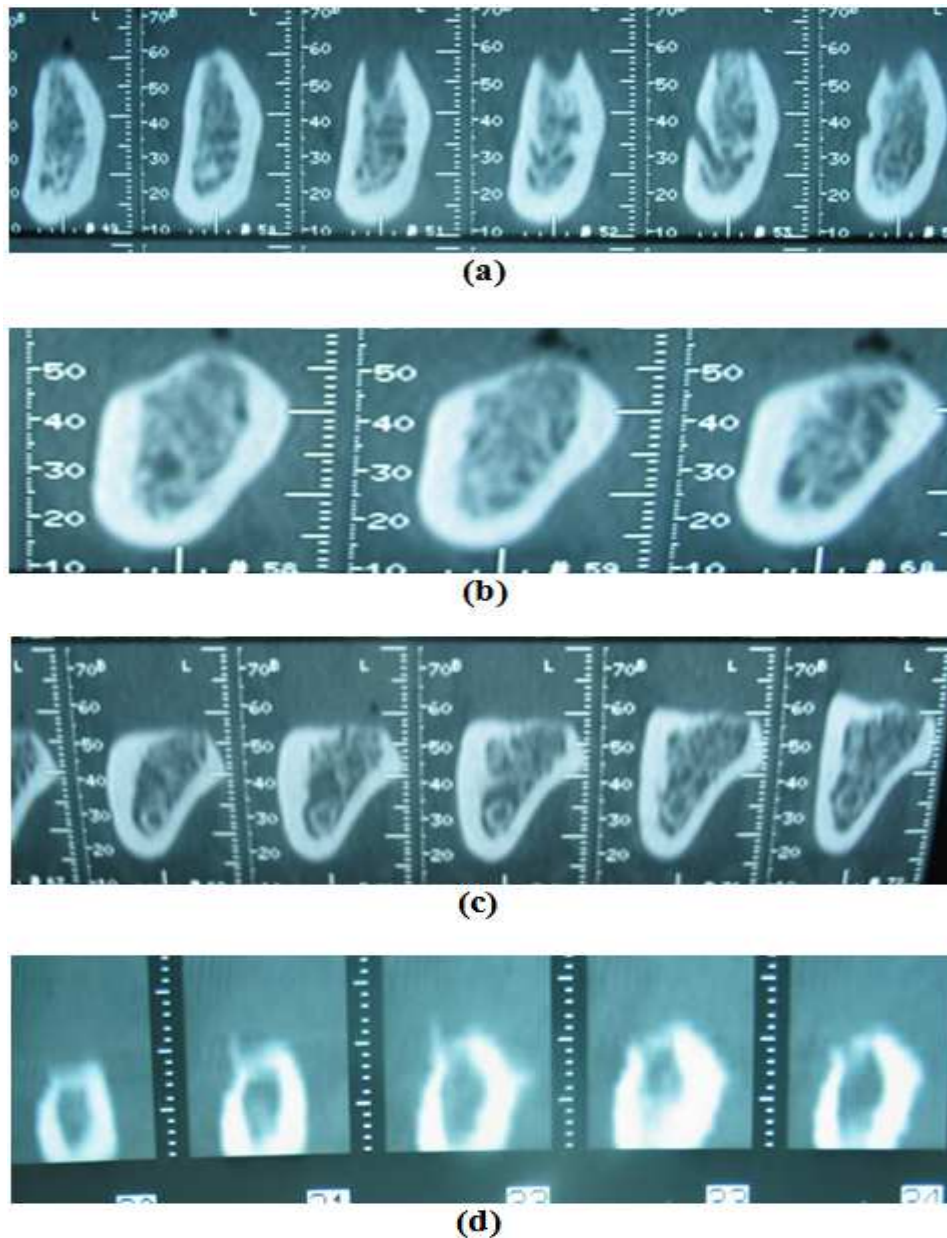


Figure 3-4 : Quantité osseuse disponible d'après la classification de Lekholm et Zerb.

3.3.4 Qualité osseuse

Il faudrait aussi estimer la qualité de l'os au niveau de site implantaire. Il n'existe pas une technique instrumentale pour déterminer avec une absolue précision la densité osseuse (radiographie, densitomètre).

On distingue quatre(4) classe de qualité osseuse [32] .

- **Classe I :** os très corticalisé (a)
- **Classe II :-** os très corticalisé avec un noyau d'os spongieux dense. (b)
- **Classe III :-** fine couche d'os corticale qui entoure un noyau d'os spongieux dense(c)

- **Classe IV :** -très fine couche d'os corticale qui entoure un os spongieux de faible densité. (d)

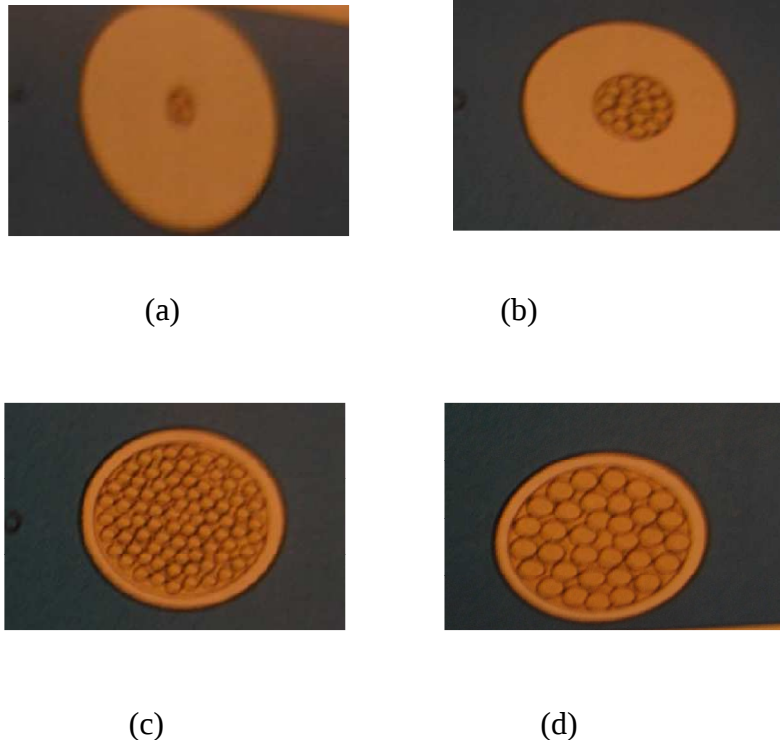


Figure 3-5 : les quatres classes de qualité osseuse .

3.3.5 Perte osseuse

La perte osseuse liée a la situation de la connexion pilier-implant si la connexion implant_pilier se situe au même niveau que la crête osseuse, la résorption de l'os entourant le col de l'implant est importante, que les piliers soient droits ou platform_switched. Ils montrent également que le concept platform-switching n'est bénéfique que si la connexion est sous crête, plus l'interface implant-pilier est éloignée de l'os, plus la distance entre l'infiltration microbienne dans le hiatus de cette connexion et l'os cristal augmente, réduisant ainsi la résorption osseuse. La connexion platform_switched est obtenue par la mise en place d'un pilier de 4mm de diamètre sur un implant plus large (5mm de diamètre) sans aucune utilisation des systèmes de connexion implant-pilier platform_switched de marques déposée actuellement commercialisés .Outre le déplacement de la jonction implant-pilier vers le grand axe de l'implant ,d'autre paramètres spécifique (importance de la diminution de la taille pilier , connexion externe ou inter , angulation et état de surface de la partie non recouverte de la plateforme de l'implant) peuvent avoir répercussions sur la résorption [29].

3.3.6 Le processus de l'Ostéointégration

La cicatrisation osseuse péri-implantaires peut être subdivisée en trois phases :

- ❖ **Phase 1** : formation d'un hématome dans une cavité étanche située entre l'os et l'implant, Il existe une couche d'os lésée par le traumatisme du forage,
- ❖ **Phase 2** : formation d'une cal osseuse remplaçant l'hématome, Guérison de la couche d'os lésée.
- ❖ **Phase 3** : remodelage osseux en fonction des charges appliquées.

3.4 Délai de cicatrisation

3.4.1 Définition

La cicatrisation est un phénomène naturel de reconstruction d'une zone lésée. Il peut s'agir de la régénération d'un tissu ou d'un organe, souvent la peau, ou de la consolidation d'un élément séparé en deux tels que dans le cas d'une fracture osseuse. La cicatrisation cutanée fait intervenir différentes phases qui entraînent la disparition d'une lésion et le remplacement des cellules atteintes par des cellules saines. En cas de fracture, l'os immobilisé se consolide pour former un os identique à l'origine. La durée de cicatrisation dépend de la nature et de la gravité de la lésion [30].

3.4.2 Délai de cicatrisation

Par délai de cicatrisation d'un implant, nous entendons la période cicatrisation et où le tissu osseux péri-implantaires s'adapte parfaitement à la surface de l'implant, En s'intégrant à ce dernier (Ostéointégration) :

- Congruence du puits dans d'os ;
- Immobilité de l'implant pendant la cicatrisation ;
- Qualité de l'os disponible

Le délai d'Ostéointégration, même avec des surfaces implantaires de nouvelle génération, n'est inférieure à 6 semaines.

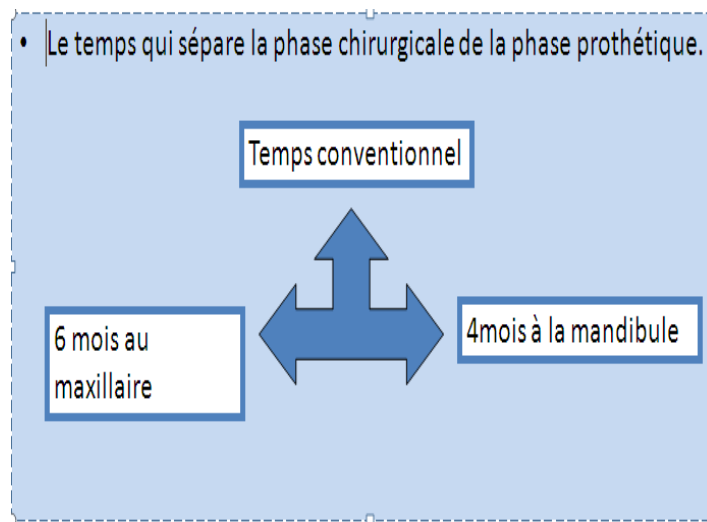


Figure 3-6 : schéma de délai de cicatrisation .

3.4.3 Stabilité primaire de l'implant

La stabilité primaire ou fixation mécanique évite les micromouvements à l'interface os/implant et conduit à l'Ostéointégration.

L'analyse de la fréquence permet déterminer cliniquement la capacité de mettre en charge l'implant.

ISQ est le quotient de stabilité de implant .Il doit être de 40 ± 5 .cette valeur correspond à une équilibration de l'Ostéointégration.

Les implants présentant un **ISQ** faible au moment de leur pose voient la valeur de l'**ISQ** augmenter avec le temps.

Seuls les implants présentant une haute stabilité primaire peuvent être posés les implants le même jour que la chirurgie implantaires [28].

La rugosité de la surface :

Elle perte une Ostéointégration plus rapide, mais elle est plus sujette à la colonisation bactérienne. Ces implants a la surface rugueuse sont utilisés pour la mise en charge immédiate.

L'implant ti Unite a une meilleure stabilité primaire et permet une plus grande apposition osseuse.

Les facteurs responsables de la stabilité primaire :

- La densité osseuse (70% de la stabilité).
- Le désignation de l'implant : Forme + spires, Etat de surface, Longueur, Diamètre
- La technique chirurgicale :
 - La technique de forage doit être séquentielle et sous irrigation continue.

- La vitesse de rotation diminue parallèlement à l'augmentation du diamètre des forets.
- Tout ça pour éviter l'échauffement de l'os+stabilité primaire.

T ° > 47° pendant 1mn donne une nécrose de l'os)



Figure 3-7: technique chirurgicale.

3.4.4 La stabilité secondaire

Le résultat de la réponse biologique, comprend le contact os/implant et la densité osseuse péri_implantaire [31].

3.5 Caractères microscopiques de l'Ostéointégration

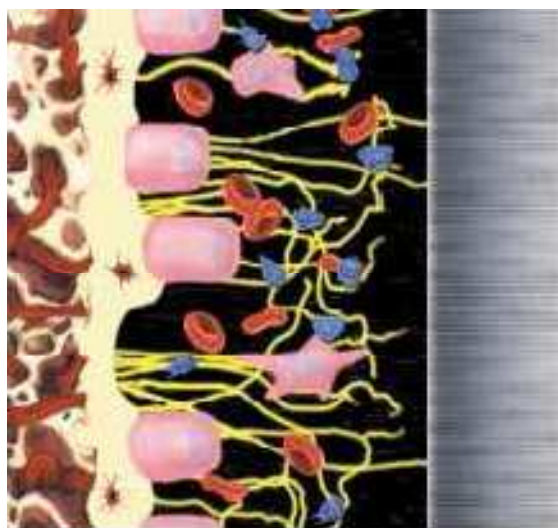
Albrektsson et Branemark (1990) [34] ont étudié au microscope électronique à balayage l'interface os-implant sur des implants en titane supposés ostéointégrés. Ils ont mis en évidence sur des coupes histologiques le contact os-implant sans interposition de tissu fibreux avec une adaptation parfaite de l'os au filetage de l'implant.

Ainsi ils ont constaté après une Ostéointégration de plus de cinq ans :

- un os haversien organisé en lamelles parallèles au contact intime du titane
- des lacunes d'ostéocytes immédiatement au contact de la surface du titane

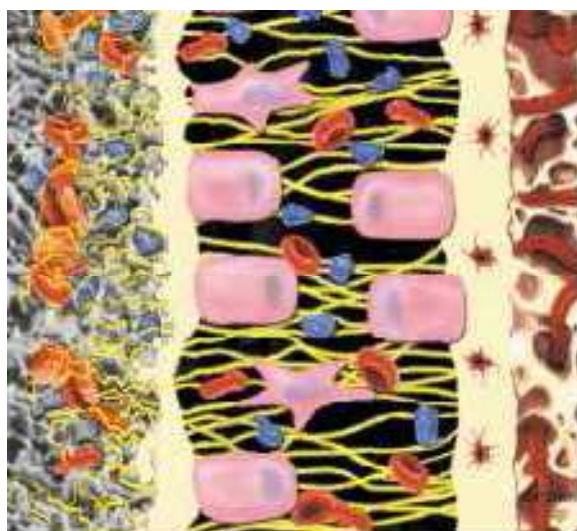
Ainsi que de petits vaisseaux sanguins d'apparence normale (figure 3.8)

- la présence de filaments de collagène adhérents à la surface d'oxyde de titane perpendiculaires à l'interface, seulement séparés de la surface d'oxyde de titane par une couche de glycoprotéine d'une épaisseur de 200 à 400 Å d'épaisseur
- l'impossibilité de séparer le métal de l'os compact l'entourant sans provoquer des fractures au niveau du tissu osseux (figure 3.9, figure 3.10)
- une absence de cellules géantes.



Os existant os cicatriciel implant

Figure 3-8 : Contact étroit entre l'os et l'implant : les constituants osseux migrent, graduellement vers la surface de l'implant [31].



Implant os cicatriciel os existant

Figure 3-9 : Formation osseuse en contact direct avec la surface de l'implant [31].

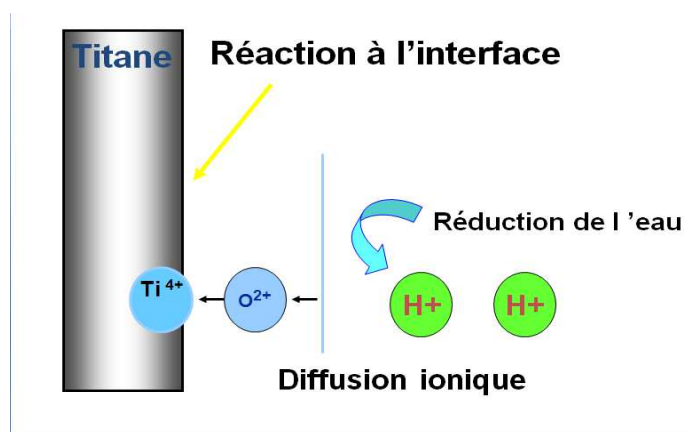


Figure 3-10 : Les Propriétés électrochimiques de titane.

3.6 Critères de succès

Il existe plusieurs critères permettant d'apprécier le succès de la thérapeutique implantaire. Il s'agit de l'immobilité de l'implant, de la perte osseuse annuelle maximale, de l'absence de symptomatologie, des réactions tissulaires et du recul clinique.

3.6.1 L'immobilité de l'implant

C'est la conséquence directe du concept de l'Ostéointégration qui s'appuie sur un contact intime entre l'os et l'implant, permettant ainsi le blocage et l'immobilité de ce dernier. Donc on exclut toute mobilité de l'implant puisque cette dernière reflète la présence d'une capsule de tissu fibreux autour de l'implant [32].

Une fracture ne se consolide que s'il existe une immobilisation. De même, il faut une absence de micromouvements de l'implant dans la plaie osseuse.

Zarb et Albrektsson (1993) [32] conseillent l'utilisation de tests classiques de mobilité dentaire que les praticiens sont habitués à réaliser. La percussion de l'implant, à l'aide du manche métallique d'un instrument donne un son clair, ceci indiquant un signe d'Ostéointégration correcte. La perception d'un son mat traduit un défaut d'Ostéointégration. Ce test, simple à réaliser, ne constitue pas une technique objective d'évaluation. D'autres moyens existent pour tester la stabilité de l'implant, tel que le Periotest qui permet d'évaluer de façon objective la mobilité de l'implant et de s'informer indirectement sur l'état du contact os-implant [34].

3.6.2 La perte osseuse annuelle maximale

L'analyse radiographique (figure 3.11) est un critère important pour évaluer le succès (figure 3.12) ou l'échec (figure 3.13). Les examens radiographiques sont indispensables lors des contrôles périodiques des implants, afin d'évaluer la réaction des tissus osseux sous-jacents.

Évaluée sur radiographies rétro-alvéolaires superposables, la perte osseuse annuelle cervicale péri-implantaire mesurée en cas de succès est de 0,1mm en moyenne, donc une perte de 0,2mm est acceptable. Cette valeur est bien inférieure à celle observée dans le développement d'une parodontite de l'adulte [33].

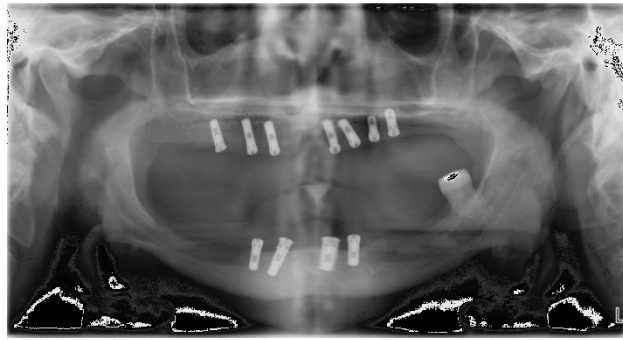


Figure 3-11 : Contrôle radiologique.

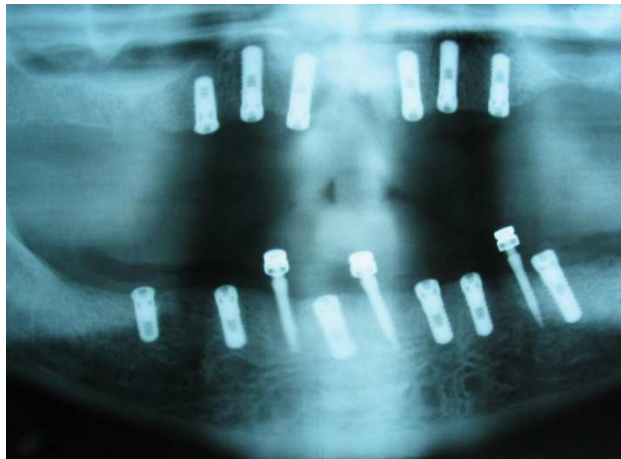


Figure 3-12 : Lyse verticale (bactérienne) .



Figure 3-13: image radiologique cas échec.

3.6.3 L'absence de symptomatologie

Un implant ne peut en aucun cas être considéré comme satisfaisant si sa présence cause un inconfort au patient. Les douleurs et l'inconfort sont probablement les causes les plus courantes de dépose d'un implant.

3.6.4 Les réactions tissulaires

De nombreuses évaluations cliniques ont utilisé la profondeur du sulcus comme moyen d'appréciation du succès d'un implant. Il s'agit de l'extrapolation de l'évaluation de la réponse parodontale en denture naturelle. Presque tous les implants peuvent être sondés jusqu'à 3 à 5 mm du niveau osseux.

L'échec d'un implant peut être le résultat de la progression d'une atteinte des tissus péri_implantaire et dont le point de départ se situe dans le sillon gingival [35].

3.6.5 Le recul clinique

Albrektsson et col. [36] ont recommandé qu'un système implantaire, pour être fiable, devrait remplir les conditions précitées dans 95% des cas sur 5ans et 95% des cas sur 10 ans. Des études ont montré des taux de succès de 80 à 90% au maxillaire sur 5 à 10 ans. D'autres études ont montré des taux de succès à long terme de 92% au maxillaire et 94% à la mandibule sur 5 ans. Sur une période de 15 ans on a enregistré des taux de plus de 78% au maxillaire et 86% à la mandibule.

3.7 Les complications et échecs en implantologie

Quelle que soit la fiabilité de thérapeutique implantaire, les risques de complications et d'échecs doivent rester présents à l'esprit du praticien.

Une complication est définie comme un concours de circonstances susceptible de créer ou d'augmenter une difficulté, ou comme l'apparition d'un nouveau phénomène morbide au cours d'une maladie, d'une blessure ou d'un traitement [27].

1- Complications per-opératoires : prévention

Comme pour toute chirurgie buccale, la prévention des complications per-opératoires commence par un interrogatoire méticuleux permettant d'évaluer si le patient est à risque.

2-Les complications per-opératoires peuvent être :

- vasculaires
- nerveuses
- Infectieuses

Liées à une erreur de technique chirurgicale.

3-Les complications post-chirurgicales immédiates : prévention et traitement

Les complications postopératoires peuvent être :

- vasculaire et cellulaires
- nerveuses
- infectieuses
- Sinusiennes
- muqueuses

4-Complication et échecs du traitement implantaire :

L'évaluation du succès thérapeutique comporte deux aspects :

- L'obtention et la conservation de l'Ostéointégration.
- l'évaluation précise du confort et de la satisfaction du patient [27].

Les échecs et complications implantaires peuvent être regroupés en cinq catégories :

- biologique.
- esthétique
- fonctionnels
- mécaniques
- bactériens

➤ cas échec d'Ostéointégration :



Figure 3-14 : cas clinique échec Ostéointégration.

4.1 Introduction

La modélisation par éléments finis a été intégrée à la recherche en biomécanique pour sa capacité à reproduire le comportement d'un os, d'une articulation ou d'un implant, et évaluée comme alternative aux expérimentations in-vitro, coûteuses et parfois difficiles à mettre en place. La méthode consiste à discrétiser une structure continue en un nombre fini de sous-ensembles simples constituant un maillage, et permet d'approcher la réponse mécanique de cette structure à une sollicitation.

Elle conduit à l'analyse de grandeurs essentielles qui ne peuvent être obtenues par les expérimentations : déplacements, déformations et contraintes, en tout point de la structure [37].

Il faut savoir que les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont Nastran, Catia, ABAQUS et SolidWorks. Tous ces logiciels effectuent les mêmes tâches. La simulation et l'analyse numérique ont un impact direct sur la qualité et le temps de mise sur le marché des produits ; de plus, elles accroissent les performances des solutions de gestion du cycle de vie du produit.

Elles sont apparues, dans le désir de minimiser le coût d'une étude avec un nombre d'essais optimisés. La difficulté est de créer un modèle C.A.O. se rapprochant au maximum de la réalité (matériaux, conditions aux limites...).

4.2 Modélisation de la prothèse dentaire

Le dessin et la conception sont réalisés avec le logiciel SolidWorks 2011, les dimensions dépendent de chaque patient, le médecin fait l'analyse de l'anatomie des mâchoires (en particulier le volume osseux disponible) par un examen clinique et radiologique (souvent à l'aide d'un scanner). Il détermine ainsi la solution et les dimensions les plus appropriées au cas présenté. Les dimensions de l'implant et ses composants sont prises à partir des références [38], [39], [40].

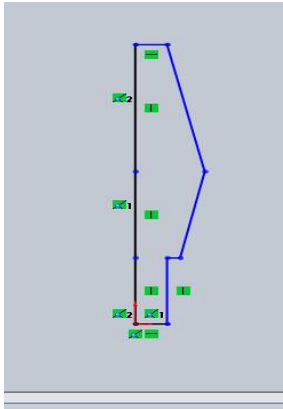
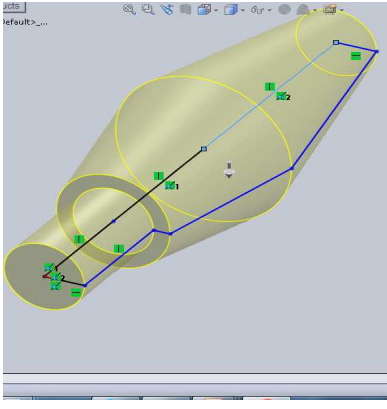
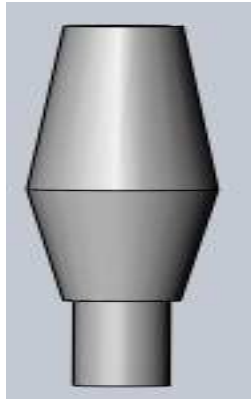
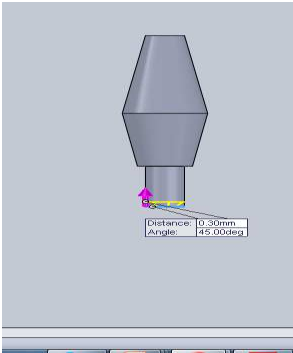
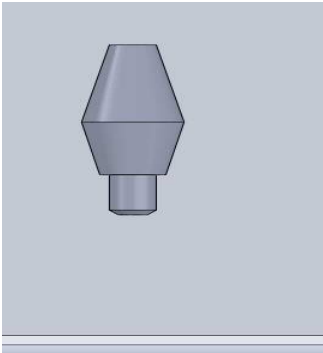
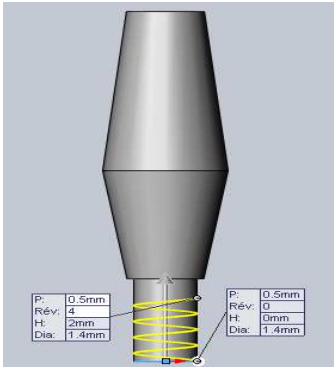
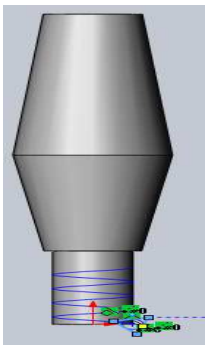
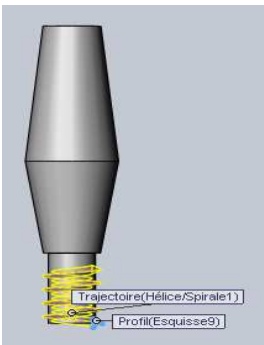
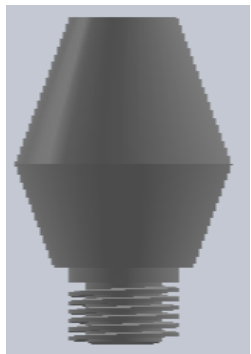
4.2.1 Introduction du système solidworks

Le logiciel de CAO SolidWorks est une application de conception mécanique 3D paramétrique qui permet aux concepteurs d'esquisser rapidement des idées, d'expérimenter des fonctions et des cotes afin de produire des modèles et des mises en plan précises.

4.2.2 Modélisation du Pilier

c'est un élément prothétique qui est vissé dans l'implant. Cet élément sort donc de la gencive et sert d'ancrage à la future couronne. elle est réalisée généralement en titane.

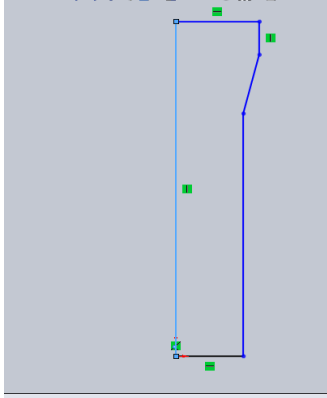
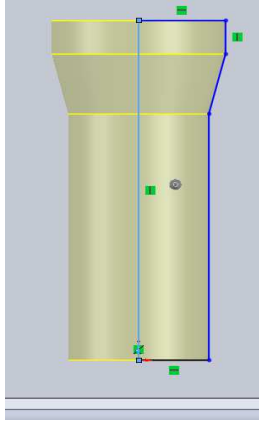
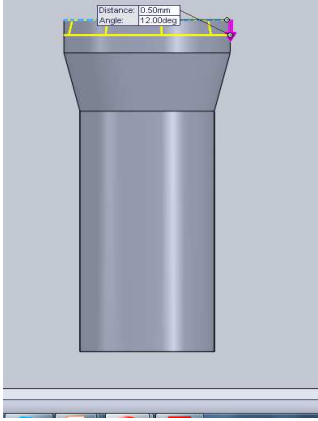
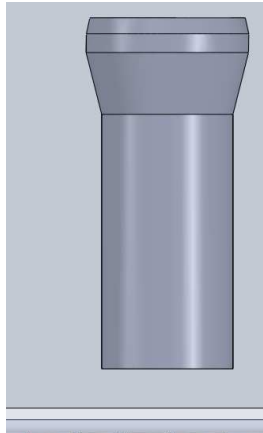
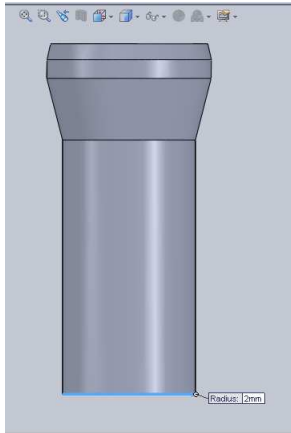
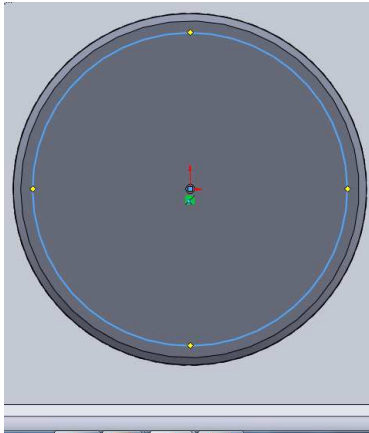
Les étapes de dessin sont montrées dans le tableau 1 :

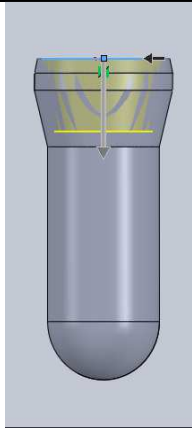
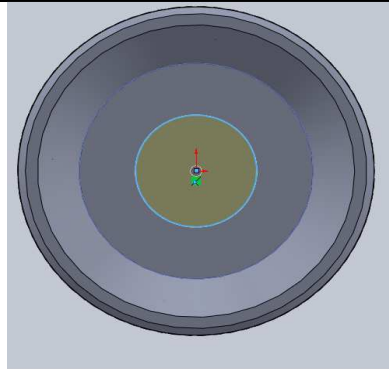
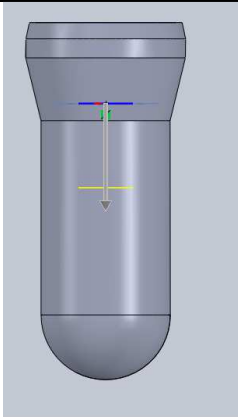
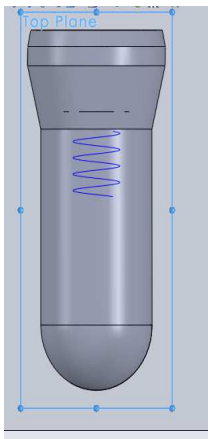
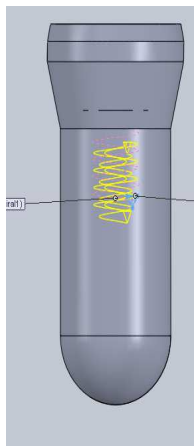
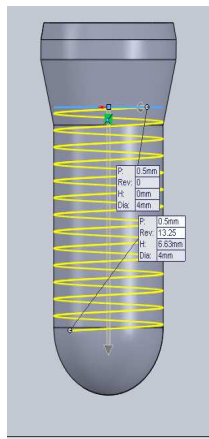
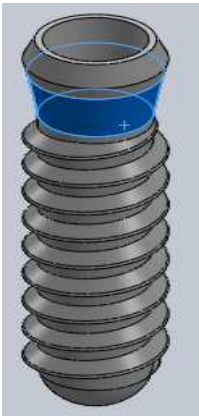
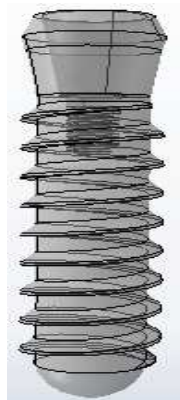
 Esquisse 2D	 Révolution	 Esquisse 3D
 Chanfrein 1	 Fin de Chanfrein	 Filtage1
 Filtage2	 Enlever la matière baleyser	 Pilier finale

4.2.3 Modélisation de l'implant

L'implant dentaire est une vis ancrée dans l'os de la mâchoire .C'est une pièce intermédiaire entre le pilier et la mâchoire, elle est réalisée en alliage de titane.

Les étapes de dessin sont montrées dans le tableau 2:

 Esquisse 2D	 Révolution	 Chanfrein 1
 Chanfrein	 Dome	 Cercle

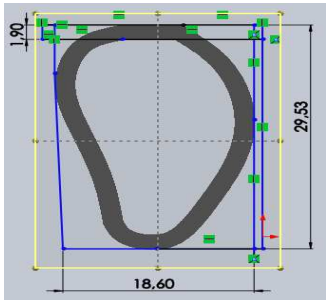
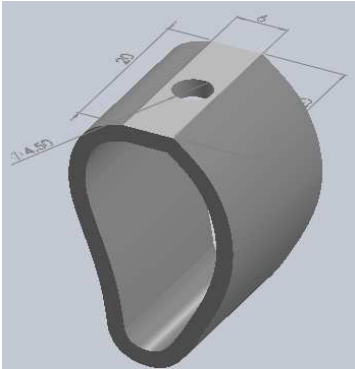
																				
Enlever la matiere 1	Enlever la matiere 2	Matiere balyée																		
		 <table data-bbox="1211 956 1292 1068"><tr><td>P</td><td>0.5mm</td></tr><tr><td>Rev</td><td></td></tr><tr><td>D</td><td>0mm</td></tr><tr><td>H</td><td>4mm</td></tr><tr><td>Rev</td><td></td></tr><tr><td>P</td><td>0.5mm</td></tr><tr><td>Rev</td><td>13.25</td></tr><tr><td>H</td><td>6.63mm</td></tr><tr><td>D</td><td>4mm</td></tr></table>	P	0.5mm	Rev		D	0mm	H	4mm	Rev		P	0.5mm	Rev	13.25	H	6.63mm	D	4mm
P	0.5mm																			
Rev																				
D	0mm																			
H	4mm																			
Rev																				
P	0.5mm																			
Rev	13.25																			
H	6.63mm																			
D	4mm																			
Spirale	Tarauder	Filetage																		
																				
Implant dentaire	Implant dentaire	Implant dentaire																		

4.2.4 Modélisation de la mâchoire

La mâchoire est représentée en deux parties (coté extérieur et coté intérieur), le coté extérieur représente l'os cortical et le coté intérieur l'os trabéculaire.

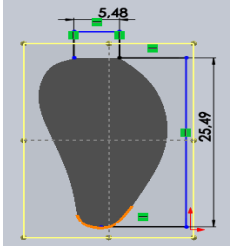
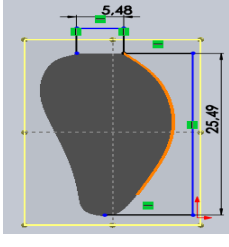
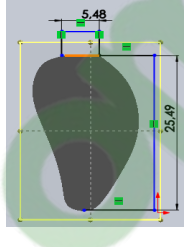
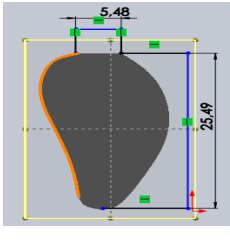
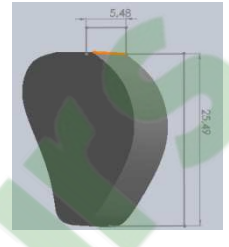
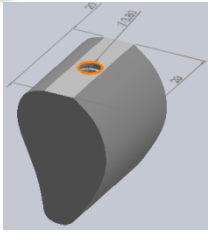
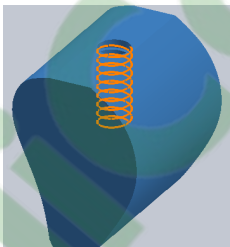
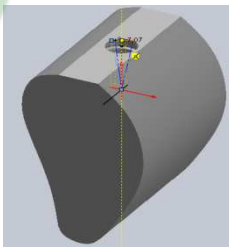
4.2.4.1 l'os cortical

Etapes de dessin de la mâchoire dans le tableaux n°3 :

 Esquisse 2D	 Les dimensions
 Révolution	 Os corticale

4.2.4.2 l'os spongieux

Etapas de dessin de la mâchoire dans le tableaux n°4:

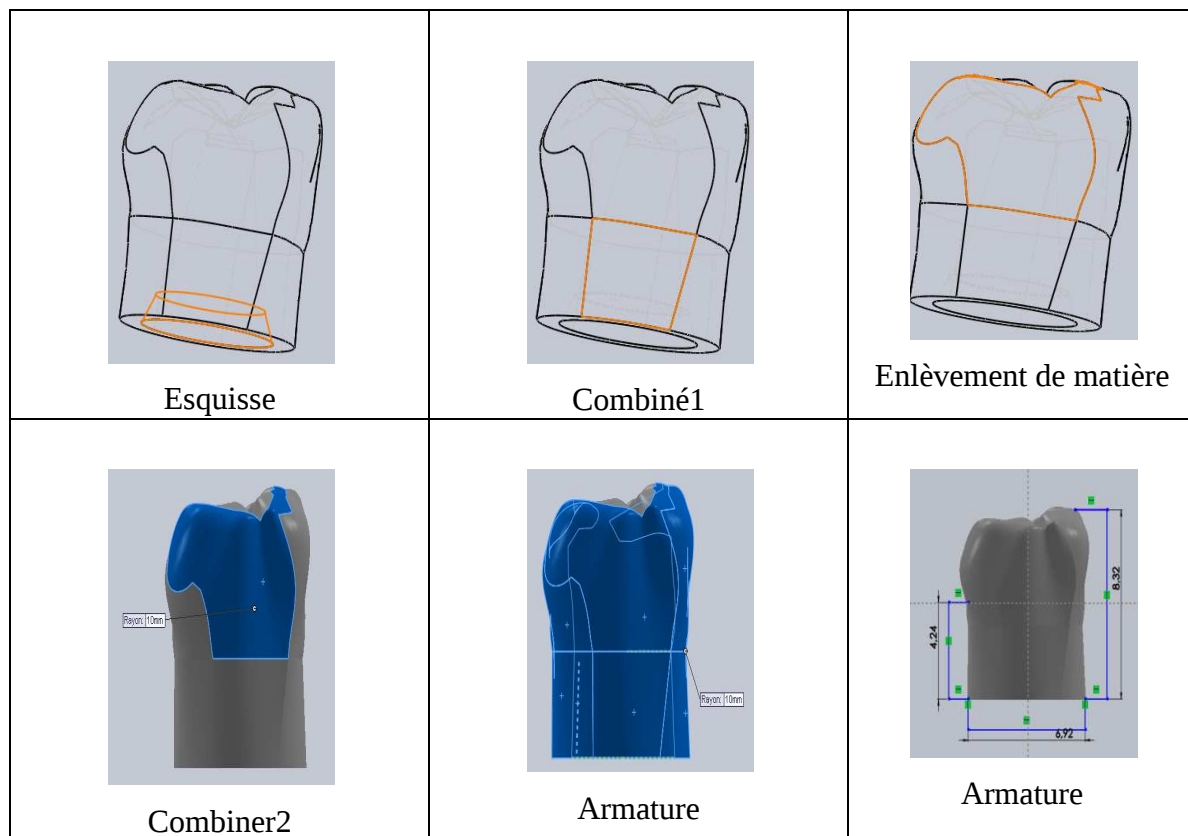
 Esquisse 2D	 Congé1	 Dimention
 Congé2	 Enlèvement de matière	 Extrusion et esquisse du trou
 Taraudage	 Os spongieux	

4.2.5 Modélisation de la couronne (surface occlusale)

La couronne qui sera construite sur l'implant doit avoir la forme, les dimensions et un profil d'émergence adapté. Il est nécessaire de construire la couronne après avoir soigneusement étudié la forme et l'esthétique de la dent après avoir réalisé une cire de diagnostic.

Elle représente la surface occlusale, elle est généralement réalisée en céramique dentaire, la modélisation est basée sur les courbes b-splines.

Etapas de dessin de la surface occlusale dans le tableaux n°5.



4.2.6 Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire

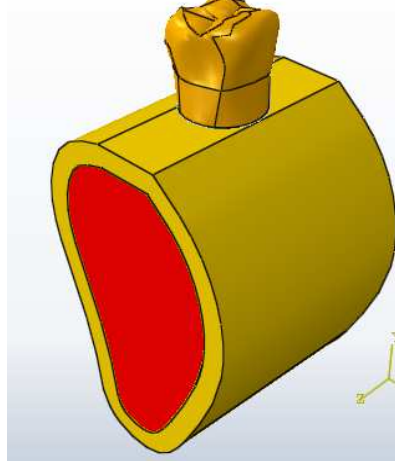


Figure4.1: Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire et ces composants.

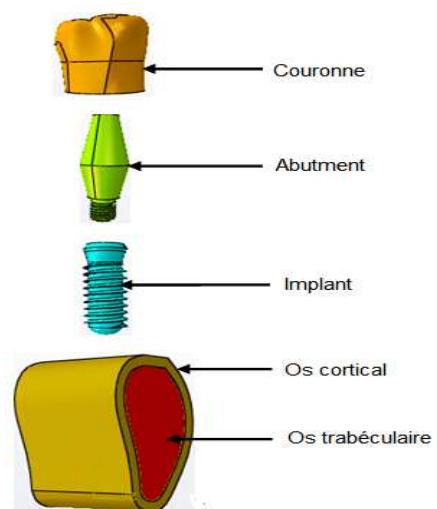


Figure4-2: éléments de la structure dentaire.

4.2.7 Conclusion

Nous avons choisi un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire. L'ensemble est composé de cinq pièces : la couronne en céramique feldspathique, le pilier et l'implant en alliage de titane, la mâchoire qui est composée de l'os spongieux et l'os cortical. Ce travail de modélisation a été réalisé pour tenter de répondre à certaines interrogations notamment celles concernant la localisation et la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire. 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.

Pour atteindre cet objectif nous allons étudier le comportement mécanique statique de l'implant en utilisant des méthodes numériques grâce à l'utilisation du logiciel de simulation numérique ABAQUS.

4.3 Simulation de l'implant dentaire

4.3.1 Introduction du système ABAQUS

ABAQUS, est un logiciel de simulation et d'analyse numérique par éléments finis. La gamme de logiciels d'ABAQUS est réputée pour sa technologie, sa qualité et sa fiabilité. Elle s'est imposée comme partie intégrante des processus de conception de sociétés de renommée mondiale dans tous les secteurs industriels. ABAQUS offre les meilleures solutions pour des problèmes linéaires, non linéaires, explicites et dynamiques. Le logiciel fournit un environnement inégalé pour l'analyse par éléments finis, proposant un grand nombre d'alternatives aux opérations impliquant des fournisseurs et des produits multiples.

Description du logiciel

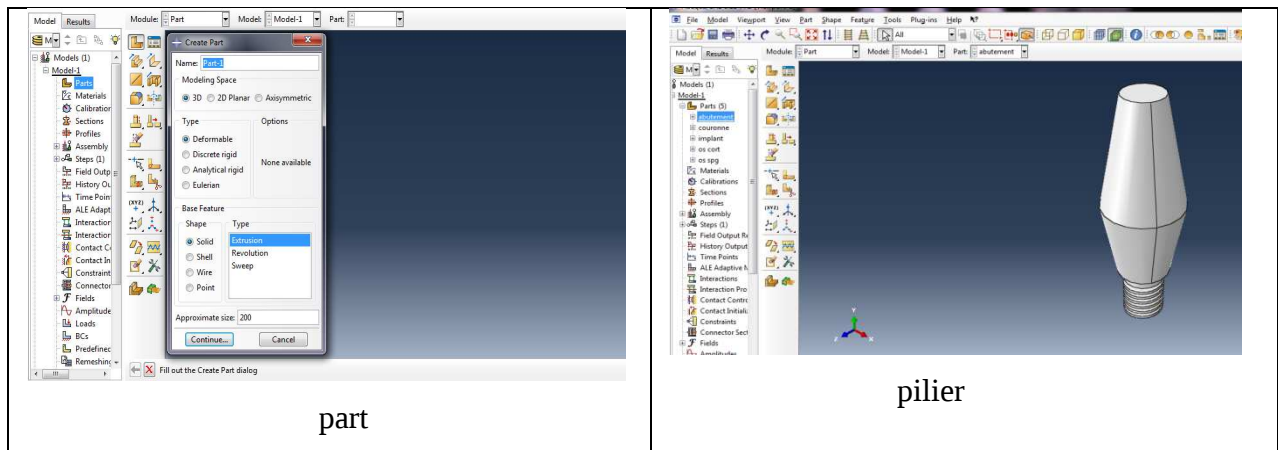
Le logiciel est divisé en neuf modules indépendants les uns des autres :

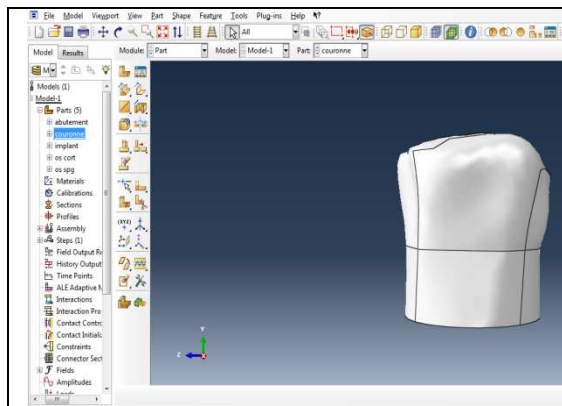
- Part ;
- Property ;
- Assembly ;
- Step ;
- Interaction ;
- Load ;
- Mesh ;
- Job ;
- Visualisation ;

4.3.1.1 Premier module :Part

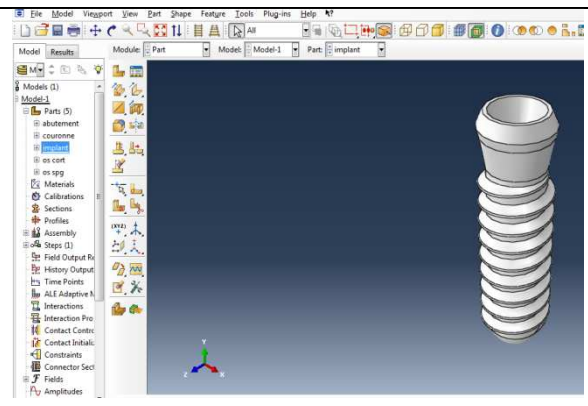
Dans cette première étape, l'utilisateur dessine toutes les pièces du problème. Chaque pièce est créée grâce à l'outil 'Create Part'. Elles sont définies en fonction de leur nom (par défaut, le logiciel utilise le mot Part suivi d'un numéro, correspondant au nombre de pièces). Il faut ensuite entrer d'autres caractéristiques importantes.

les different part de la prothèse

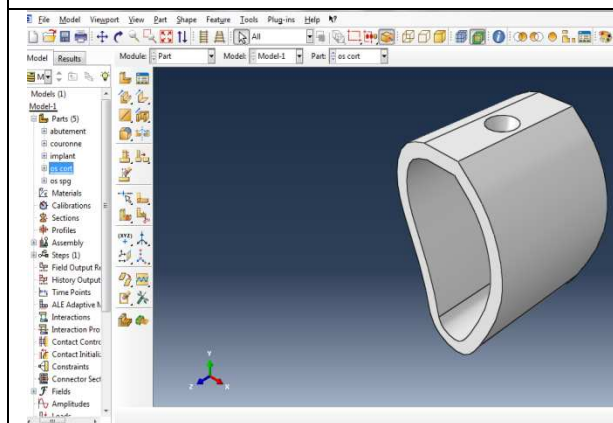




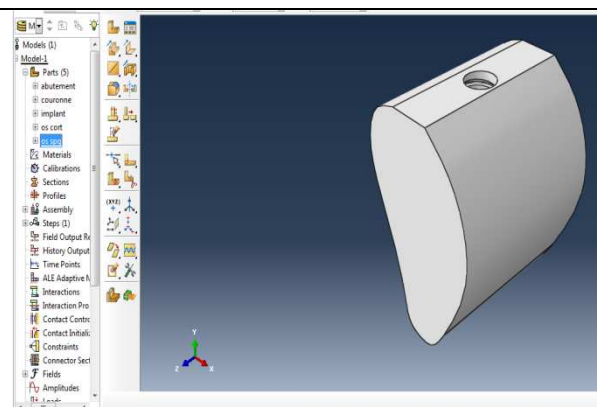
La couronne



L'implant



L'os cortical

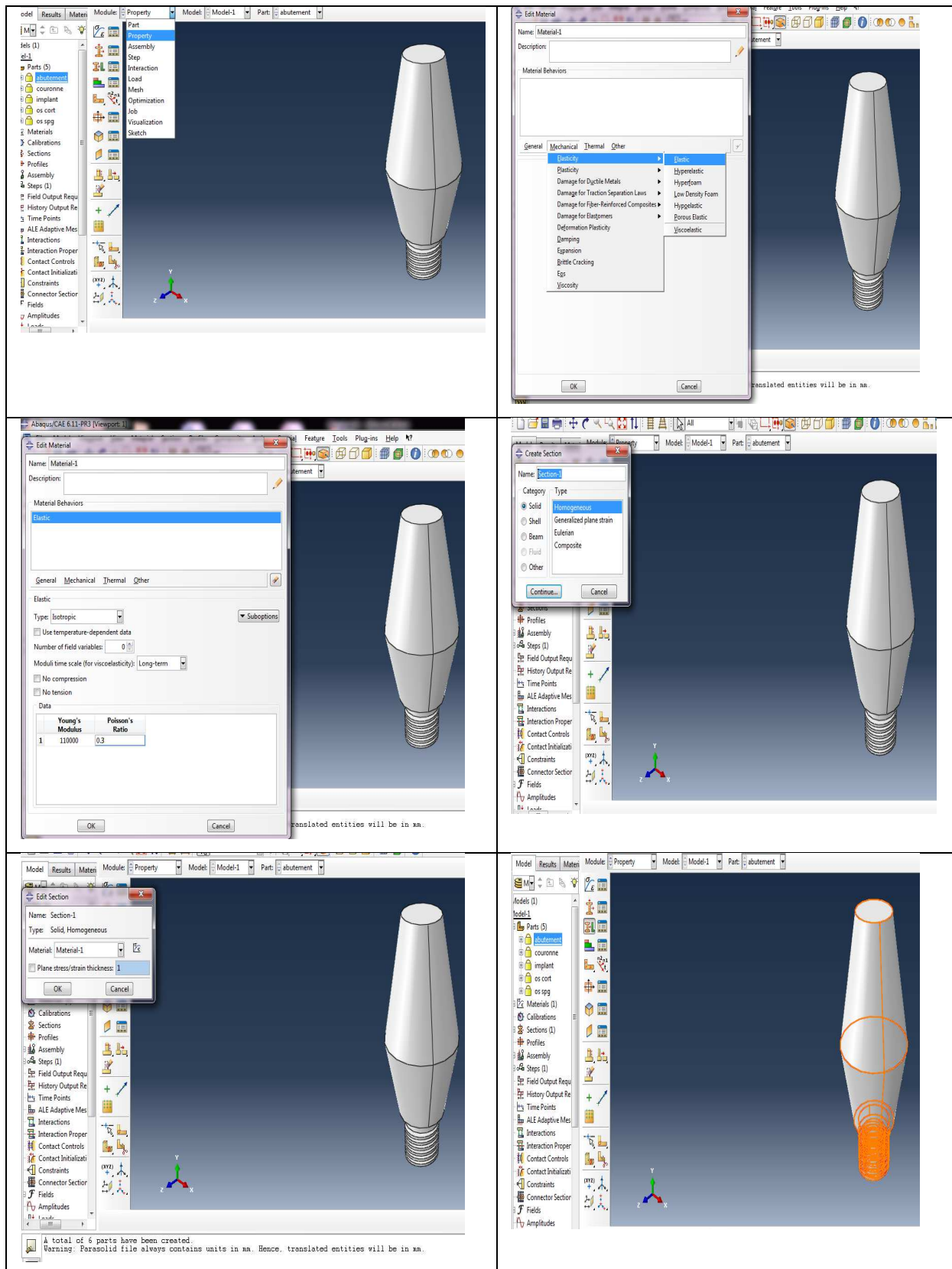


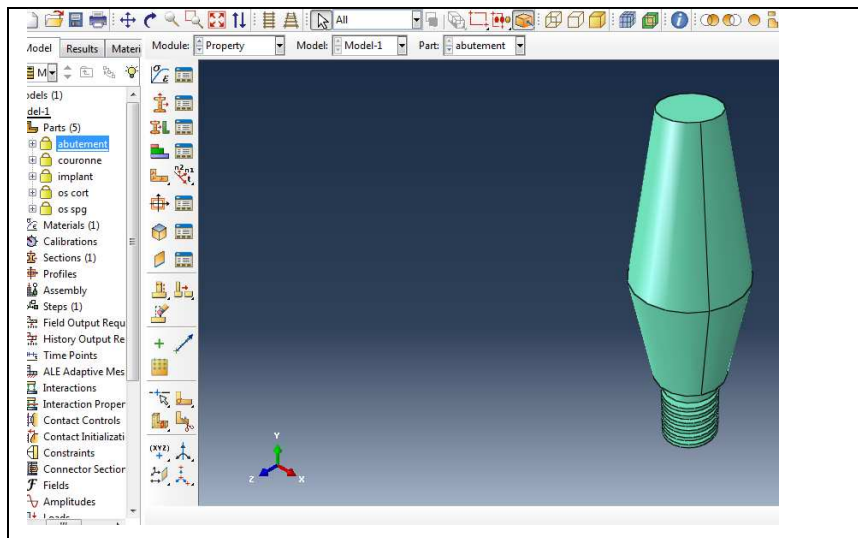
L'os spongieux

4.3.1.2 Deuxième module : Property

Ce module est important dans la modélisation numérique du phénomène physique. Il faut créer le matériau, c'est-à-dire, élaborer toutes ses propriétés mécaniques, thermiques ou acoustiques.

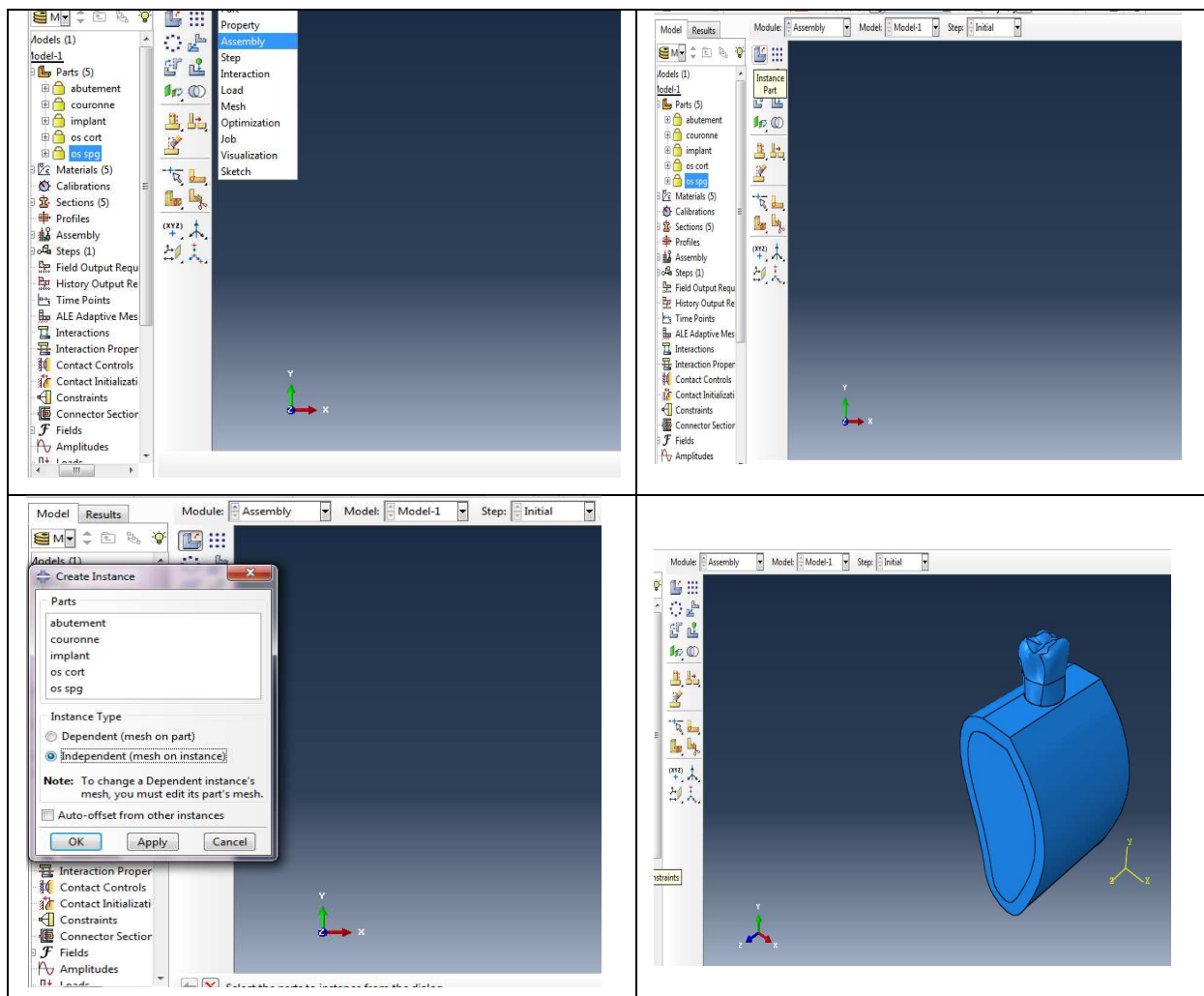
Dans la partie 'Material Manager', nous avons la possibilité de rentrer différentes valeurs numériques ou lois physiques.





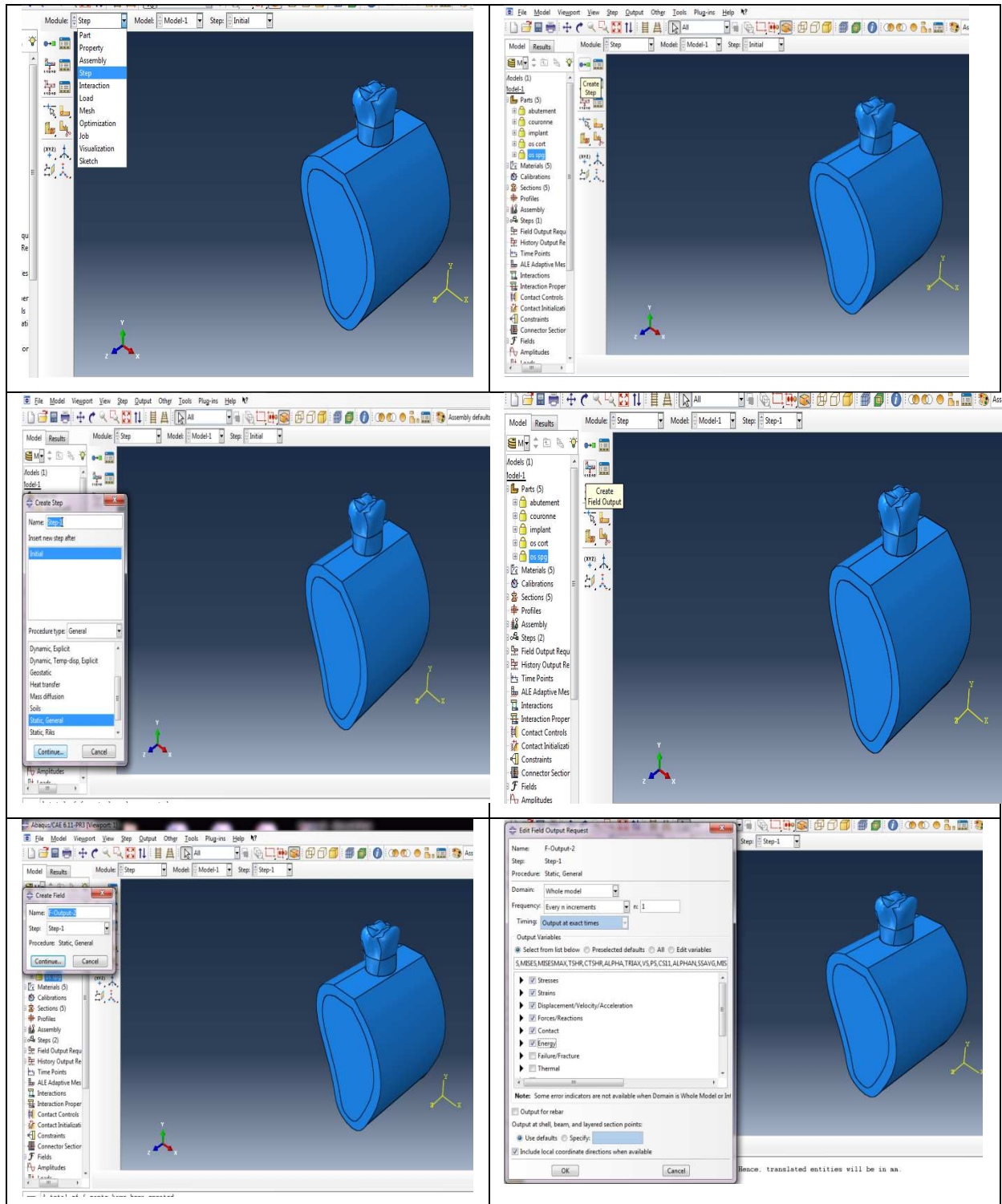
4.3.1.3 Troisième module : Assembly

L'utilisateur rassemble toutes les pièces avec 'Create Instance' afin de modéliser le phénomène physique.



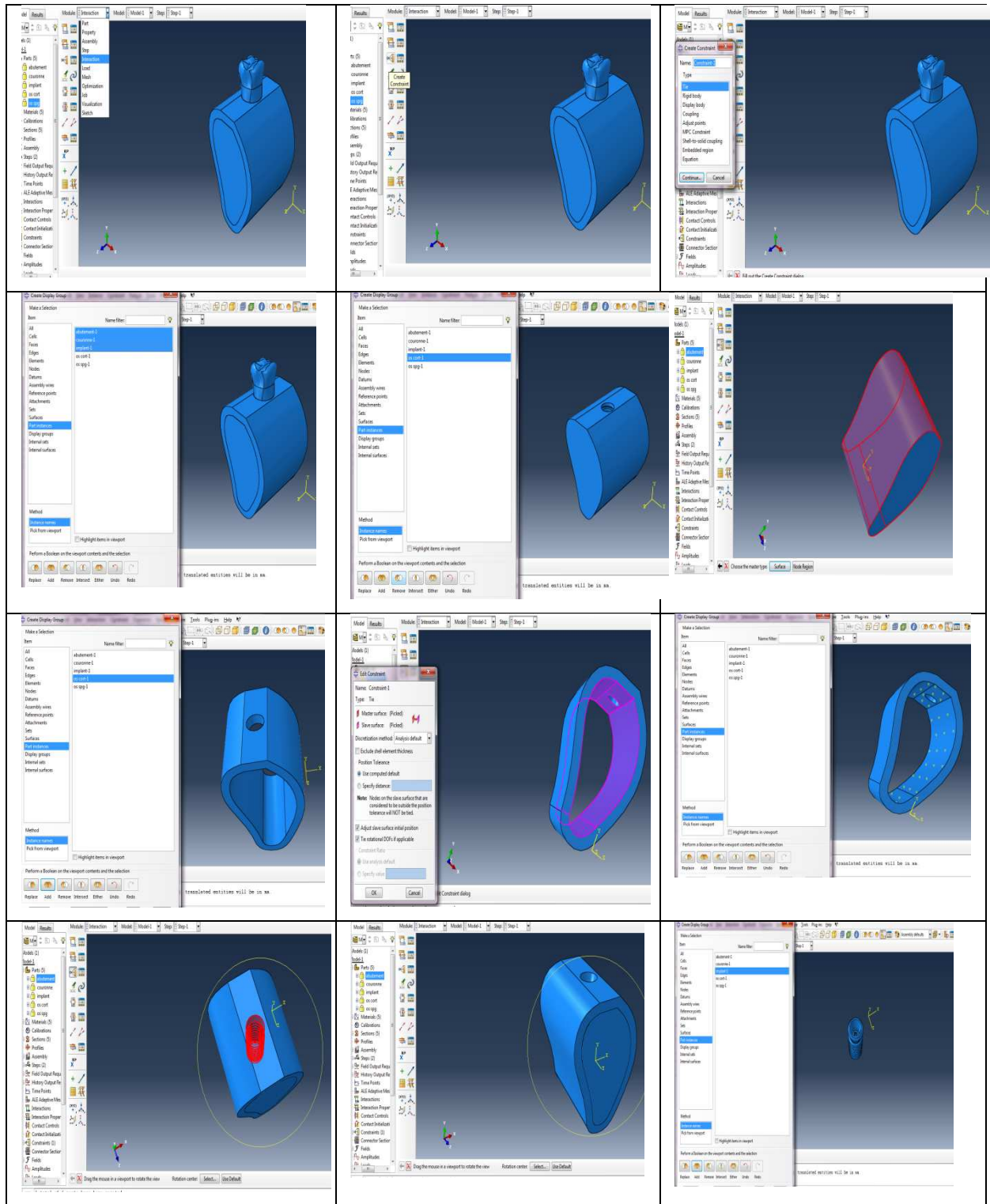
4.3.1.4 Quatrième module : Step

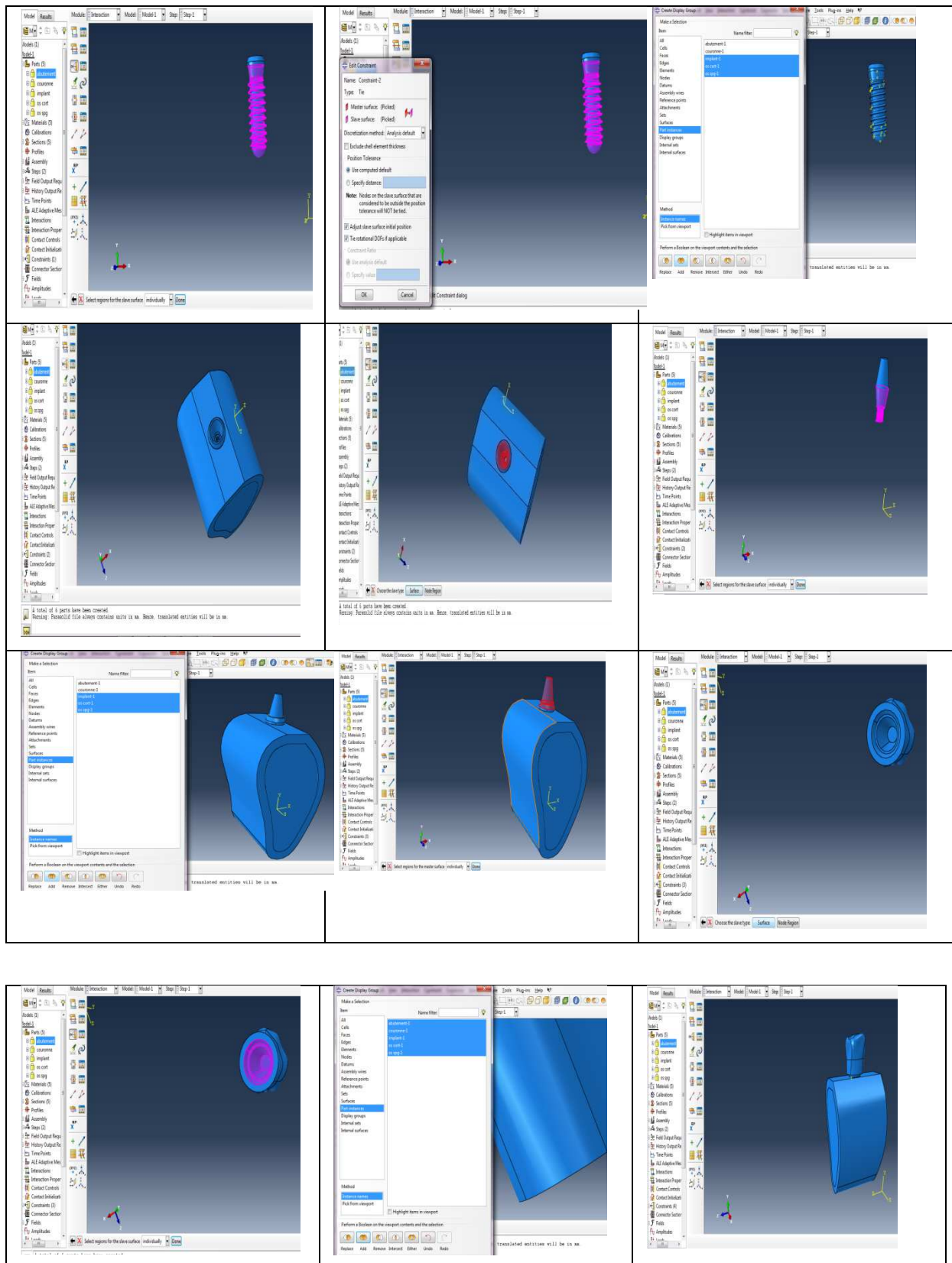
L'utilisateur définit tous les critères de calcul utilisés par Abaqus dans le module Job. En particulier il détermine l'incrément, valeur du pas de temps, et la valeur du temps final, qui est un temps « virtuel », temps sans unité.



4.3.1.5 Cinquième module : Interaction

Il définit les interactions entre chaque pièce et introduit les premières hypothèses portant sur les contacts, les contraintes et les connections éventuelles.



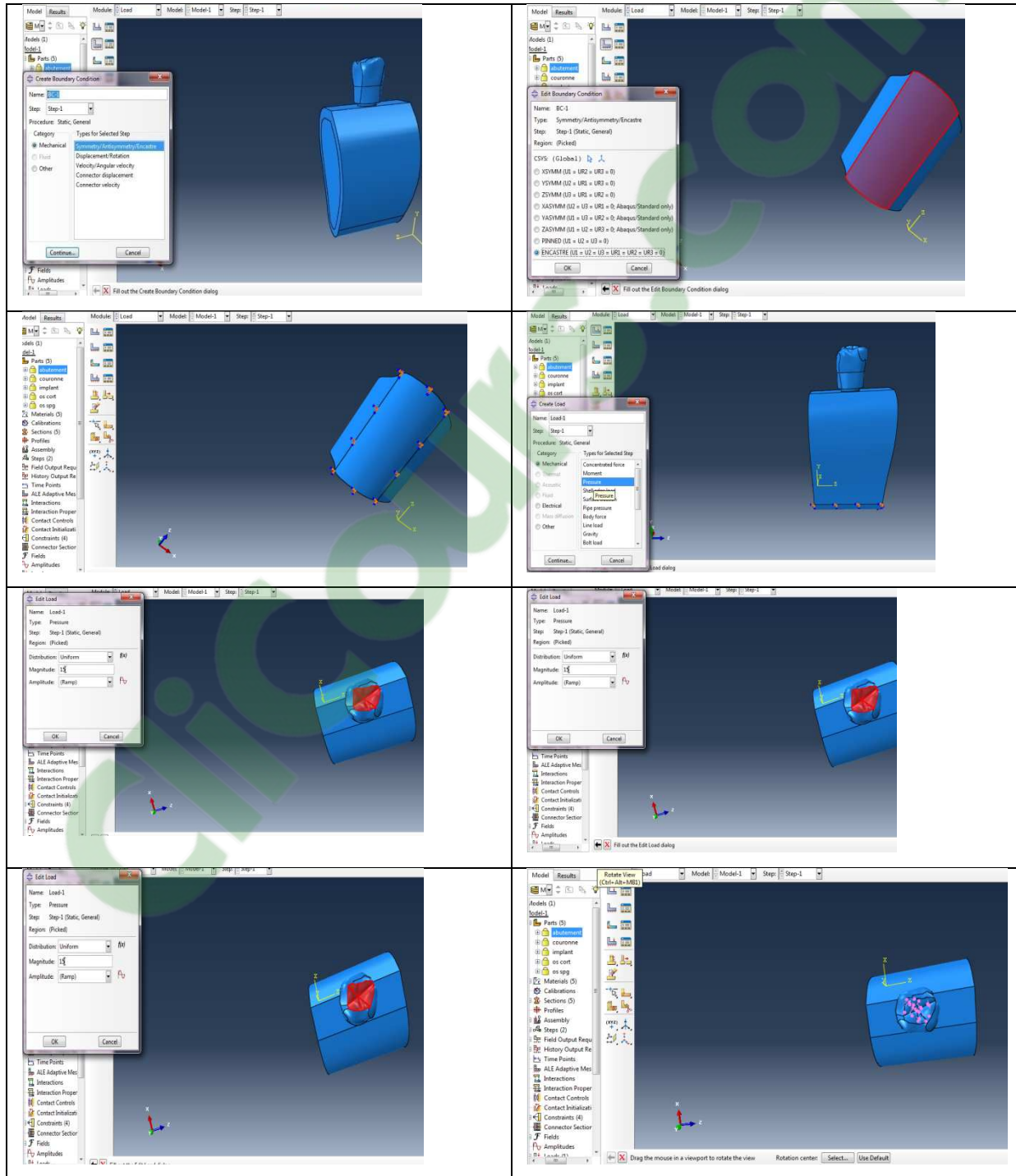


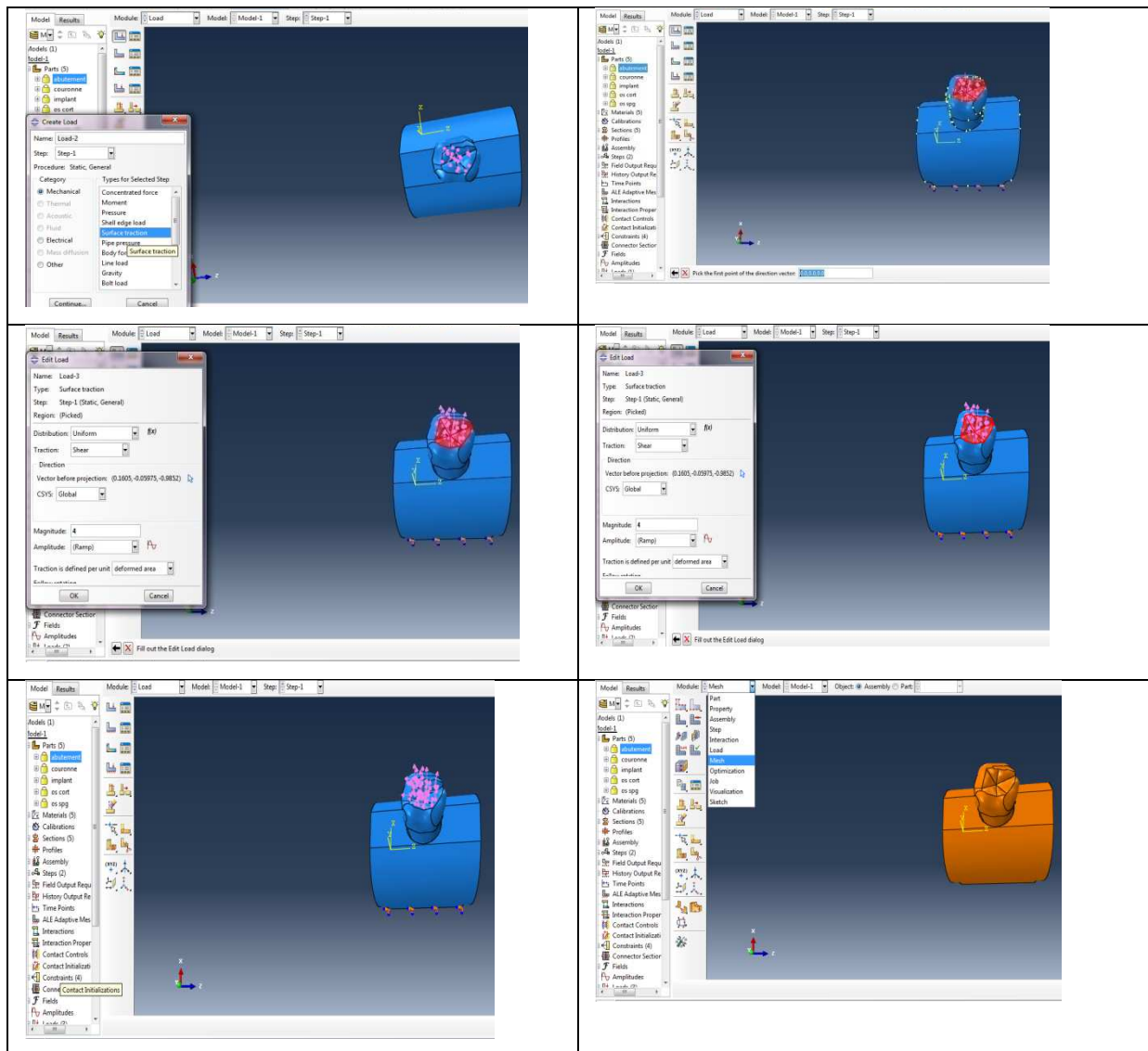
4.3.1.6 Sixième module : Load

L'utilisateur définit le système à partir de de 'Create Load' :

La partie 'BC' regroupe tous les mouvements possibles que l'on rencontre, le nombre de degrés de liberté pour chaque pièce.

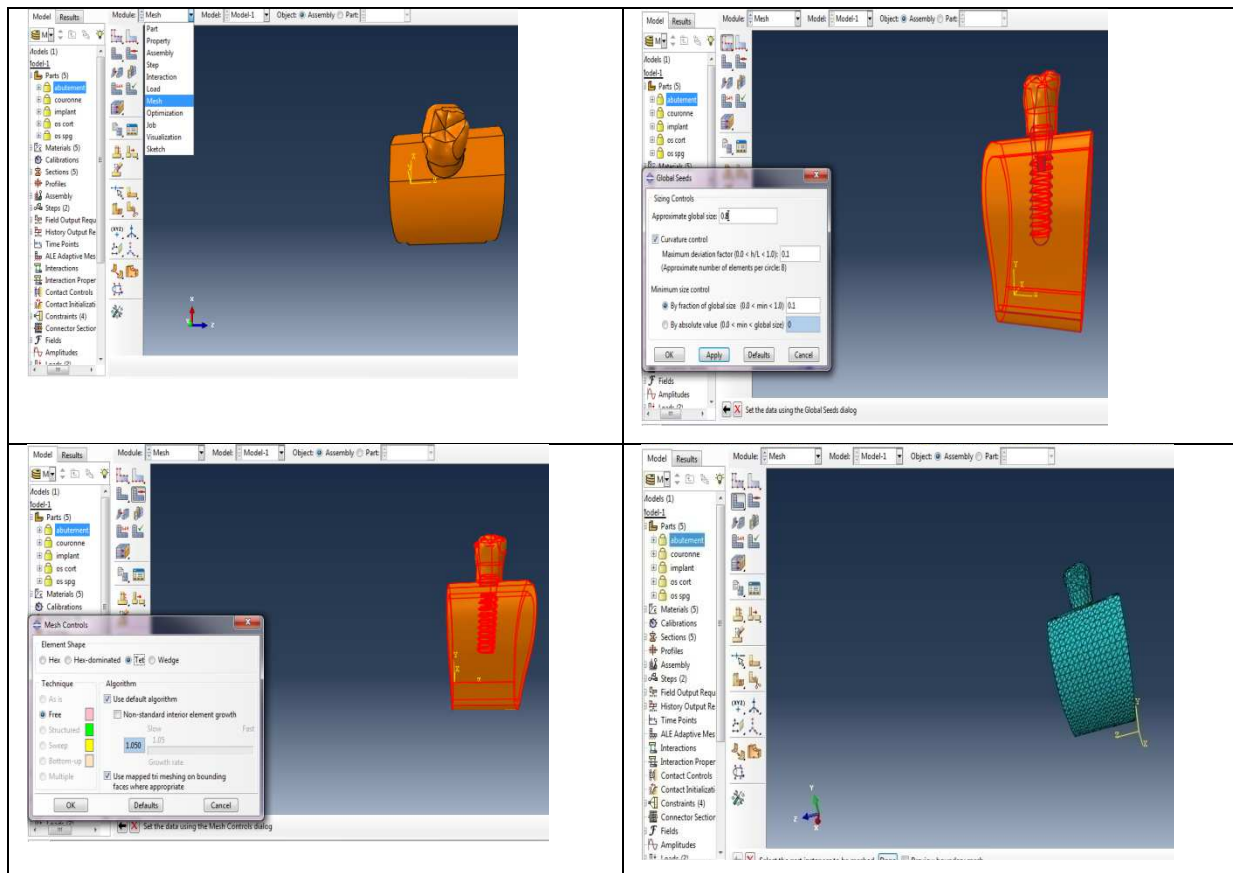
La partie 'Load' regroupe l'ensemble des forces auxquelles le système est soumis.





4.3.1.7 Septième module : Mesh

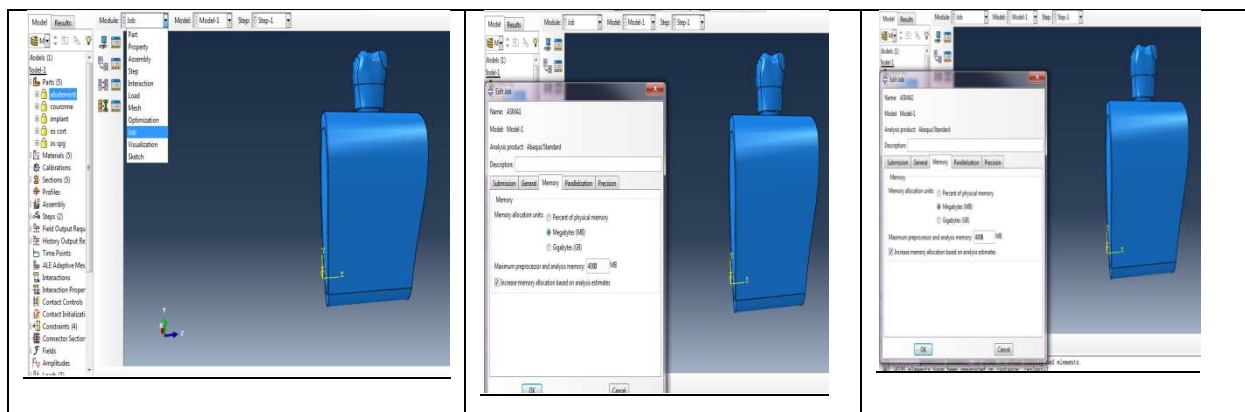
Dans le module 'Mesh'. En effet, l'art du maillage repose essentiellement sur deux critères : Les éléments de maillage (par exemple, hexaédriques, cubiques, tétraédrique dans « Mesh Control ») et la complexité topologique de chaque pièce. Plus la difficulté est accrue, plus la couleur se rapproche du rouge, et inversement, plus le maillage sera aisé, plus la pièce se verra colorée en vert. Ainsi, elles doivent être nécessairement partitionnées. Elle est aussi utile pour redéfinir des zones plus importantes, c'est à dire, de pouvoir mailler différemment une même pièce pour mettre en exergue les surfaces de déformation aux endroits « désirés ». Il n'est pas forcément important de mailler trop finement l'ensemble.



4.3.1.8 Huitième module : Job

Le module 'Job' reprend les caractéristiques de calcul dans le module 'Step'.

Nous pouvons lancer plusieurs calculs différents.



4.3.1.9 Neuvième module : Visualisation

L'utilisateur voit le résultat du calcul numérique dans 'Result' : soit par la visualisation des déformations dans 'Field Output' : Par Exemple, les déformations, les contraintes, les vitesses ou les forces nodales ; soit par les courbes dans 'History Output' :

Par exemple, l'énergie cinétique ou l'énergie totale de l'ensemble du modèle, l'énergie de dissipation ou des déformations.

4.3.2 Resultats et analyse

4.3.2.1 Conditions de chargement

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

En se basant sur le travail de Oğuz [x], les grandeurs de la charge, ainsi que le point d'application, ont été choisis de la façon suivante : Le chargement tridimensionnel de l'implant, dans les directions, axiale ou corono-apicale, bucco-linguale et mesio-distale, comme le montre la figure 4.3, ces charges simulent la mastication des aliments.

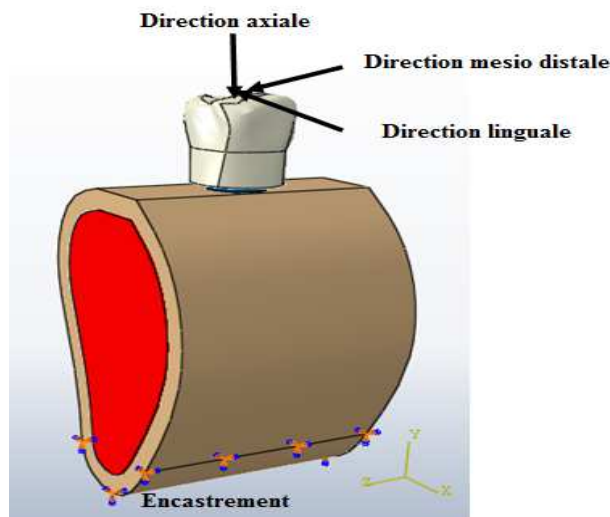


Figure 4.3 : Chargements appliqués à la structure dentaire et conditions aux limites

4.3.2.2 Effets du chargement

Nous présentons dans ce qui suit les résultats de l'analyse statique en vue de faire une première validation sur le comportement mécanique pour l'ensemble de la prothèse ainsi que pour chaque élément constitutif. En prenant comme grandeur de chargement dans les trois directions : axiale ou corono apicale, linguale et mesio-distale (15MPa, 6MPa, 4MPa) respectivement.

Pour faciliter la visualisation, chaque structure a été isolée du reste du modèle. Les contraintes apparaissent sous forme de plages colorées d'isocontraintes moyennes ; les couleurs chaudes

(rouge, orange, jaune) représentent les plus fortes intensités alors que les couleurs froides (vert et bleu) représentent les intensités plus faibles. La visualisation de ces plages met en évidence les zones de contraintes, des plus au moins intenses. La figure 4.4 permet de visualiser la distribution des contraintes induite dans la structure dentaire .

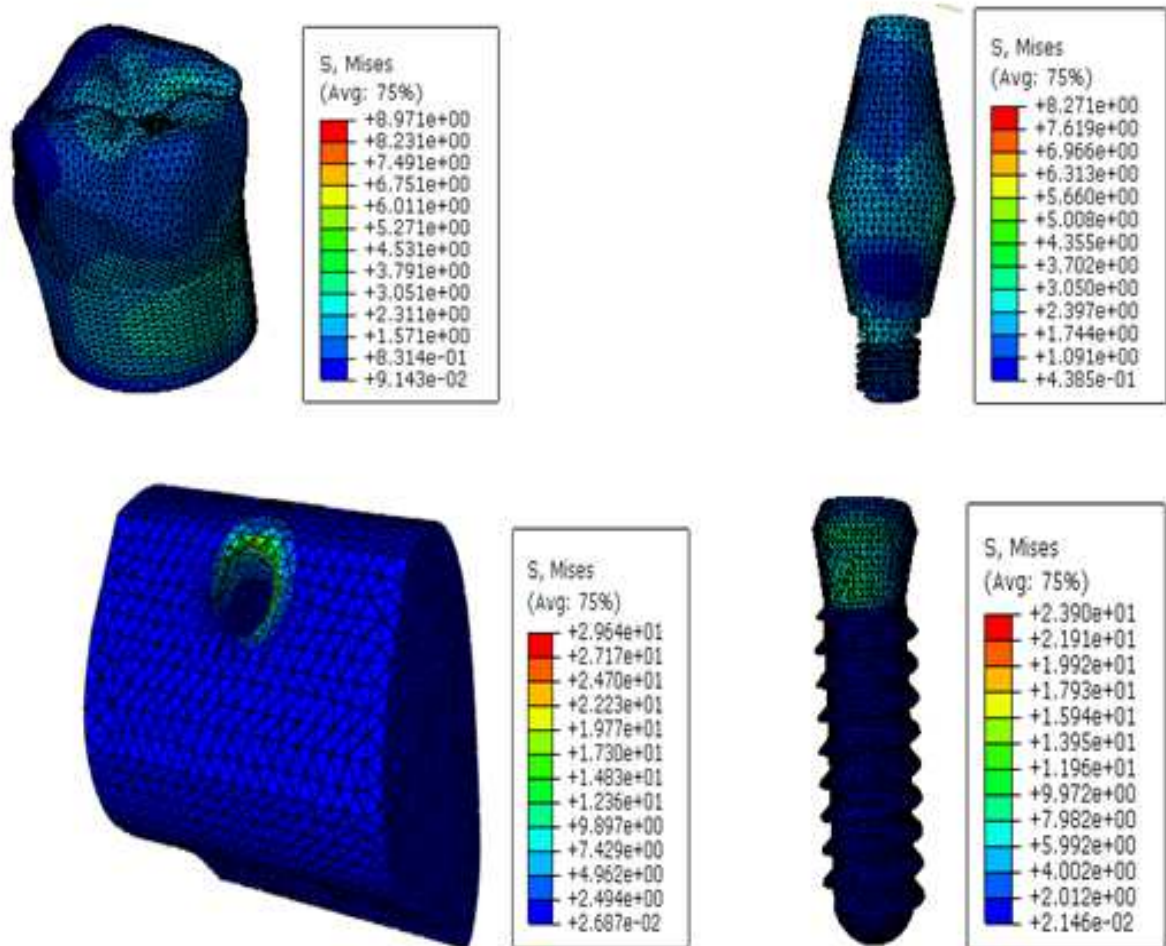


Figure4.4: Niveau de la contrainte induite dans la structure dentaire.

4.3.3 Discussion

Les constatations générales que l'on peut faire, concernant le comportement mécanique de l'os sont les suivantes :

le développement des forces masticatoires très intenses constitue un risque de fragilisation de l'os, autrement dit, les efforts de mastication des aliments fragilisent la zone de l'os . Ce risque est d'autant plus élevé que ces efforts sont importants, l'os l'élément le plus faible de la structure dentaire, est fortement sollicité d mécaniquement dans sa partie supérieure, partie en contact avec l'implant, dans les autres zones de ce constituant vivant les contraintes sont d'un niveau bas.

Les résultats de cette étude ont indiquées que les contraintes maximales se sont produites toujours aux débuts du contact sur le contour os-implant, ceci est probablement dû au lieu rigide entre l'implant et l'os.

Le module d'élasticité de l'os cortical est plus élevé que celui de l'os spongieux, c'est pourquoi l'os cortical est plus résistant a la déformation. Ces résultats illustrent bien notre rapprochement avec le comportement réel de l'ensemble d'une prothèse dentaire en activité à l'intérieur de la bouche. Les résultats obtenus par le modèle sont en accord avec les observations issues des études in vitro ou des résultats cliniques.

Dans le cadre limité de cette étude les conclusions suivantes ont été tirées :

1. Les contraintes maximales sont localisées sur le contact du contour os-implant.
2. La distribution des contraintes équivalente n'est pas homogène, elles varient le long de l'os de sa partie supérieure vers sa partie inférieure.
3. Les zones de contact avec l'implant sont le siège de forte contrainte.

le niveau des contraintes induites dans l'os dépend de la nature du chargement . Le risque de fragilisation est d'autant plus élevé que les efforts masticatoires sont plus important, on déduit alors que pour les patients para fonctionnels, qui développent des forces occlusales très intenses , le risque mécanique doit être contrôlé en prenant des précautions particulières.

CONCLUSION GENERALE

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.

Les perspectives de ce travail s'inscrivent donc dans le cadre d'une validation clinique du modèle conçu sous environnement Solid WORKS ET simulé sous environnement abaqus.

Une autre perspective d'importance primordiale s'inscrit dans le cadre d'une étude aussi bien macroscopique que microscopique de la réaction de l'os face à l'implant dentaire.

Enfin, nous espérons que l'objectif de ce travail a été atteint et que les environnements respectifs de conception et de simulation que nous avons mis en oeuvre puisse servir comme outil de réponse dans le domaine de l'implantologie dentaire utilisant plusieurs implants.

Références bibliographiques

- [1] Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants Eur J oral Sci 1998 ;106 ;527-551
- [2] Esposito M, Grusovin MG, Coulthard P, Worthington HV .Interventions for replacing missing ;teeth : treatment of perimplantitis .cochrane database 1998 syst rev ;3 :cd004970
- [3] Tawil G.Characteristics associated with the loss and peri implant tissue health of endosseous dental implants 2001
- [4] Bremner Efficacité et performance des substituts osseux pour remplacer les allogreffes et autogreffes 1964
- [5] Mckimney characteristics of the human masseter, the pterygoid and the temporal muscles. Archs Oral Biol 1983,28 :781-795.
- [6] Branemark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous Jaw experience from a 10 year period scand J Plast, 1969-1977, reconstrs surg 16 ;130,32
- [7] Davarpanah M.Theorie et pratique de la mise en charge immediate paris 2007.
- [8] Emneus An X-ray spectrographic investigation of the soft tissue around titanium and cobalt alloy implants Acta Orthop scand 1960 30 ;226 ;236
- [9] Branmark P-I, Lekholm U , Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Protheses. Chicago : Quintessence Publishing Co Inc, 1985
- [10] Cazenave A., Institut Calot, France 2004
- [11] Marcelli C, Lafage-Proust MH. Physiologie et pathologie de l'adaptation de l'os à l'effort : douleurs osseuses d'effort et fractures de contrainte. Encycl Méd Chir (Elsevier SAS, Paris), Appareil locomoteur , 15-904-A-10 2000 :12p.
- [12] Ashman, simplified methods of implant treatment in the edentulous lower jaw : a 3-year follow-up report of a controlled prospective study of one-stage versus two-stage versus two-stage surgery and early loading. Clin Implant Dent Relat Res 2005, 7 :95-104
- [13] Isabelle Couret , Biologie du remodelage osseux, Service de Médecine Nucléaire-Hopital la peyronie-CHU-Montpellier, 2004.
- [14] Buchler, Interface evolution, biomechan model mechanobiol 2003 , 1 ;239 ;249.
- [15] Sylvaine De plaen, *La transplantation d'organes*, 2006.
- [16] Marie-aimée Courbeyrotte, Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée, *Thèse de doctorat*, Université d'Auvergne Clermont I, 2001.
- [17] 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.

[18] Fabien Guillemot, Etude métallurgique d'alliage de titane pour application biomédicale, *Thèse de doctorat*, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.

[19] T. Kokubo, T. Matsushita, H. Takadama, Titania-based bioactive materials, *Journal of the European Ceramic Society*, Volume 27, Issues 2-3, Pages 1553-1558, 2007.

[20] A. Yokohama, F. Watari, R. Miyao, H. Matsuno, M. Uo, T. Kawasaki, T. Kohgo, M. Omori, T. Hirai, Zirconia Ceramics for Dental Applications, *Key engineering materials*, 192-195, p 445, 2001

[21] 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.

[22] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, Dental Ceramics, *EMC-Dentisterie* 1, p.101–117, 2004.

[23] William D. Callister, Jr, *Science et génie des matériaux*, Collection Sciences Sup, p.800, 2003.

[24] Vincent Perrier-Perrery, Implantologie, S.C.D.I. – Study Club Dentaire et Implantaire, [en ligne], « <http://www.scdi.asso.fr/implantologie> », Consulté le 03/03/2010.

[25] Chaïy Rungsiyakul, Qing Li, Wei Li, Richard Appleyard, Michael Swain, Effect of Fully Porous-Coated (FPC) Technique on Osseointegration of Dental Implants, *Advanced Materials Research*, Vol. 32, p.189-192, 2008.

[26] Focus sur les implants dentaires, Société de médecine dentaire asbl Verbond der vlaamse tandartsen vzw, [en ligne], « http://www.dentiste.be/documents/8271_implantaten », Consulté le 03/03/2010.

[27] M.DAVARPANAH H.MARTINEZ, MANUEL D'IMPLANTOLOGIE CLINIQUE 2001 Page 6 -7

[28] AIDAN NADINE, l'information dentaire

[29] Veis A, Parissis N, Evaluation de la perte d'os autour d'implant dont les connexions à des piliers modifiés sont placées à différents niveaux de la crête

[30] E.G. Bartolucci, C. Mangano, Réussir les implants dentaires, page : 35 -49

[31] Leize E.M, Hemmerlé J, Leize M., Characterization, at the bone crystal level, of the titanium coating/ bone interfacial zone.

Clin Oral Impl Res 2000; 11: 279–288

[32] Esposito M. et al., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (I). success criteria and epidemiology.

Eur. J. Oral. Sci. 1998; 106: 527-551.

[33] Albrektsson T. et al. ,The long-term efficacy of currently used dental implants. A review and proposed criteria of success.

Int J Oral Maxillofac Implants 1986; 1: 11-25.

[34] Wataha JC et al. J.Oral. Rehab

[35] Natiella J.R. et al.Tissue response to dental implants protruding through mucous membrane.Oral Sci Rev 1974; 5: 85- 105.

[36] Ashley E.T. et al.Ailing and & Failing Endosseous Dental Implants: A Literature Review.

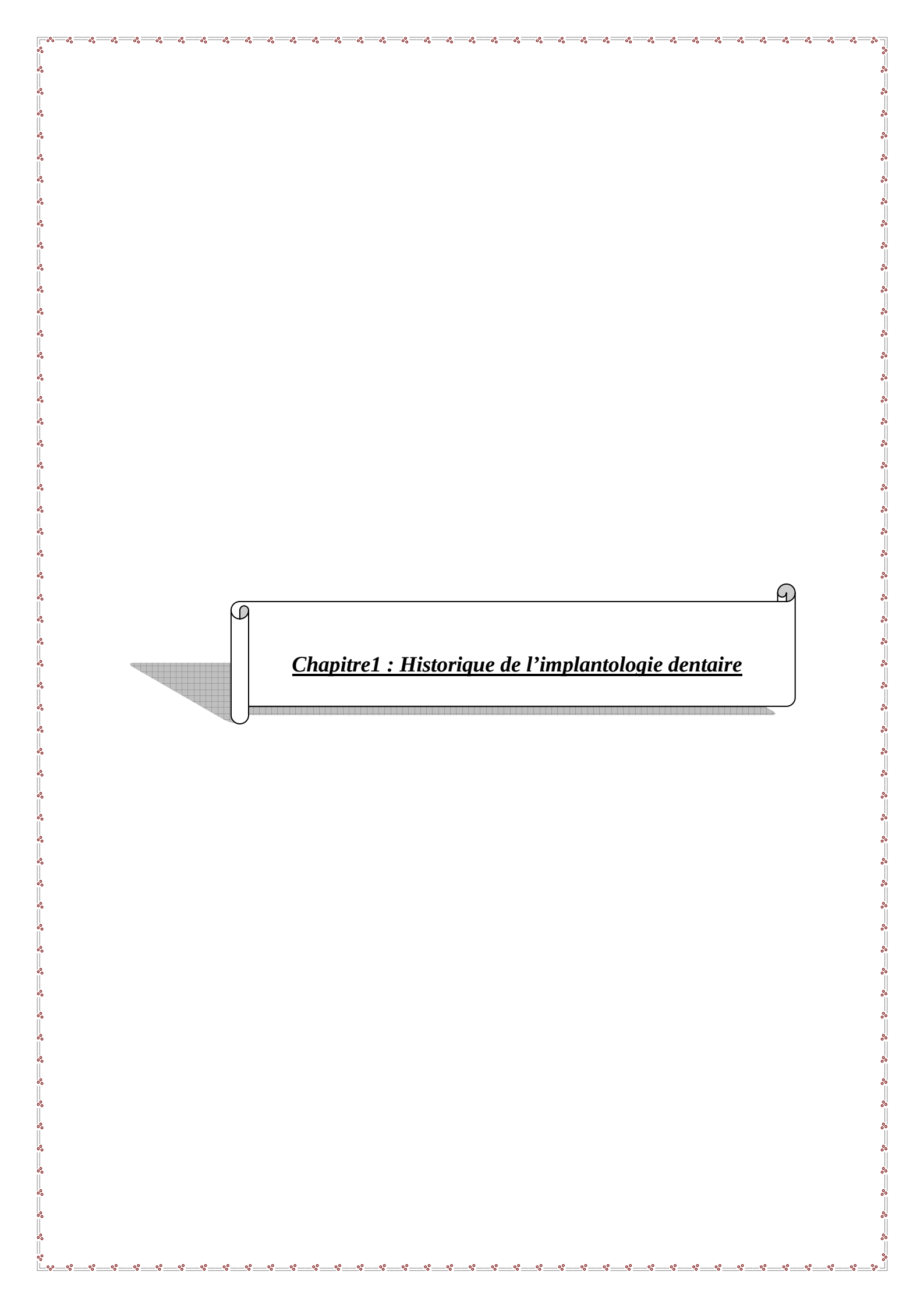
J Contemp Dent Pract 2003 May;2:035-050.

[37] H. Oudin.modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-facial, thèse doctorat, parie, de 2008

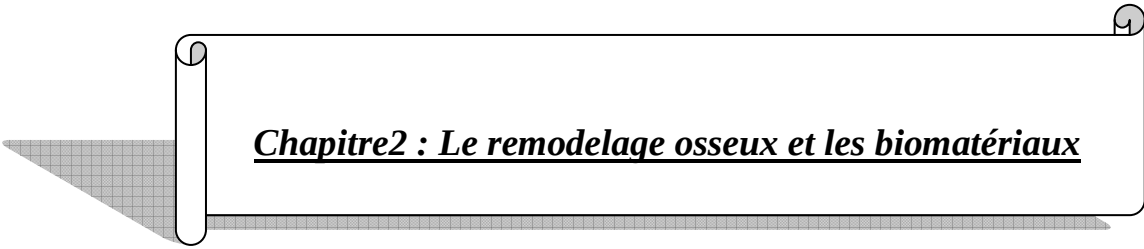
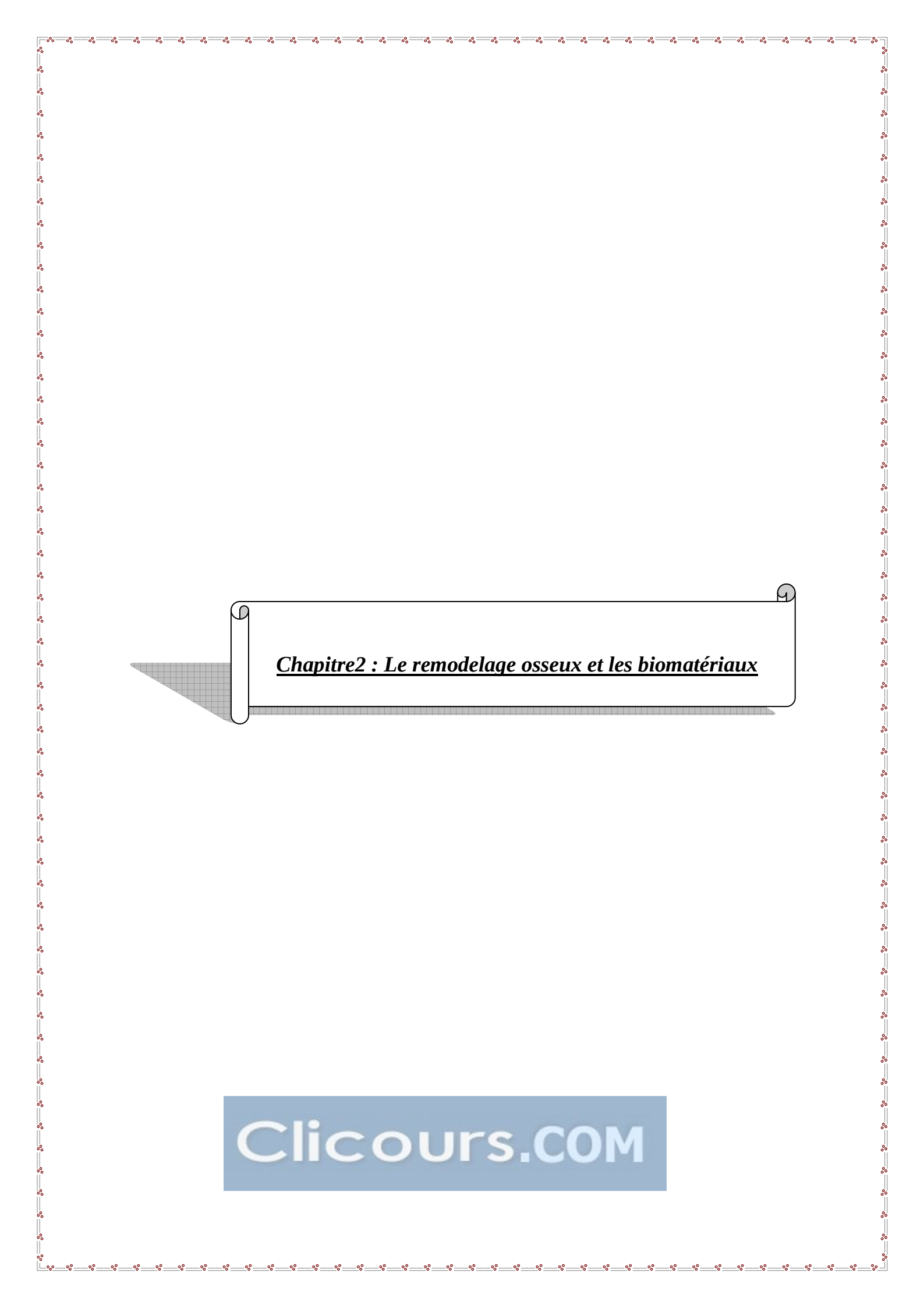
[38] Oğuz Kayabaş, Emir Yüzbasıoğlu et Fehmi Erzincanl, Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method, *Advances in Engineering Software*, Vol.37, p.649–658, 2006.

[39] Liang Kong, Zexu Gu , Kaijin Hu, Hongzhi Zhou , Yanpu Liu et Baolin Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, *Advances in Engineering Software*, Vol.40, Issue 9, p.935-940, 2009.

[40] Yingying Sun, Liang Kong , Kaijin Hu, Cheng Xie, Hongzhi Zhou, Yanpu Liu et Baolin Liu, Selection of the implant transgingival height for optimal biomechanical properties: a three-dimensional finite element analysis, *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, Vol.47, Issue 5, p.393-398, 2009.

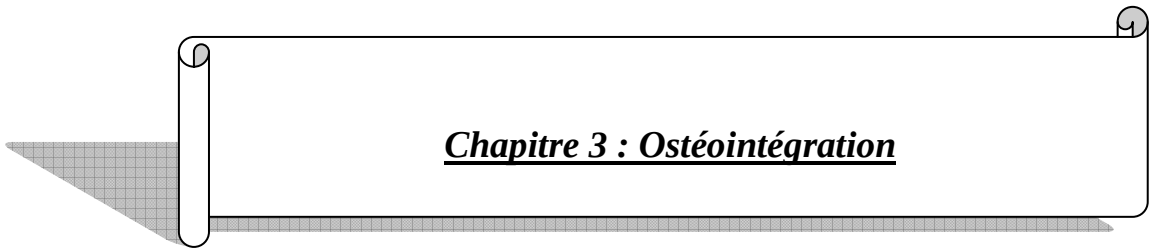


Chapitre1 : Historique de l'implantologie dentaire

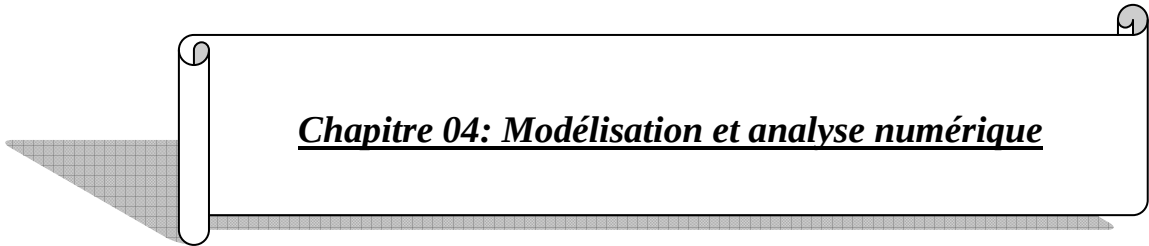
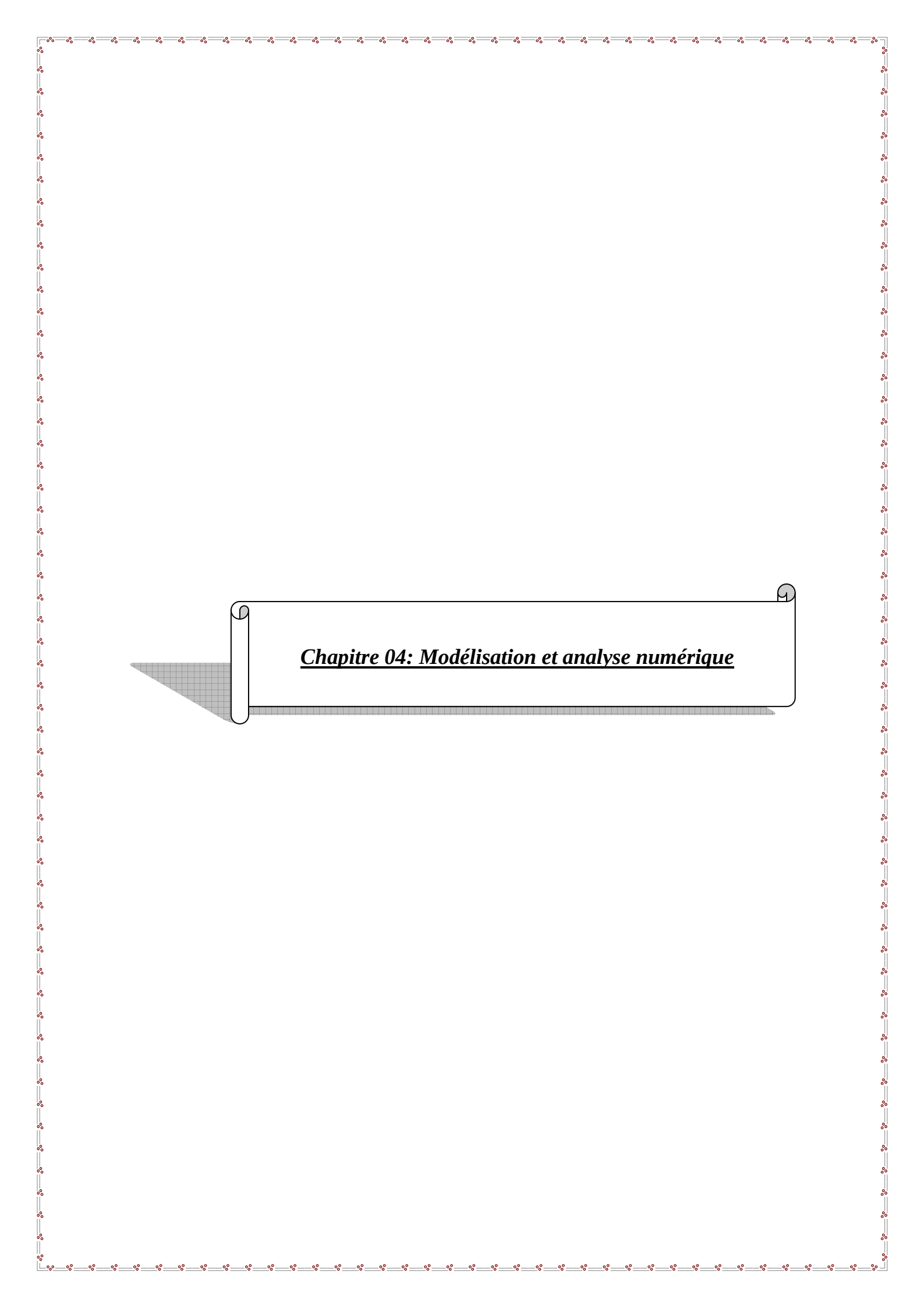


Chapitre2 : Le remodelage osseux et les biomatériaux

Clicours.COM

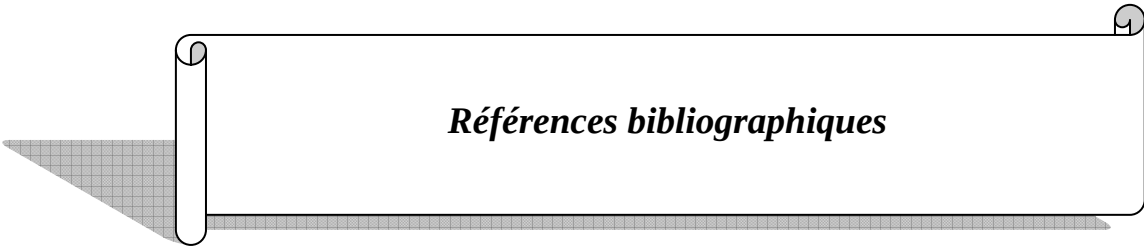
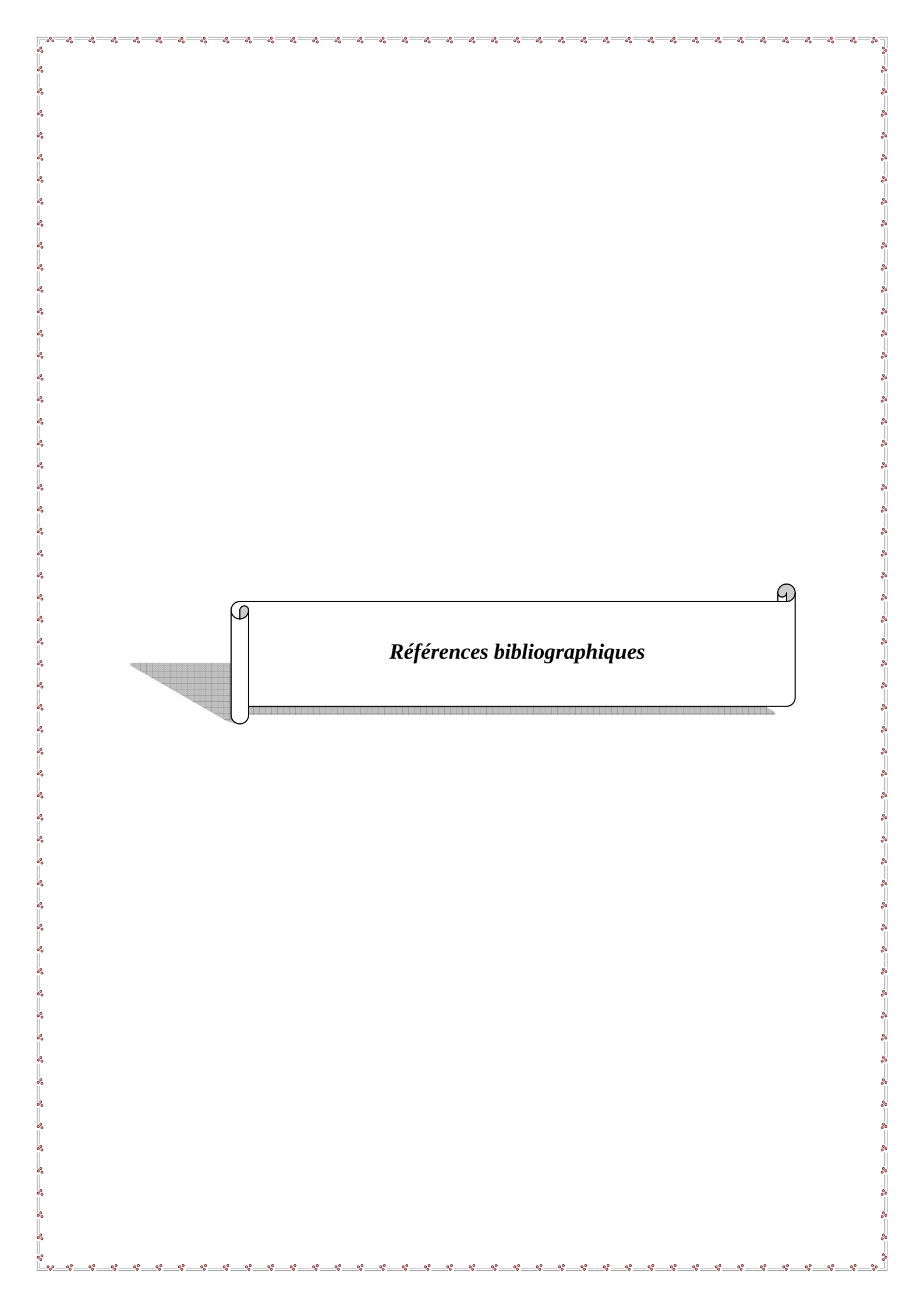


Chapitre 3 : Ostéointégration

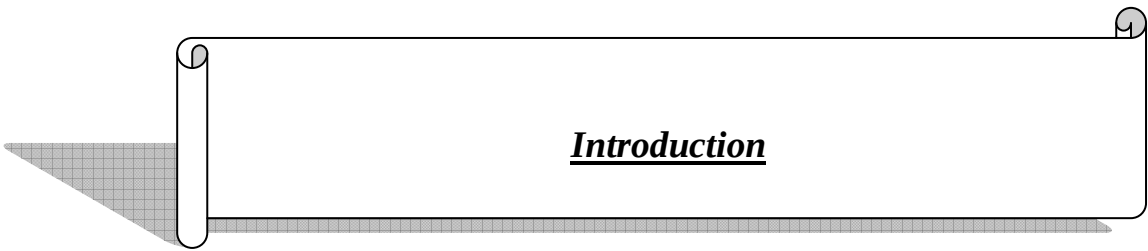


Chapitre 04: Modélisation et analyse numérique

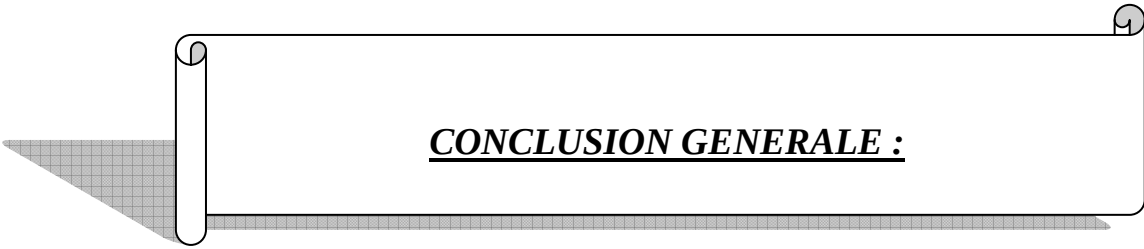
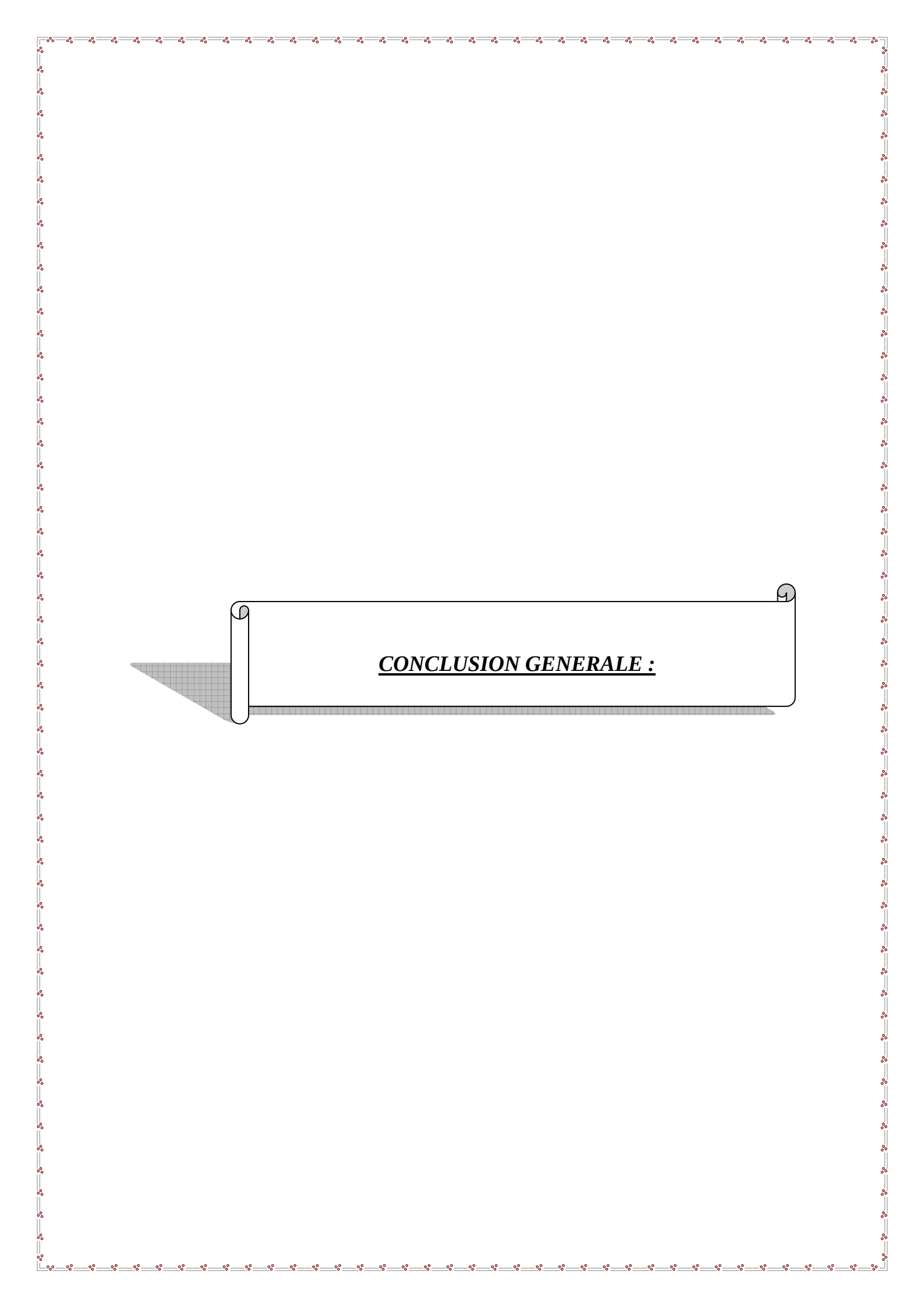




Références bibliographiques



Introduction



CONCLUSION GENERALE :

Résumé

Ce travail porte sur une étude macroscopique de la réaction de l'os face à l'implant dentaire et étudie 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. Nous montrons que ce niveau est plus important sur le contact du contour os-implant. Ce travail a été réalisé pour tenter de répondre à certaines interrogations notamment celles concernant La localisation et la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire. Le système étudié est composé de cinq pièces : la couronne en céramique feldspathique, le pilier 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 corono- apicale, disto-mesiale 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 les différents composants est faite en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) Solidworks 2011.

Nous avons étudié le comportement mécanique de l'implant en utilisant la méthode des éléments finis-en moyennant le logiciel d'analyse numérique Abaqus (6.9.3).

Mots clés : implant dentaire, ostéointégration, 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. We show that this level is higher on the bone-implant contact contour. This work was done to try to answer some questions, particularly those concerning the localization and quantification of risks in and around the implant unit. The system studied is composed by five parts: crown feldspar ceramic, the pillar and the titanium alloy implant, the jaw consists of spongy bone and cortical bone subjected to mechanical load simulating the operation of tooth in the three directions corono-apical, mesial and distal-bucco-lingual. The materials used are of biomaterials, they are intended to be in contact with biological systems. Modeling of the dental implant and the various components is done using the software (CAD / CAM) Solid works 2011. We studied the mechanical behavior of the implant using the finite element method by averaging the numerical analysis Abaqus (6.9.3) software.

Key words: dental implant osteointegration, solidworks, Abaqus

Résumé

Ce travail porte sur une étude macroscopique de la réaction de l'os face à l'implant dentaire et étudie 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. Nous montrons que ce niveau est plus important sur le contact du contour os-implant. Ce travail a été réalisé pour tenter de répondre à certaines interrogations notamment celles concernant la localisation et la quantification des risques dans et autour de l'unité implantaire. Le système étudié est composé de cinq pièces : la couronne en céramique feldspathique, le pilier 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 coronale, 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 les différents composants est faite en utilisant le logiciel de (CAO/DAO) Solidworks 2011.

Nous avons étudié le comportement mécanique de l'implant en utilisant la méthode des éléments finis en moyennant le logiciel d'analyse numérique Abaqus (6.9.3).

Mots clés : implant dentaire, ostéointégration, 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. We show that this level is higher on the bone-implant contact contour. This work was done to try to answer some questions, particularly those concerning the localization and quantification of risks in and around the implant unit. The system studied is composed by five parts: crown feldspar ceramic, the pillar and the titanium alloy implant, the jaw consists of spongy bone and cortical bone subjected to mechanical load simulating the operation of tooth in the three directions coronal-apical, mesial and distal-bucco-lingual. The materials used are of biomaterials, they are intended to be in contact with biological systems. Modeling of the dental implant and the various components is done using the software (CAD / CAM) Solid works 2011. We studied the mechanical behavior of the implant using the finite element method by averaging the numerical analysis Abaqus (6.9.3) software.

Key words: dental implant osteointegration, solidworks, Abaqus