

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة بوابكريد
تلمسان

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –
Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

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

En : Génie mécanique

Spécialité : Construction Mécanique

Par : **BOUABDALLAH YASSAMINE**

Sujet

Modélisation et analyse numérique d'une couronne dentaire.

Soutenu publiquement, le **21/06/2022**, devant le jury composé de :

M MEFTAH Khouane
M CHORFI Mohammed
M ZINAI Abdelhadi
M SIFI Miloud

Professeur Université de Tlemcen
MCA Université de Tlemcen
MCB Université de Tlemcen
Docteur Université de Tlemcen

Président
Examineur
Encadreur
Co-Encadreur

Année universitaire : 2021/2022

Résumé

Le terme couronne dentaire désigne un type de restauration dentaire qui recouvre complètement une dent. Les couronnes sont souvent utilisées pour restaurer la santé d'une dent qui est menacée par exemple par une grande carie ou endommagée par un accident. Les couronnes sont ancrées à la dent à l'aide d'un ciment dentaire et peuvent être fabriquées dans divers matériaux. Le métal est un choix de matériau courant.

L'objectif de cette étude était d'examiner la distribution des contraintes dans les couronnes dentaires avec différentes conditions de chargement et différents matériaux.

Dans notre travail, la géométrie tridimensionnelle de notre modèle de la couronne est soumise à un chargement mécanique. Le fonctionnement de la dent est simulé 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. Notre couronne a été étudiée en l'alliage d'or puis en céramique feldspathique.

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

Mots clés : couronne dentaire, implant, solidworks, Abaqus.

Abstract:

The term dental crown refers to a type of dental restoration that completely covers a tooth. Crowns are often used to restore the health of a tooth that is threatened by, for example, a large cavity or damaged by an accident. Crowns are anchored to the tooth with dental cement and can be made from a variety of materials. Metal is a common material choice. The objective of this study was to investigate the stress distribution in dental crowns under different loading conditions and materials.

In our project, firstly, the three-dimensional geometry of the crown system model, subjected to mechanical loading simulating tooth function in the three directions coronal-

apical, disto-mesial and buco-lingual. The materials used are biomaterials and are intended to be in contact with biological systems. The materials used in this project are gold alloy, feldspathic ceramic. The modelling of the dental crown is done using the CAD software "Solidworks 2011". The mechanical behaviour of a crown was studied by applying the finite element method with the simulation and numerical analysis software "Abaqus (6.14)".

Key words: tooth crown. dental implant, solidworks, Abaqus

ملخص

يشير مصطلح تاج الأسنان إلى نوع من ترميم الأسنان يغطي السن تمامًا. غالبًا ما تُستخدم التيجان لاستعادة صحة السن المهددة بتجويف كبير أو المتضررة من حادث. يتم تثبيت التيجان على السن بالأسمنت السني ويمكن أن تكون مصنوعة من مجموعة متنوعة من المواد. المعدن هو اختيار المادة الشائعة. كان الهدف من هذه الدراسة هو فحص توزيع الإجهاد في تيجان الأسنان ذات ظروف التحميل والمواد المختلفة. في مشروعنا، أولاً وقبل كل شيء، الهندسة ثلاثية الأبعاد لنموذج نظام التاج، التي خضعت لتحميل ميكانيكي يحاكي تشغيل السن في الاتجاهات الثلاثة ذات القمة الزرقاء والقمة الوسطية ولساني شذقي. المواد المستخدمة هي مواد حيوية، ومن المقرر استخدامها جنباً إلى جنب مع الأنظمة البيولوجية. المواد المستخدمة في هذا المشروع هي سبائك الذهب والسيراميك الفلديسباتيك

درسنا السلوك الميكانيكي «Solidworks 2011» (CAO/DAO) تتم نمذجة تاج الأسنان باستخدام البرنامج للتاج من خلال تطبيق طريقة العناصر المحدودة باستخدام برنامج المحاكاة والتحليل العددي "Abaqus (6.14)".

solidworks, Abaqus

كلمات مفتاحية: تاج الأسنان ، زراعة الأسنان



DEDICACE

Je dédie ce modeste travail à mon cher père YUCEF et ma chère mère NADJET.

A mon mari REDA qui m'a aidé énormément par sa patience dans les moments difficiles et par son encouragement.

A ma fille RAZIA, à mon frère, HAMZA

A ma sœur MERIEM et son mari BOUBKER

A toute ma famille et à ma belle-famille par leur gentillesse et leur conseil qui m'a facilité mon chemin d'étude, mon Frère HAMZA et ma cousine KHOUIRA et HANAA pour leur soutien, sans oublier ma chère fille RAZIA le bonheur de ma vie.

Moral, et à toute ma famille BOUABDALLAH et RAHMOUN pour leur amour.

A mon, encadreur ZINAI Abdel Hadi et à tous mes enseignants.

A tous mes collègues.

Je n'oublierai pas mes chères amies : Karima, Naima, Assia, Imen, Youssra, Fouzia qui m'ont encouragé.



Remerciement

Mes profonds remerciements vont à mon encadrant ZINAI Abdel Hadi qui a accepté d'encadrer et de diriger mes travaux du projet de fin d'étude .

Au terme de ce travail, je tiens à exprimer ma profonde gratitude et mes sincères remerciements à SIFI MILOUD pour tout le temps qu'il m'a consacré leurs directives précieuses, et pour la qualité de leur suivi durant toute la période.

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

Je remercie mes parents et mon mari pour leur soutien et encouragement durant tout cursus universitaire

Liste des Figures

| | |
|--|-----------|
| Figure 1 : dessin de léonard de Vinci, anatomiste de génie (-dessins-de-léonard-de-Vinci-anatomiste-de-génie | 5 |
| Figure 2 : estimation photographie ancienne | 6 |
| Figure 3: Cyclo gramme du poignet lors d'un mouvement de forge au laboratoire de l'Institut Centrale du Travail, Russie | 7 |
| Figure 4 : Physiologie de mastication | 11 |
| Figure 5 : Diduction de la mandibule | 13 |
| Figure 6 : Forces masticatoires | 13 |
| Figure 7 : Surfaces convexes des cuspides | 15 |
| Figure 8 : dent d'animaux de l'ivoire | 16 |
| Figure 9 : type d'os | 20 |
| Figure 10 : structure d'UN l'os long | 21 |
| Figure 11 : Coupe longitudinale d'un fémur. | 22 |
| Figure 12 : Structure de l'os trabéculaire. | 22 |
| Figure 13 : Structure de l'os cortical | 23 |
| Figure 14 : les cellules osseuses | 24 |
| Figure 15 : les cellules osseuses, indiqués par des flèches noires | 24 |
| Figure 16 : Ostéoclastes vus au microscope indiqués par des flèches noires | 25 |
| Figure 17 : Classification de Mish | 27 |
| Figure 18 : Classification osseuse selon Lekholm et Zarb | 28 |
| Figure 19 : remodelage osseux | 29 |
| Figure 20 : La résorption osseuse | 30 |
| Figure 21 : Les différentes phases du remodelage osseux | 31 |
| Figure 22 : Types de déformations selon la contrainte exercée | 33 |
| Figure 23 : type de déformation | 34 |
| Figure 24 : Vue latérale droite de la Mandibule | 37 |
| Figure 25 : Implant de Branemark | 38 |
| Figure 26 : Les os constituant le crâne. | 39 |
| Figure 27 : maxillaire | 40 |
| Figure 28 : mandibule | 40 |
| Figure 29 : Coupe transversale d'une dent dans la zone alvéolaire | 41 |
| Figure 30 : Schéma de la structure de la dent et de son support | 42 |
| Figure 31 : l'endement perte osseuse | 43 |
| Figure 32 : Restauration des dents perdues par implantation dentaire | 44 |
| Figure 33 : implant dentaire | 45 |
| Figure 34: Types de chirurgie dentaire | 46 |
| Figure 35 : implant juxta osseux | 47 |
| Figure 36 : les implants endo-osseux | 48 |
| Figure 37 Implants dentaires endo-osseux | 48 |

| | |
|--|-----------|
| Figure 38 : Images illustrant d'implant dentaire | 49 |
| Figure 39 : morphologie d'implant dentaire | 50 |
| Figure 40 : différents type de col | 51 |
| Figure 41 : différents types de corps | 51 |
| Figure 42 : Protocole en deux temps chirurgicaux | 53 |
| Figure 43 : Protocole en un temps chirurgical | 54 |
| Figure 44 : Effet des matériaux bio tolère | 57 |
| Figure 45 : Interface Os/Titane. | 58 |
| Figure 46 : cas de bonne Ostéo-intégration.....61 | 61 |
| Figure 47 : la surface d'implant occupé | 61 |
| Figure 48 : la couronne dentaire | 64 |
| Figure 49: poser une couronne | 70 |
| Figure 50: couronne provisoire sur molaire | 71 |
| Figure 51 : couronne ceramo -métallique | 72 |
| Figure 52 : couronnes dentaires en haute métal d'or | 72 |
| Figure 53 : couronne en résine | 73 |
| Figure 54 : Chargements appliqués à la couronne dentaire | 86 |
| Figure 55 : niveau de réparation de la contrainte equivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge coronno-apicale) | 87 |
| Figure 56:niveau de réparation de la contrainte equivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure(charge bucco-lingual) | 88 |
| Figure 57:niveau de réparation de la contrainte equivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure(charge de mesio –distale) | 89 |
| Figure 58:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-bl) | 90 |
| Figure 59:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge lb-md) | 91 |
| Figure 60:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-md) | 92 |
| Figure 61:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge triaxial) | 92 |
| Figure 62:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge ca) | 93 |
| Figure 63:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge bl) | 94 |
| Figure 64:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge md) | 95 |
| Figure 65:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge bi-axial) | 95 |
| Figure 66:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-bl) | 96 |
| Figure 67:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge CA-MD) | 97 |
| Figure 68:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomis mises induite dans les éléments de la structure (charge triaxial) | 98 |

Liste des tableaux

| | |
|---|----|
| Tableau 1 : Travaux et applications actuelles en biomécanique | 20 |
| Tableau 2 : Tableau Récapitulatif des protocoles de mise en place de l'implant | 65 |
| Tableau 3 : les Propriétés mécaniques | 96 |
| Tableau 4 : Etapes de dessin de la surface occlusale | 77 |

Sommaire

| | |
|--|-----------|
| Chapitre 01 : Généralité Sur La Biomécanique | 3 |
| 1.1 | 4 |
| 1.2 Histoire de la biomécanique | 4 |
| 1.3 Propriétés mécaniques des biomatériaux | 9 |
| 1.4 Domaine d'application de la biomécanique | 9 |
| 1.5 Mécanique de la mastication | 11 |
| 1.6 Abaissement et élévation : | 12 |
| 1.6.1 Propulsion et répropulsion : | 12 |
| 1.6.2 Diduction : | 12 |
| 1.7 Etude des forces sur le plan mastication | 13 |
| 1.8 L'évolution de l'implantologie dentaire : | 15 |
| 1.8.1 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C) : | 15 |
| 1.8.2 Période médiévale (de 1000 à 1800) : | 16 |
| 1.8.3 Période fondamentale (de 1800 à 1910) : | 16 |
| 1.8.4 Période Pré moderne (de 1910 à 1930) : | 16 |
| 1.8.5 Période moderne (de 1930 à 1978) : | 16 |
| 1.8.6 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Brånemark) : | 17 |
| 1.2 | 20 |
| Chapitre 02 : Rappel Sur Le Tissu Osseux | 18 |
| 2.1 | 22 |
| 2.2 Les différents types d'os : | 19 |
| 2.3 La microstructure osseuse : | 21 |
| 2.3.1 L'os trabéculaire : | 21 |
| 2.3.2 L'os cortical : | 23 |
| 2.4 Les cellules osseuses : | 24 |
| 2.5 Les cellules ostéogènes | 24 |
| 2.6 La matrice osseuse : | 26 |
| 2.7 Qualité osseuse : | 26 |
| 2.7.1 Classification de Brånemark et Albrektsson : | 26 |
| 2.7.2 Classification de Misch : | 27 |
| 2.7.3 Classification de Lekholm et Zarb : | 27 |
| 2.8 Remodelage osseux : | 28 |
| 2.8.1 Les différentes phases du remodelage [28] : | 29 |

| | | |
|--|--|-----------|
| 2.9 | Modèles phénoménologiques et mécanistiques : | 31 |
| 2.10 | COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE L'OS : | 32 |
| 2.11 | GÉNÉRALITÉS SUR LES MATÉRIAUX : | 32 |
| 2.11.1 | Déformation des os : | 33 |
| 2.11.2 | Contraintes : | 34 |
| 2.12 | Conclusion | 35 |
| Chapitre III : Implantologie dentaire | | 36 |
| 3.1 | Introduction | 37 |
| 3.2 | Généralités sur l'implantologie : | 37 |
| 3.2.1 | Historique de l'implantologie : | 37 |
| 3.2.2 | Les débuts de l'implantologie dentaire : | 37 |
| 3.2.3 | L'implantologie dentaire moderne « l'ostéo-intégration » : | 38 |
| 3.3 | Anatomie de la mâchoire : | 39 |
| 3.4 | Processus alvéolaires : | 40 |
| 3.5 | Anatomie de la dent : | 41 |
| 3.6 | L'endementement : conséquences et solutions : | 43 |
| 3.7 | Implant dentaire : | 44 |
| 3.7.1 | Définition : | 44 |
| 3.7.2 | Différents types d'implants dentaires : | 45 |
| 3.8 | Les formes des implants dentaires : | 49 |
| 3.9 | La morphologie dentaire | 49 |
| 3.10 | Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire : | 52 |
| 3.10.1 | Protocole en deux temps chirurgicaux : | 53 |
| 3.10.2 | Protocole en un temps chirurgical : | 54 |
| 3.11 | Les Biomatériaux et leurs Application en Implantologie : | 56 |
| 3.11.1 | Introduction sur les biomatériaux | 56 |
| 3.11.2 | Différents types de biomatériaux : | 56 |
| 3.12 | Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale (titane et alliage de titane) : | 58 |
| 3.12.1 | Le titane : | 58 |
| 3.13 | Ostéo-intégration : | 60 |
| 3.13.1 | Définition | 60 |
| 3.13.3 | Qualité d'Ostéo – intégration | 61 |
| 3.14 | Facteurs qui influent sur l'ostéo-intégration : | 61 |
| 3.15 | Conclusion | 62 |

| | |
|--|-----------|
| Chapitre IV : La Couronne Dentaire | 63 |
| 4.1 Définition : | 64 |
| 4.2 Comment réparer avec une couronne : | 65 |
| 4.2.1 Implants : | 66 |
| 4.2.2 Dents traitées endodontique ment | 66 |
| 4.2.3 Couronne arpentée : | 67 |
| 4.2.4 Esthétique : | 67 |
| 4.3 Raisons de la mise en place d'une couronne : | 67 |
| 4.3.1 Délabrement de la dent : | 67 |
| 4.3.2 Dent dévitalisée : | 67 |
| 4.4.1 Étapes de la pose d'une couronne | 69 |
| 4.4.1 Couronne sur dent dévitalisée | 69 |
| 4.4.2 Couronne provisoire | 70 |
| 4.5 Les différents types de couronnes dentaires | 71 |
| 4.5.1 La couronne céramo-métallique | 71 |
| 4.5.2 La couronne céramo-céramique | 71 |
| 4.5.3 La couronne métallique : | 72 |
| 4.2.4 La couronne en résine : | 73 |
| 4.6 Longévité de la couronne : | 73 |
| 4.7 Les Avantages d'une couronne dentaire | 74 |
| Chapitre V : Modélisation et Simulation Numérique | 75 |
| 5.1 Introduction | 76 |
| 5.2 Modélisation de la Couronne dentaire : | 76 |
| 5.3 Introduction du système solidworks : | 76 |
| 5.4 Modélisation de la couronne (surface occlusale) : | 77 |
| 5.5 Simulation de Couronne dentaire : | 77 |
| 5.5.1 Introduction du système ABAQUS : | 77 |
| 5.5.2 Description du logiciel | 78 |
| 5.6 Resultats et analyse : | 85 |
| 5.6.1 Conditions de chargement | 85 |
| 5.6.2 Données des matériaux utilisés dans l'étude : | 85 |
| 5.7 Effets du chargement | 86 |
| 5.7.1 Effets de chargement simple | 87 |
| 5.7.2 Effets du chargement combiné bi axial : | 89 |

| | | |
|----------------------------|---|-----------|
| 5.7.3 | Effets du chargement combiné triaxial : | 92 |
| 5.8.1 | Effets de chargement simple : | 93 |
| 5.8.2 | Effets du chargement combiné bi axial : | 95 |
| 5.8.3 | Effets du chargement combiné triaxial : | 97 |
| 5.9. | Discussion : | 98 |
| Conclusion générale | | 99 |

Introduction général

La biomécanique est la science qui applique les principes de la mécanique à la compréhension des processus et des fonctions biologiques. Son objectif principal est donc de caractériser le mouvement des organes vivants, et ses variations différentielles (contraintes, déformation, ..). Le but de la biomécanique est de prévoir le comportement mécanique (mouvement, déformations et contraintes) d'un tissu ou d'un organe, en tenant compte des charges agissant sur lui, de sa microstructure et des contraintes imposées par d'autres organes.

La biomécanique dentaire est une approche interdisciplinaire dans laquelle les principes d'ingénieries sont appliqués à la médecine dentaire, il est communément admis aujourd'hui que l'harmonie des contacts dentaires est primordiale dans le maintien de l'équilibre physiologique et anatomique de cet appareil, tant sur le plan statique que dynamique. Les pertes dentaires et leur non-compensation à brève échéance ont souvent pour conséquence la perte des contacts proximaux et occlusaux pouvant être à l'origine de migrations dentaires (égressions, versions, rotations), avec toujours de profondes perturbations du plan d'occlusion.

Toutes les contraintes masticatoires se portent dès lors sur les dents résiduelles avec des conséquences à la fois sur le parodonte et sur les dents. Ainsi, à plus ou moins long terme, les pertes dentaires non compensées par une thérapeutique prothétique se soldent par des modifications importantes au niveau des segments dentés résiduels : modification de la forme de l'arcade résiduelle, modification des courbes de compensation, perte de la dimension verticale d'occlusion, apparition de diastèmes et perte de contact avec les dents adjacentes, apparition d'interférences et de prématurités perturbant la dynamique masticatrice, on comprend donc mieux l'importance de remplacer cette dent manquante par une prothèse dentaire.

Un implant dentaire est assimilable à une racine artificielle. Il se présente le plus souvent sous la forme d'une vis en titane placée dans l'os de la mâchoire. Il remplace la ou les racines d'une dent absente et sert de support pour réaliser une couronne dentaire, un bridge dentaire ou une prothèse dentaire amovible. e. On comprend donc mieux l'importance de la couronne dentaire.

Une couronne dentaire est simple : recouvrir une dent abîmée, fracturée ou dévitalisée dans le but de la préserver et prolonger sa durée de vie. Elle permet de maintenir l'apparence et les fonctions de la dent encore vivante.

Le plus important avec la pose d'une couronne dentaire est que l'on ne remarque aucune différence avec la dent naturelle. Ce qui explique pourquoi beaucoup de personnes y ont recours puisqu'elle donne une belle apparence à votre dent et donc à votre sourire.

Le fait d'avoir une couronne provisoire pendant quelques semaines permet à votre dentiste de vous offrir un confort maximum en attendant de recevoir la définitive.

L'objectif principal de cette thèse est l'analyse du comportement mécanique de la couronne dentaire à partir de simulations numériques des transferts de charges par la méthode des éléments finis. Nous visons établir une relation entre les forces appliquées et les contraintes mécaniques générées dans le but de déterminer les zones de concentration de contraintes lors de la mastication. Pour ceci nous suivons le plan décrit par les **CINQUES chapitres** qui constituent cette thèse :

- **le premier chapitre** porte sur la généralité sur la biomécanique, notamment la biomécanique du système masticatoire.
- **le deuxième chapitre** traite un rappelle sur la microstructure du tissu osseux, et le comportement mécanique de l'os.
- **le troisième chapitre** est consacré à l'implantologie dentaire et les biomatériaux en implantation dentaire. D'une part, nous avons présenté l'implantologie dentaire avec ces protocoles chirurgicaux et les types d'implants dentaires utilisés et d'autre part Nous avons donné des rappels anatomiques sur la dent et la mâchoire ; ainsi que les principes de biomécanique dentaires.
- **le quatrième chapitre** présente la couronne dentaire de manière générale avec leur avantage.
- **le cinquième chapitre** expose les différentes techniques de modélisation numérique dans l'étude d'un comportement biomécanique sur une couronne dentaire en utilisant une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, étudier des contraintes en utilisant le logiciel **ABCUS**.

Chapitre 01 :
Généralité Sur
La
Biomécanique

1.1 Introduction

La biomécanique

est l'exploration des propriétés mécaniques des organismes vivants ainsi que l'analyse des principes de l'ingénierie faisant fonctionner les systèmes biologiques. Elle traite des relations existantes entre les structures et les fonctions à tous les niveaux d'organisation du vivant à partir des molécules, comme le collagène ou l'élastine, aux tissus et organes. La biomécanique caractérise les réponses spatio-temporelles des matériaux biologiques, qu'ils soient solides, fluides ou viscoélastiques, à un système imposé de forces et de contraintes internes et externes.

Outre la mécanique classique, la biomécanique fait appel à diverses disciplines et techniques comme la rhéologie, pour étudier le comportement des fluides biologiques comme le sang, la résistance des matériaux, pour modéliser les contraintes subies par les tissus comme le cartilage des articulations ou encore les os, la mécanique du solide pour analyser la motricité et la locomotion, depuis les cellules individuelles aux organismes entiers, ce qui constitue une partie intégrante de la kinésiologie .

1.2 Histoire de la biomécanique

✓ La période antique

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

Dans le courant du 2ème siècle, Claude Galien (130-201 ou 216), médecin de l'empereur romain Marc Aurèle, a contourné l'interdiction de dissection du corps humain en étudiant l'anatomie animale, et notamment celle du singe Magot. Ces connaissances anatomiques,

souvent erronées, resteront inchangées plus de 1300 ans – jusqu’aux dissections humaines faites par le médecin flamand Andreas Vesalius (1514-1564) qui révolutionnera l’anatomie et l’étude du corps humain.

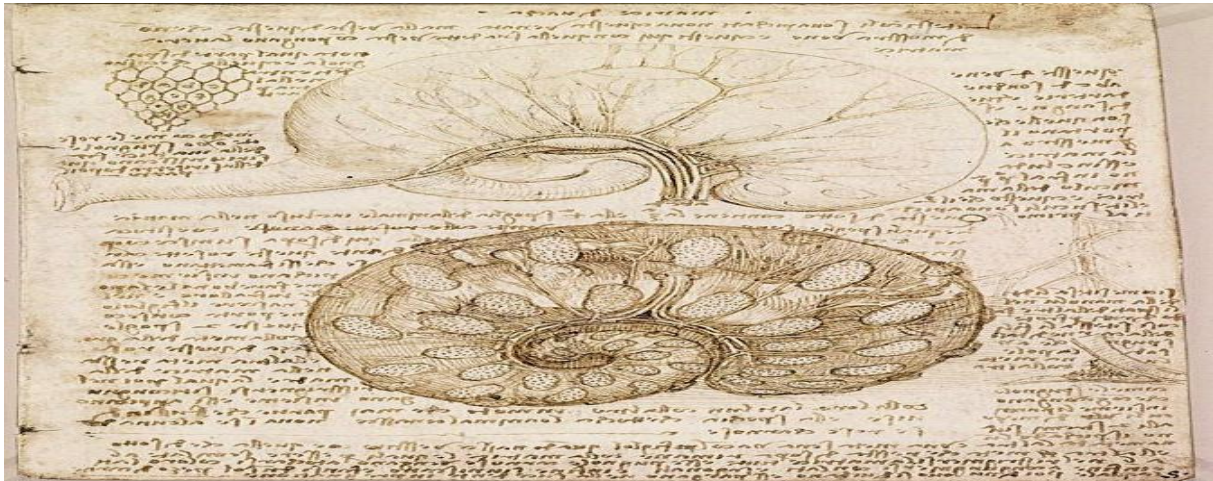


Figure 1 : dessin de Léonard de Vinci, anatomiste de génie (-dessins-de-léonard-de-Vinci-anatomiste-de-génie

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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

A partir de sa rencontre avec Muybridge, Marey crée le fusil photographique en 1882 (Fig. 4). C'est un appareil portatif qui permet de prendre 12 clichés sur une même plaque grâce à un obturateur rotatif. Il permet de décomposer et d'étudier facilement le mouvement. Sur la base du fusil, Marey invente le chronophotographe. C'est un appareil fixe qui fonctionne sur le même principe que le fusil.

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

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

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



Figure 2 : estimation photographique ancienne

-Le XXème siècle : La biomécanique comme science moderne

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

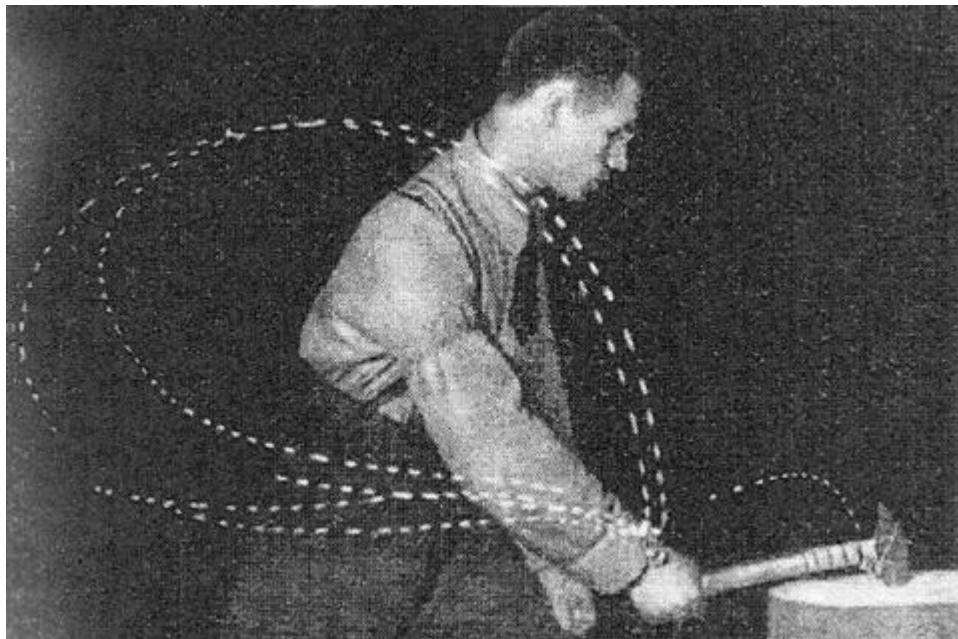


Figure 3: Cyclo gramme du poignet lors d'un mouvement de forge au laboratoire de l'Institut Centrale du Travail, Russie

A cette époque, les travaux de Jules Amar (1879-1935) prennent une importance significative en liant les théories du mouvement articulaire à la physiologie humaine pour la rééducation de patients amputés qui nécessitent des prothèses. Pour cela, Amar invente le "trottoir dynamographique" qui permet de mesurer les forces appliquées au sol par les patients, il l'utilise pour adapter les prothèses aux patients. Cet appareil est l'ancêtre de la

plateforme de force qu'il est possible de retrouver quasiment dans chaque laboratoire de biomécanique de nos jours. La première guerre mondiale est la cause d'un grand nombre d'amputations des membres inférieurs et supérieurs. De ce fait, l'attention de nombreux chercheurs (e.g., Mommsen (1918), Shede (1918), Bloch (1919), Schmetz (1921), Verth (1927), etc.) s'est portée sur l'étude du mouvement et la réalisation de prothèses.

En Russie, le développement de la biomécanique commence avec les travaux du physiologiste Ivan Sechenov (1829-1905) et du physicien et anatomiste Peter Lesgaft (1837-1909). Cependant, c'est Nikolai Bernstein (1896-1966), neurophysiologiste mais ayant suivi une formation en mécanique et mathématique, qui représente la biomécanique russe au niveau internationale. Ce scientifique et ses collaborateurs ont analysé le mouvement humain, notamment pour optimiser la performance des ouvriers (Fig. 6). C'est Bernstein qui a nommé le terme biomécanique pour désigner l'étude du mouvement à travers l'application des principes mécaniques.

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

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

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

Scherb, un scientifique suisse, publie dans les années 1940 ses travaux sur l'activité musculaire. Il enregistre l'activité électrique musculaire de différents muscles lors de la

marche sur tapis roulant. Il appelle sa méthode, la myokinésiologie. Il utilise ses résultats pour diagnostiquer d'éventuels problèmes musculaires et effectuer des contrôles après transplantation musculaire. Il est un des premiers scientifiques à soutenir l'idée que pour des activités automatiques telle que la marche, la stratégie neuromusculaire s'apprend grâce à l'expérience et s'enregistre profondément pour la vie entière.

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

A la fin de la seconde guerre mondiale, la recherche expérimentale en biomécanique en Allemagne est pratiquement arrêtée et elle est fortement affaiblie dans le reste de l'Europe. Pour des raisons évidentes, sont financés uniquement des travaux portant sur l'aide aux millions d'invalides par la construction de prothèses, d'orthèses et de recherches en orthopédie. Le pôle d'influence scientifique se déplace alors en Amérique du Nord. Cependant vers la fin du 20ème siècle, les sciences d'analyse du mouvement se développeront de nouveaux en Europe et en Asie. [1]

Plusieurs travaux scientifiques récents ont été consacrés à l'analyse et à la modélisation numérique du comportement biomécanique des implants dentaires, os mandibulaire et dents. **S.Gouasmi et All** (en 2019) ont analysée et observé l'intensité des contraintes biomécaniques induites dans l'os mandibulaire (l'os cortical et l'os spongieux) et dans les éléments des prothèses (abutements, implants, couronnes) sous l'effet des efforts masticatoires. Les modèles 3D étudiés sont soumis à un chargement.[73].

Liang-Konget ont optimisé les grandeurs géométriques de l'implant dentaire verser ONU comportement biomécanique optimale. [73]. **Dr Christophe en 2021** explique Le quart, porte-parole de l'Union française pour la santé buccodentaire (UFSBD). **Dr Bernard Guillaume** est spécialisé en implantologie il a fait plusieurs essaye possible, jusqu'à ce qu'il a préféré poser des implants plutôt que des bridges [74].

1.3 Propriétés mécaniques des biomatériaux

On peut caractériser mécaniquement les biomatériaux comme tous les autres au moyen des dimensions usuelles utilisées dans l'étude de la résistance des matériaux : module de Young, coefficient de Poisson, Tension ultime, etc. Leur particularité se retrouve par contre dans leur grande anisotropie ; les propriétés mécaniques des tissus vivants diffèrent souvent selon l'orientation observée. De plus, au sein d'une même structure, sa composition peut varier et modifier le comportement mécanique local. Le facteur d'échelle est donc important à considérer dans cette discipline. **[2]**

1.4 Domaine d'application de la biomécanique

La biomécanique ouvre un champ d'intérêt très large et fait intervenir plusieurs spécialités.

- Cependant les spécialistes cherchent tous à leur façon de mieux : **[3]**
- Comprendre le comportement mécanique du monde animal et végétal.
- Améliorer la performance d'une personne ayant une incapacité physique.
- Améliorer la performance d'un athlète de haut niveau.
- Améliorer la performance par les aides orthopédiques ou le matériel sportif.
- Établir des normes de sécurité.

Plus précisément, les principaux domaines d'applications actuels sont : **[3]**

Tableau 1 : Travaux et applications actuelles en biomécanique

| | |
|--------------------------------------|--|
| Chirurgie | Résistance, blessures et tolérances des tissus biologiques et des organes ; nouvelles approches chirurgicales, ... |
| Matériaux | Propriétés mécaniques des ligaments, tendons, fascia, os et cartilages ; rhéologie des tissus biologiques ; biocompatibilité des matériaux, |
| Orthopédie et Orthodontie | Aspects biomécaniques de la croissance et génie tissulaire ; Vibrations des organes et des tissus biologiques ; modélisation du système musculo-squelettique, tissus biologiques, articulations ; techniques d'imagerie médicale, techniques d'éléments finis et d'optimisation, ... |
| Organes artificiels | Reins, cœur, poumons, ... |
| Aides techniques | Conception de membres artificiels ; fauteuil roulant, lits, aides à la vision, aides auditives, |
| Activité physique et sportive | Analyse du mouvement humain, ... |
| Ergonomie | Conception de voiture, train ; analyse des postes de travail, ... |
| Aérospatial | Ostéoporose ; mouvement en apesanteur, ... |
| Cardiovasculaire | Cœur artificiel, end prothèse ; pompe ventriculaire, ballon aortique ; machine cœur-poumon ; analyse des turbulences sanguines, |
| Physiologie | Mécanique des fluides ; analyse de la diffusion à la membrane surfactant des poumons ; microcirculation sanguine du sang, ... |
| Robotique | Aide au geste chirurgical, ... |

La biomécanique est présente à tous les niveaux de l'étude du vivant : la cellule (échanges, transformations, pathologie,...), le tissu (croissance, résistance, vieillissement, réparation,...), l'organe (fonctionnement, pathologie, remplacement, le système ou l'appareil (relations entre les organes au sein d'un système, organisation vis-à-vis des propriétés physiques du milieu extérieur, par exemple : l'adaptation de l'appareil cardiovasculaire à la gravité), et le corps dans son ensemble (déambulation, posture, ergonomie, ...). [4]. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques et sportifs. Elle permet d'aider à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir ses changements dus à son altération et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue ainsi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation de nouveaux systèmes.

1.5 Mécanique de la mastication

Les **ATM** (Articulation Temporo Mandibule) font partie des articulations les plus sollicitées avec environ 10.000 mouvements par 24 heures. Elles participent à deux fonctions essentielles, l'ouverture de la bouche et la mastication [5]. Elles fonctionnent simultanément et présentent globalement trois degrés de liberté. Chaque articulation est double du point de vue fonctionnel : dans l'articulation ménisco-temporale s'effectuent des mouvements de glissement, et dans l'articulation ménisco-mandibulaire siègent des mouvements de rotation.

Ces mouvements peuvent être présentés ainsi :

- Abaissement et élévation.
- Propulsion et rétropulsion.
- Diduction.

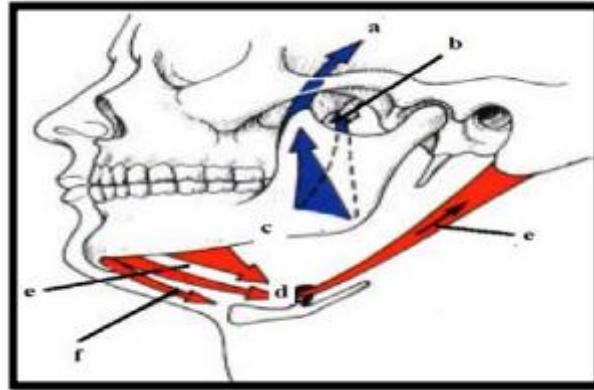


Figure 4 : Physiologie de mastication [6]

| a | b | c | d | e | f |
|-----------------|----------------------------|-----------------|---------------------|--------------------|------------------------|
| Muscle temporal | Muscle ptérygoidien médial | Muscle masséter | Muscle mylohyoïdien | Muscle digastrique | Muscle génio-hyoïdien. |

1.6 Abaissement et élévation :

C'est le mouvement d'ouverture et de fermeture de la bouche. Lorsque la bouche est fermée ou légèrement ouverte, le disque et la tête mandibulaire solidaires glissent en avant et en bas. Pour une ouverture modérée, la tête mandibulaire se place sous le tubercule articulaire de l'os temporal. Pour l'ouverture maximale, la tête mandibulaire subit alors une rotation, c'est l'abaissement. Ce mouvement se décompose donc par une translation suivie d'une rotation. Les muscles moteurs contribuant à l'abaissement sont les muscles : digastriques, mylohyoïdiens et génio- hyoïdiens. Pour l'élévation, les mouvements sont à l'inverse de l'abaissement, la rotation et la translation. Les muscles sont : temporaux, masséters et ptérygoïdiens médiaux. L'amplitude d'ouverture buccale normale physiologique mesurée entre deux incisives est d'environ 45 mm [6]

1.6.1 Propulsion et rétropropulsion :

Ces mouvements ont lieu dans chaque articulation ménisco-temporale. La propulsion consiste en un glissement vers l'avant et en bas de la mandibule. Dans ce mouvement, le ménisque et la tête mandibulaire translatent comme pour l'abaissement. Les muscles

associés sont les ptérygoïdiens latéraux. La rétropulsion est le mouvement inverse. Les muscles sont les temporaux et les digastriques. [7]

1.6.2 Diduction :

Comme le montre la figure (7), la mandibule se porte latéralement. La diduction associe simultanément des mouvements différents des deux côtés. Pendant que l'une des articulations effectue une rotation, l'autre du côté opposé, effectue une translation antérieure

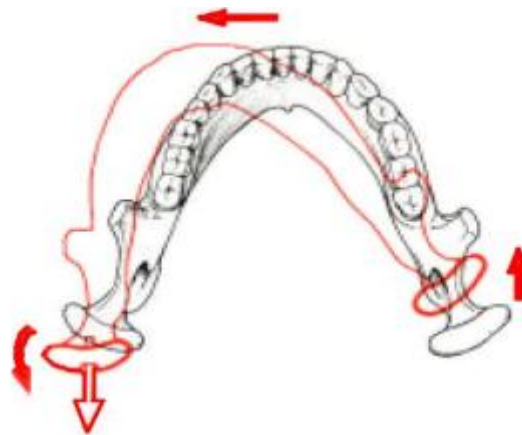


Figure 5 : Diduction de la mandibule [7]

1.7 Etude des forces sur le plan mastication

Comme expliqué précédemment, le système masticatoire est composé, des dents, de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire [7].

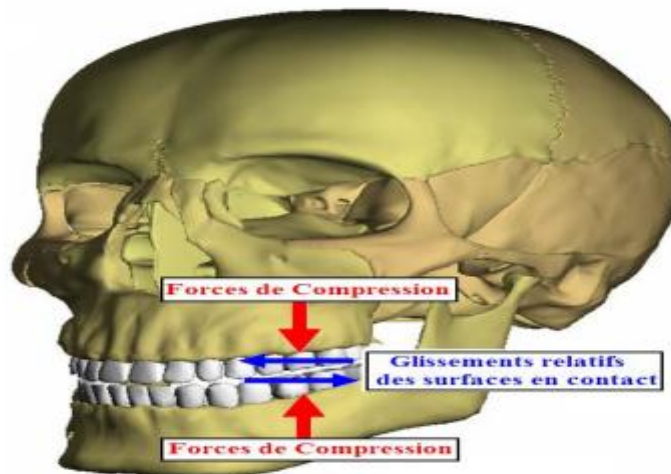


Figure 6 : Forces masticatoires [8]

Le cycle masticatoire est tellement complexe que nous limitons cette étude à seulement ce qui se passe lors de la morsure de l'aliment. A ce propos, selon Slagter et Van Der Bilt [8], les derniers millimètres avant l'occlusion intercuspide maximale sont assimilés à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats. Une mauvaise répartition des charges entraîne une affluence des forces masticatoires sur l'occlusion. Ceci conduit à une malposition dentaire et par conséquent, une répartition non équilibrée de la mastication, ce qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux. Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter, il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent, appelées traumatisme (Figure 6) – Forces masticatoires [9] occlusal. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents. [10]

La force masticatoire peut être évaluée par une électromyographie, un dynamomètre ou une jauge de contraintes. Cette force dépend des aliments absorbés pour les aliments mous elle est de quelques Newtons, pour les aliments relativement durs elle est de 70 à 150 N environ, et elle dépasse les 200 N pour les aliments très durs. La dureté des aliments et le nombre de cycles de mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles : si une force

demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi.

Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court. [10]

Selon Bozkaya, les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varient sur une large plage, par exemple, entre 200 et 900 N. Selon Carlsson, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70 à 80 N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200 N pour une prothèse complète, et entre 40 et 400 N pour un implant prothétique en charge. [11]

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure [12]. Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 N et sur les incisives de 30 N. [13]

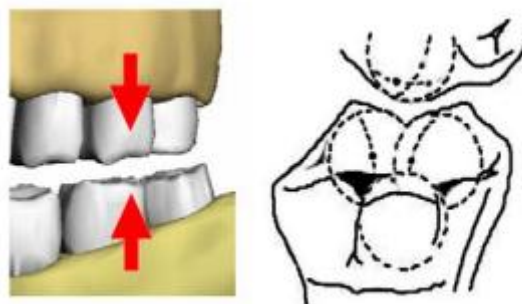


Figure 7 : Surfaces convexes des cuspides

Dans le cas de dents cuspides, Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six ans cuspides en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur. [12]

1.8 L'évolution de l'implantologie dentaire :

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 [14].

Six périodes distinctes caractérisent l'évolution de l'implantologie [15] :

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

1.8.1 Période antique (avant J.C à 1000 après J.C) :

Les premières tentatives d'implants dentaires remontent aux anciennes dynasties égyptiennes et aux 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.



Figure 8 : dent d'animaux 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'endement des décédés

était traité avant de procéder à la momification. Dents d'animaux ou dents sculptées dans l'ivoire.

1.8.2 Période médiévale (de 1000 à 1800) :

A cette époque, l'implantologie se limitait largement à la transplantation. La greffe est effectuée par un coiffeur d'un patient à l'autre. Les dents sont prélevées sur des individus appartenant à des classes sociales défavorisées. Les risques d'infection et de contamination bactérienne sont évoqués depuis le début du XVIIIe siècle.

1.8.3 Période fondamentale (de 1800 à 1910) :

Les implants ondo-osseux ont vraiment commencé à cette époque. En 1809, Maggilio a placé un implant en or dans le site extrait. La prothèse n'est réalisée qu'après cicatrisation des tissus.

1.8.4 Période Pré moderne (de 1910 à 1930) :

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

-Localisation géographique : Amérique du Nord.

-Matériaux utilisés : Or, porcelaine.

1.8.5 Période moderne (de 1930 à 1978) :

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

✓ **Localisation géographique** : Europe et Amérique du Nord.

✓ **Matériaux utilisés** : Porcelaine, titane.

1.8.6 Période contemporaine (ostéo-intégration ou période Brånemark) :

Le début de cette période se situe vers la fin des années 1970. L'implant endo-osseux (Fixture and modum Brånemark) est le résultat d'une philosophie qui a évolué au fil des ans.

La première conférence de Harvard en 1978 ainsi que les études scientifiques suédoises

Publiés en 1969 et 1977 marquent le début de cette période.

✓ **Localisation géographique**

Europe

✓ **Matériaux utilisés**

Dent Humain

✓ **Particularité**

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

1.2 Conclusion

Ce chapitre a présenté une vue d'ensemble du tissu osseux. A la fois les différentes structures osseuses, leurs histologies et leurs différents modes de formation ont été examinés. Il est désormais possible de s'intéresser de manière plus précise aux mécanismes du remodelage osseux et à leurs biologies.

Chapitre 02 :

Rappel Sur Le

Tissu Osseux

2.1 Introduction

L'os est un matériau complexe. Toute réflexion menée dans le domaine osseux ne peut s'affranchir de quelques notions importantes, tant sur la structure, sur la composition, que sur le métabolisme de l'os [17]. Ce deuxième chapitre présente donc des généralités au sujet du tissu osseux. Il débute sur une exposition des différents types os, et de leurs fonctions. puis il s'intéresse aux différentes microstructures et à la composition de l'os. aux différentes microstructures osseuses et à la composition de l'os. Pour finir, les différents types de formations osseuses sont détaillés afin de comprendre l'ostéogenèse de l'os. Ce chapitre est donc une description simplifiée du contexte dans lequel ce travail s'inscrit.

2.2 Les différents types d'os :

Le squelette humain a de nombreuses fonctions. Il doit tout d'abord supporter le poids de l'individu et lui permettre de se mouvoir. Les os servent de support aux muscles qui en se contractant permettent le mouvement du corps. Ils doivent également protéger les organes vitaux. Par ailleurs, les os sont un réservoir minéral important notamment de calcium et de phosphore. Ces minéraux sont libérés dans l'organisme en fonction des besoins afin de conserver un équilibre. Enfin, les os, ou plus exactement la moelle qui s'y trouve, est le lieu de la production des globules rouges, des globules blancs et des plaquettes [18].

Le squelette humain est constitué de différents types d'os dont les principales catégories sont les os plats, les os longs et les os irréguliers.

- **Les os plats** : sont responsables de la protection des organes internes. Il est possible de citer en particulier les os du crâne qui protègent le cerveau, et le sternum, appartenant à la cage thoracique qui abrite le cœur.
- **Les os longs** : supportent le poids du corps et permettent le mouvement. Ils sont plus longs que larges et sont principalement situés aux niveaux des membres inférieurs et supérieurs. Le fémur est le plus long os du squelette.
- **Les os irréguliers** : ont des structures et des formes variées. Ils ont souvent des formes complexes qui leur permettent de protéger des organes internes tout en

Permettant le mouvement. Ainsi les vertèbres permettent de protéger la moelle épinière tout en générant le mouvement du tronc supérieur. La mandibule, elle, permet la mastication des aliments.

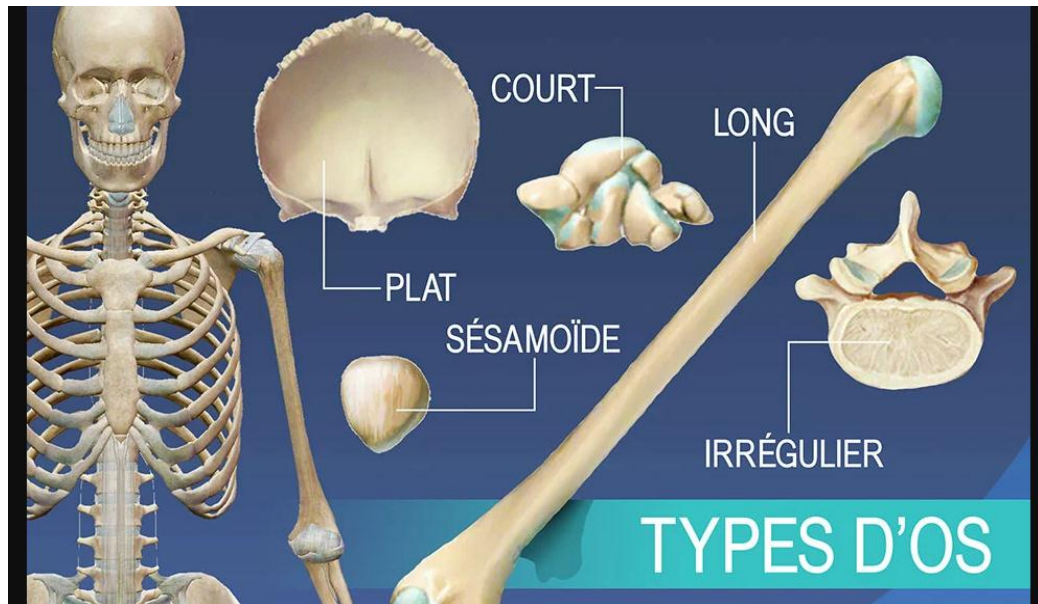


Figure 9 : type d'os [18]

Il existe encore d'autres catégories d'os tel que les os séamoïdes qui sont entourés de ligaments, comme la patella, et les os courts qui permettent la stabilité du mouvement et qui situent notamment au niveau du poignet, et de la cheville.

Les os longs ont une structure très particulière. Ils sont constitués de trois parties principales :

La diaphyse est la partie centrale de l'os. Elle est en forme de tube et est constituée d'os compact, à l'intérieur de ce tube se trouve le canal médullaire qui contient la moelle.

L'extrémité des os longs s'appelle l'épiphyse. Elle permet de gérer l'articulation avec d'autres os à travers le cartilage. Elle est constituée d'os spongieux et est entourée d'os cortical.

La métaphyse sépare la diaphyse et l'épiphyse.

- Les os longs comprennent également :

Le cartilage articulaire qui recouvre l'épiphyse, et permet de réduire la friction et les chocs lors d'un mouvement.

-Une plaque cartilagineuse ou cartilage de conjugaison qui se trouve entre la métaphyse et l'épiphyse. Elle permet à l'os de grandir durant les 20 premières années de vie puis disparaît laissant une marque : la ligne épiphylle.

1. La couche fibreuse entourant les os s'appelle le périoste.
2. La surface interne de l'os entourant le canal médullaire se nomme l'endosse.

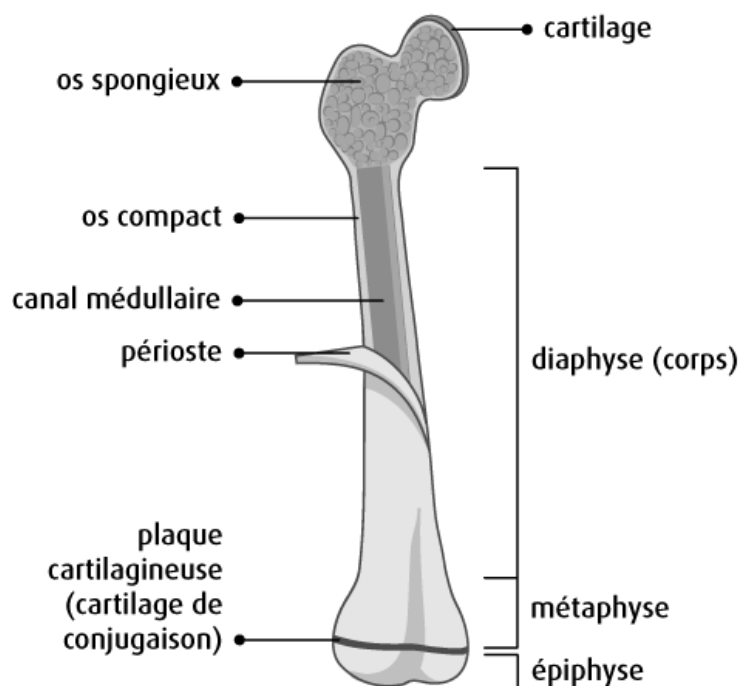


Figure 10 : structure d'UN l'os long

2.3 La microstructure osseuse :

Il existe deux types de microstructure osseuse : l'os trabéculaire et l'os cortical. Ces deux structures osseuses sont visibles sur une coupe d'une tête fémorale (voir figure 10).

2.3.1 L'os trabéculaire :

Aussi appelé os spongieux est caractérisé par sa structure poreuse. Sa porosité est comprise entre 50 et 90% [19] Il est présent en majorité dans les os courts, plats et irréguliers. Il est constitué de travées osseuses d'épaisseur comprise entre 50 et 400 μm aussi appelées trabécules [20] (voir figure 1.1). Ces trabécules sont constituées de lamelles concentriques qui créent des formes en demi-lune. Elles sont composées majoritairement d'hydroxyapatite. Elles s'agencent majoritairement selon les directions des contraintes principales [21] ce qui donne à cet os un aspect d'éponge ou d'alvéoles d'abeilles. L'espace entre deux travées est d'environ 0.5 à 1 mm [22], il est rempli de vaisseaux sanguins et de moelle osseuse.

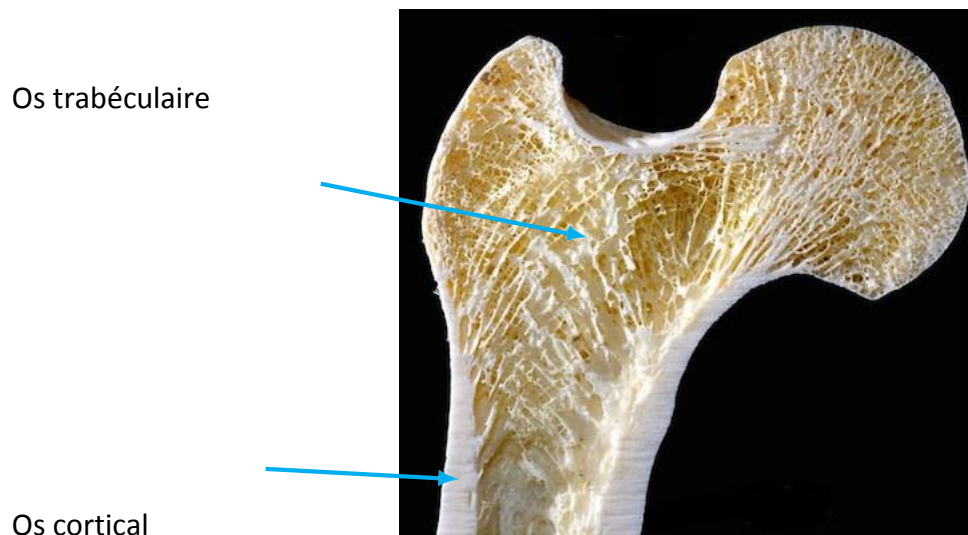


Figure 11 : Coupe longitudinale d'un fémur.

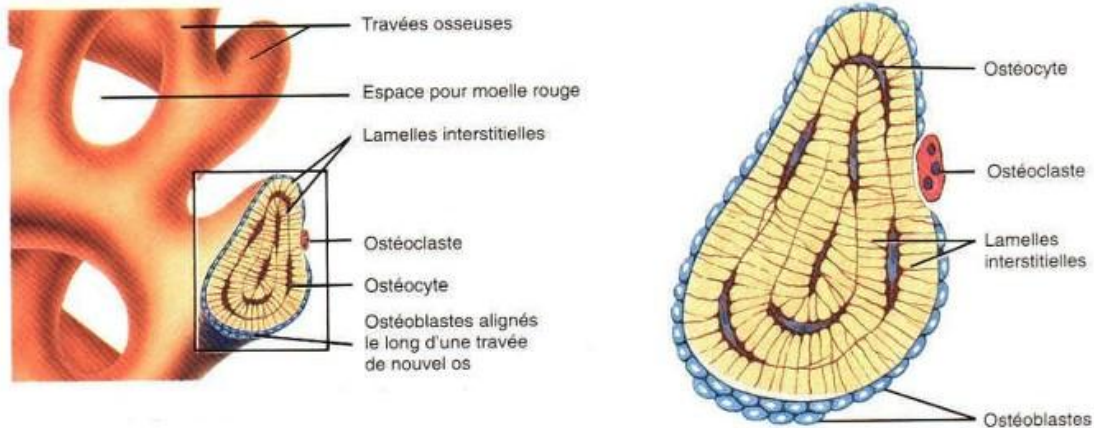


Figure 12 : Structure de l'os trabéculaire.[19]

2.3.2 L'os cortical :

Est bien plus dense que l'os spongieux (porosité allant de 5 à 10% [19] et constitue 80% du poids du squelette. Il a également une structure bien différente. Il est composé par des structures cylindriques appelées ostéons qui mesurent 400 μm de long et 200 μm de large approximativement [20]. Les ostéons sont rassemblés de manière serrée ce qui crée une structure solide. Au centre de ce cylindre se situe le canal de Havers de diamètre d'environ 50 μm contenant des vaisseaux et des nerfs. Ce canal est entouré de 5 à 20 anneaux concentriques d'os appelés les lamelles. Entre chaque lamelle, de petits espaces vides persistent, appelés les lacunes, dans lesquels se situent des cellules : les ostéocytes. De fins canaux relient les lacunes entre elles : les canalicules. Entre deux ostéons, les canaux de Havers sont reliés entre eux par les canaux de Volkmann qui mesurent de 5 à 10 μm (voir figure 2.5).

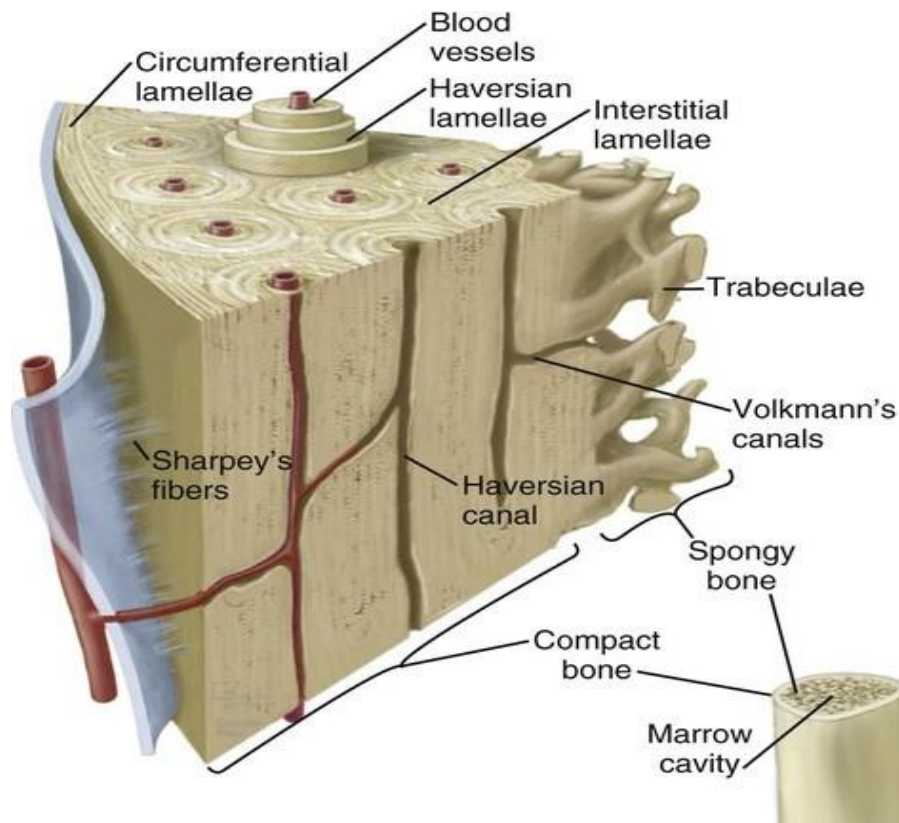


Figure 13 : Structure de l'os cortical [19]

2.4 Les cellules osseuses :

Il existe différentes cellules présentes dans les os. Elles sont responsables de la formation, de la résorption et de la maintenance de l'architecture osseuse (voir **figure 14**). Les cellules principales sont les ostéogènes, les ostéoblastes, les ostéoclastes et les ostéocytes.

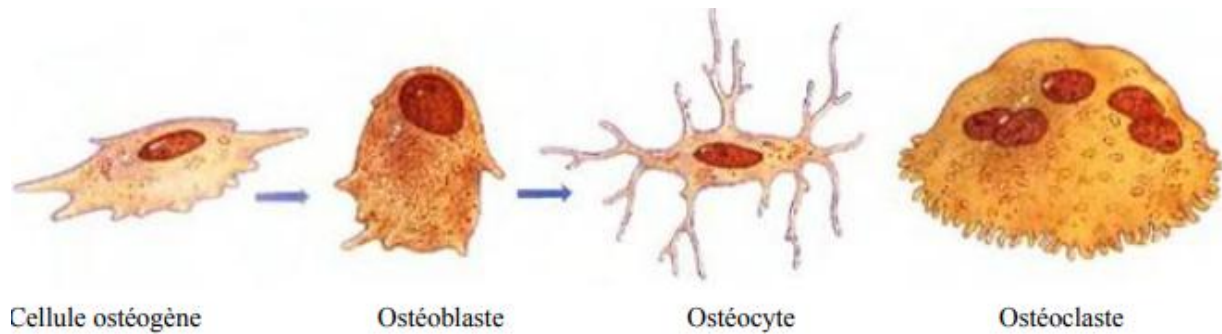


Figure 14 : les cellules osseuses [22]

2.5 Les cellules ostéogènes : sont des cellules mésenchymateuses (cellules souches présentes chez l'embryon) non différenciées qui se situent dans le périoste, dans l'endoste et dans les vaisseaux sanguins de l'os. Elles peuvent prendre différentes formes comme se différencier en cellules ostéoprogénitrices, en pré ostéoblastes, en ostéoblastes, en ostéocytes et en cellules bourdantes.

- **Les ostéoblastes** : (voir **figure 14**) sont des cellules composées d'un seul noyau, de forme ovale qui synthétisent la matrice osseuse. Ils se différencient à partir de cellules

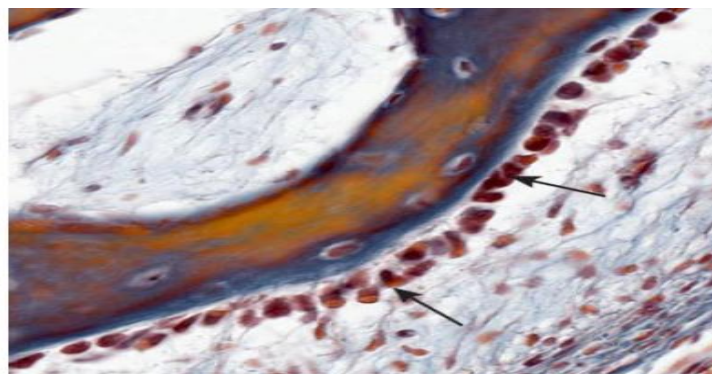


Figure 15 : les cellules osseuses, indiqués par des flèches noires [22]

- **Les ostéocytes** : sont des ostéoblastes qui ont été insérés dans la matrice osseuse. Ils peuvent vivre plus de 10 ans [22]. Plus la vitesse de formation d'os est rapide, plus il y aura d'ostéocytes enfermés dans la matrice osseuse. La place que prend un

ostéocyte dans la matrice est appelée une lacune ostéocytaire. De fines extensions de l'ostéocyte se forment, les dendrites, qui leur permettent de maintenir le contact avec les ostéocytes voisins à travers les canalicules [22]. Ces cellules jouent un rôle prépondérant dans le remodelage osseux. Leur place est idéale afin de détecter la biochimie et le chargement mécanique de leur environnement et de transmettre un signal biologique pour maintenir l'intégrité de l'os. Il a été montré que les dendrites détectent la contrainte de cisaillement provoquée par l'écoulement du fluide interstitiel à l'intérieur des canalicules [24]. Ainsi, les ostéocytes détectent le stimulus mécanique et émettent un signal biochimique à leur environnement. Les cellules responsables du remodelage détectent ce signal et s'activent.

- **Les ostéoclastes** : (voir figure 16) sont des cellules multi-nucléées, contenant entre 10 et 20 noyaux, qui se situent sur la surface osseuse. Ils sont bien plus gros que les autres cellules osseuses (environ 100 μm). Ils proviennent des cellules pré-ostéoclastes, elles-mêmes issues de cellules souches hématopoïétiques. Ils sont responsables de la résorption osseuse qui suit différentes étapes :
 - les ostéoclastes se fixent sur la surface minérale de l'os,
 - une zone scellée acide est créée en dessous de la cellule,
 - la matrice exposée à la zone scellée est dégradée sous l'action des acides.Cette zone est appelée lacune de Howship. (voir **figure 16**)

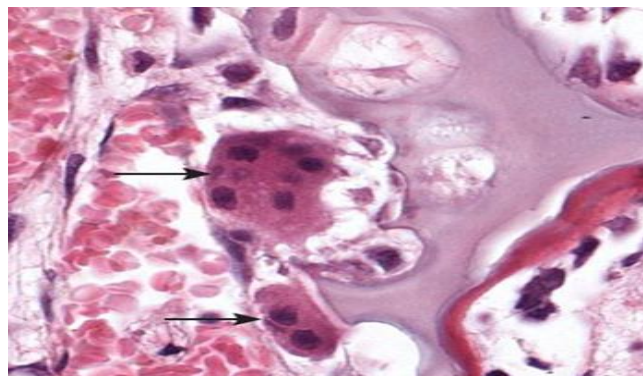


Figure 16 : Ostéoclastes vus au microscope indiqués par des flèches noires

2.6 La matrice osseuse :

L'os est un ensemble de tissus. Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé. Il est donc constitué d'une matrice extracellulaire et de cellules. La matrice extracellulaire a 3 composantes : la substance fondamentale, les fibres et les glycoprotéines structurales.

La substance fondamentale est constituée de glycosaminoglycanes sulfatés comme les chondroïtines sulfates et héparines sulfates (au rôle anticoagulant), d'acide hyaluronique, d'eau, d'ions, de dépôts de sel de calcium. La matrice minérale représente environ 70 % du poids de l'os sec. Parmi les sels minéraux on trouve des cristaux d'hydroxapatite (ou phosphate tricalcique) : ces cristaux suivent les fibres de collagène, des carbonates de calcium, des phosphates de magnésium. La matrice organique est faite essentiellement de collagène sous forme de larges fibres agencées en lamelles, de protéoglycanes et de protéines non collagéniques spécifiques du tissu osseux comme l'ostéopontine (lie les cellules (ostéocytes) aux cristaux d'hydroxapatites), l'ostéonectine et l'ostéocalcine. On retrouve aussi des protéines enfouies dans la matrice, d'origine non osseuse (fétuine, immunoglobulines, ...).

2.7 Qualité osseuse :

Une qualité osseuse satisfaisante doit assurer une bonne stabilité primaire de l'implant. La qualité et la quantité des tissus durs doivent être analysées avec rigueur, le spécialiste implantologue prend en compte le type et la qualité de l'os avant de placer un processus d'implantologie de réhabilitation. Il existe différentes classifications de la qualité osseuse, on cite :

2.7.1 Classification de Brånemark et Alberktsson :

Ils ont étudié tant la qualité osseuse (densité) comme la quantité d'os (degré de résorption du rebord alvéolaire). La quantité d'os est évaluée en termes de résorption osseuse existante et elle est classée dans les catégories suivantes :

- **Os type A** : crête alvéolaire presque complète. Il existe une résorption naissante du Processus alvéolaire.
- **Os type B** : résorption de la crête alvéolaire minimale. Il existe une résorption modérée de processus alvéolaire.

- **Os type C** : résorption complète de la crête alvéolaire jusqu'à l'arc de base. Il existe une résorption du processus alvéolaire.
- **Os type D** : Le processus alvéolaire a disparu, une résorption osseuse naissante basale commence à apparaître.
- **Os type E** : extrême résorption de l'arc de base. C'est le cas extrême où il existe déjà une résorption de l'os basale [26].

2.7.2 Classification de Misch :

Misch (1990) a développé une classification basée sur la densité osseuse, il a décrit quatre densités osseuses en fonction de leurs localisations (figure 1.9).

- **Type D1** : Os dense et compact.
- **Type D2** : Os poreux et compact.
- **Type D3** : Os avec d'épaisses trabéculations.
- **Type D4** : Os très peu dense avec de fines trabéculations [27].

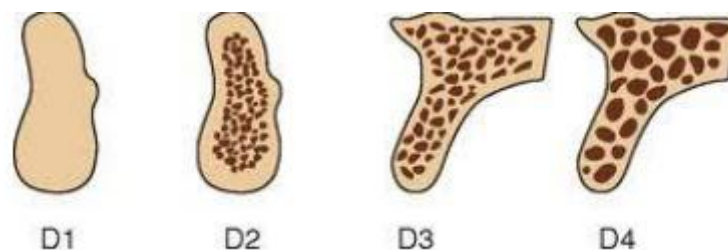


Figure 17 : Classification de Misch [27]

2.7.3 Classification de Lekholm et Zarb :

La classification la plus utilisée est celle proposée par Lekholm et Zarb en 1985. La qualité de l'os est évaluée en fonction de la densité osseuse existante et elle est classée dans Les catégories suivantes :

- **Os type 1** : la mâchoire est composée presque exclusivement d'os compact. La plupart de l'os maxillaire est compacte et homogène.
- **Os type 2** : Une épaisse couche d'os compact entoure un noyau dense d'os spongieux.

- **Os type 3** : L'os cortical est mince, entourant une densité de l'os médullaire de bonne Densité et trabéculations. Ce qui signifie une fine couche d'os compact entourant un noyau de l'os Trabéculaire de résistance favorable dense.
- **Os type 4** : L'os cortical est très mince, et entourant l'os spongieux de mauvaise qualité Et peu dense. Ce qui signifie une très fine couche d'os cortical autour d'un noyau de faible Densité osseuse trabéculaire [27].

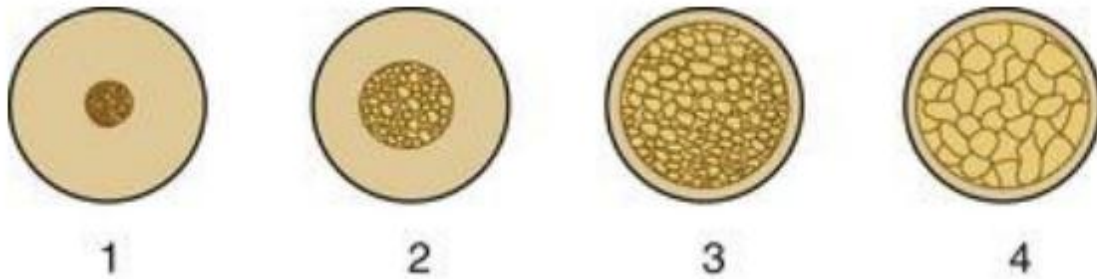


Figure 18 : Classification osseuse selon Lekholm et Zarb [27]

2.8 Remodelage osseux :

Le remodelage osseux est un mécanisme physiologique complexe, qui fait donc intervenir des cellules, une matrice extracellulaire calcifiée et des facteurs systémiques et locaux de régulation. Ce mécanisme de remaniement permet le renouvellement perpétuel de ce tissu vivant tout au long de la vie de l'individu.

Le remodelage osseux accomplit trois principales fonctions :

- Il permet tout d'abord à l'organisme de réguler l'équilibre minéral (homéostasie du calcium et du phosphate).
- Il constitue ensuite un mécanisme d'adaptation du squelette à son environnement mécanique, réduisant ainsi le risque de fracture.
- C'est enfin un mécanisme de renouvellement tissulaire et de réparation des dommages osseux créés notamment lors des contraintes cycliques.

Le remodelage osseux est le résultat de l'activité de multiples équipes cellulaires appelées **BMU** (Basal Multicellular *Unit), au sein desquelles agissent de manière séquentielle et couplée dans le temps et l'espace les ostéoclastes qui résorbent l'os ancien puis les ostéoblastes qui apposent une matrice ostéoïde qui se minéralisera.

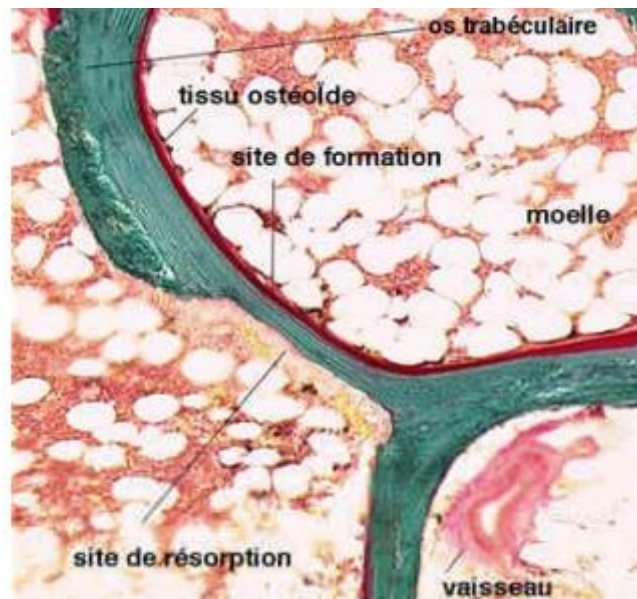


Figure 19 : remodelage osseux

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration de calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir à quel moment, et, s'il est nécessaire de démarrer le remodelage.
- Le second processus dépend des efforts mécaniques agissant sur le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'ils puissent remplir sa fonction de soutien des tissus mous, et pour cela, choisit l'endroit du remaniement.

2.8.1 Les différentes phases du remodelage [28] :

- **Phase d'activation**

Dans un BMU, le remodelage commence par une activation des cellules bordantes qui recouvrent une surface osseuse inactive. Ces cellules redeviennent des ostéoblastes actifs.

Ces cellules, tout en se rétractant, dégradent la couche collagénique sous-jacente et attirent par chimiotactisme.

- **Phase de résorption**

Ces pré-ostéoclastes fusionnent pour devenir des ostéoclastes actifs et adhérents à la surface osseuse : c'est la phase de «résorption» du minéral osseux et de la matrice organique.

résorption ostéoclastique

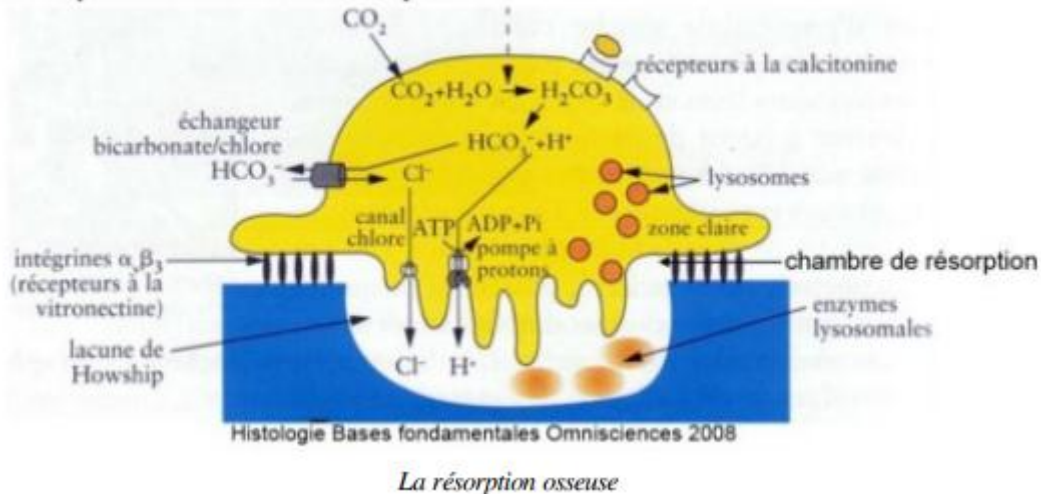


Figure 20 : La résorption osseuse [28]

- **Phase d'inversion**

La phase d'«inversion» correspond au remplacement des ostéoclastes par des cellules mononuclées de type macrophagiques, et des ostéoblastes sont recrutés à partir des cellules bordantes, Les cellules de type macrophagiques seraient responsables de la préparation au comblement de la lacune, avec notamment le dépôt de la ligne cémentante au fond de celle-ci.

- **Phase de formation**

Cette phase Correspond au recrutement des ostéoblastes dans cette lacune qu'ils comblent en apposant une nouvelle matrice organique, le tissu ostéoïde, qui sera ensuite minéralisé : c'est la phase de «formation».

- **Phase de quiescence**

La phase de «quiescence» est la dernière phase pendant laquelle la minéralisation secondaire de la matrice est parachevée. Cette étape correspond à une accumulation de minéral dans la matrice indépendamment des cellules osseuses avec un rôle fondamental

dans la résistance mécanique des os. La matrice osseuse est recouverte de cellules bordantes, donc les ostéoclastes n'ont pas accès à la matrice osseuse.

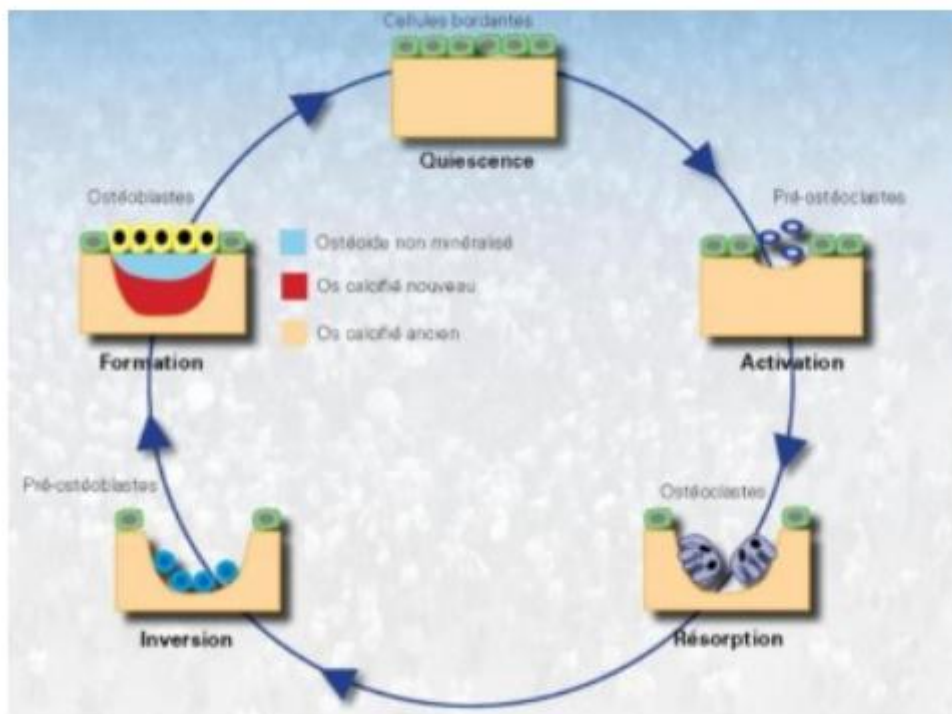


Figure 21 : Les différentes phases du remodelage osseux [28]

2.9 Modèles phénoménologiques et mécanistiques :

Les modèles phénoménologiques sont fondés sur le fait que l'os s'adapte au chargement mécanique. Mais au fur et à mesure du développement de ces modèles, des données biologiques s'introduisent dans les modèles phénoménologiques. Ces modèles deviennent des modèles mécanistiques. La frontière exacte entre ces deux types de modèles n'est pas toujours bien définie. Les premiers modèles phénoménologiques font l'hypothèse qu'il existe un stade mécanique dans lequel l'os est à l'équilibre, c'est-à-dire qu'il ne subit aucune densification ni résorption, ou bien que la densification et la résorption se compensent. Toute déviation de cet équilibre entraîne une activité de remodelage. Certains modèles utilisent une valeur singulière pour cet équilibre [29], d'autre une plage de valeurs pour laquelle l'os est inerte qui est alors appelée "lazy zone" [30]. Cette zone d'équilibre a été définie entre 100-300 microstrain et 1500-3000 microstrain [31]. Cette dernière approche définit trois stades.

- Lorsque la sollicitation mécanique est inférieure à un certain seuil, l'os est en sous sollicitation, il se résorbe.
- Lorsque la sollicitation mécanique est supérieure à un certain seuil, l'os est en sur sollicitation, il se densifie.
- Lorsque la sollicitation est comprise entre ces deux seuils, l'os est inerte.

2.10 COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE L'OS :

L'os constitue un matériau particulièrement complexe. Sa texture, sa structure et sa architecture subite les influencent fortement ses propriétés mécaniques. En effet, il est hétérogène, multi phase, poreux, visqueux, anisotrope et réagit différemment à la compression et à la traction [33]. C'est pour cela j'ai choisi de faire cette parties qui fait un appel à des notions de physique.

2.11 GÉNÉRALITÉS SUR LES MATÉRIAUX :

Quelques notions de base sont indispensables pour comprendre les propriétés mécaniques de l'os.

Tout d'abord nous allons définir la notion de « **force** ». C'est une action (traction ou pression) qui, appliquée à un corps, tend à l'accélérer ou à le déformer (force = masse × accélération).

Elle se définit par son point d'application, sa direction et son intensité. La force s'exprime en Newton. Un newton est une force qui, appliquée à une masse de 1 kg lui donne une accélération de 1 m par seconde carrée.

Puisque nous nous intéressons à l'os, il existe une autre façon d'exprimer ces contraintes : kilogrammes-force par millimètre carré (kgf/mm²). 1kgf/mm² = 9,81 MPA, c'est-à-dire en pratique 10 MPA. Une grande partie des mesures concernant l'os ont été effectuées en utilisant les kgf/mm².

La notion de « **contrainte** » correspond à la résistance interne d'un corps à la déformation ou à la force interne produite dans un matériau par l'application d'une charge extérieure (Contrainte = charge / surface d'application de la charge). Les contraintes sont exprimées en newtons par mètre carré (N/m²). (1 N/m² = 1. 10⁶ Pa = 1 Méga Pascal = MPA).

Les forces et les contraintes peuvent générer des phénomènes de tension (ou traction), compression, de flexion et de torsion. Ainsi le phénomène de « tension » va conduire à un allongement du matériau et un rétrécissement de son diamètre. Inversement, la « compression » va le raccourcir et élargir son diamètre. Les deux agissent perpendiculairement à la surface du matériau. La flexion est la déformation d'un objet qui va se traduire par une courbure. La « torsion » est une sollicitation mécanique qui consiste à tordre un matériau et qui va provoquer dans le matériau des contraintes perpendiculaires à l'axe de la structure [33].

2.11.1 Déformation des os :

La déformation d'un matériau résulte de l'application d'une force ou d'une charge. Elle répond à la Loi de Hooke tel quel :

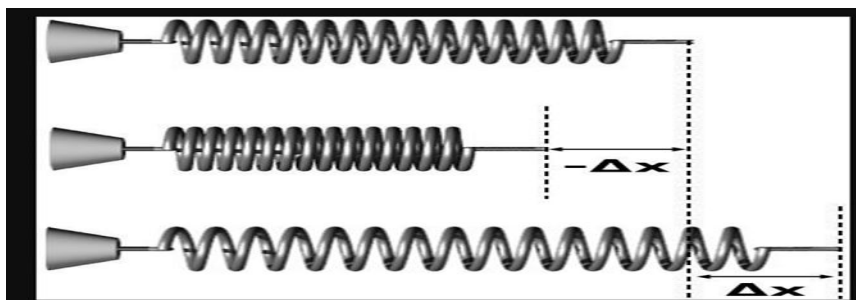
$$F = k \cdot \Delta x$$

Avec :

F = force appliquée au ressort

Δx = allongement du ressort (ou la compression)

k = constante du ressort [N/m]



-En examinant la courbe « contrainte/déformation », on observe trois zones distinctes

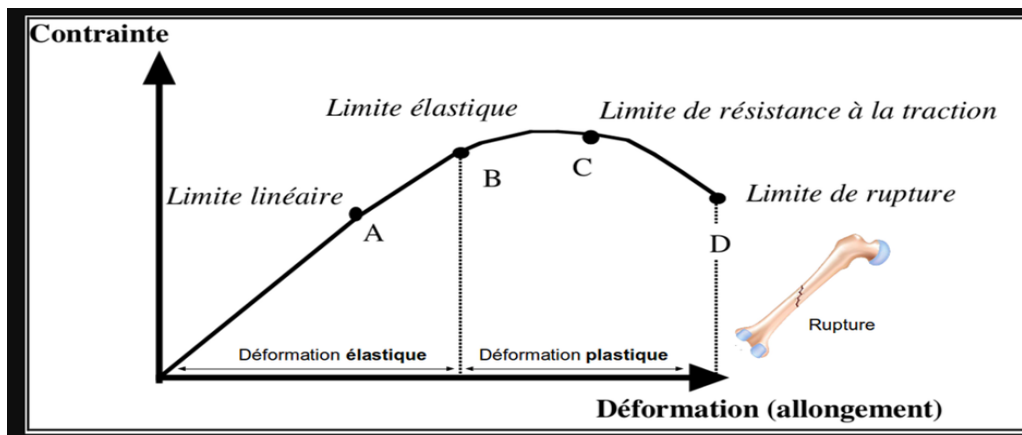


Figure 22 : Types de déformations selon la contrainte exercée [33]

On remarque que la relation entre contrainte et déformation est linéaire jusqu'au point (A). Cette partie de la courbe (segment de droite) montre ici que la déformation est proportionnelle à la contrainte exercée.

Le rapport contrainte/déformation est une constante (E) appelée module d'élasticité en traction ou module de Young. Il est exprimé en MPa ou en kgf/mm^2 , et il est l'expression de la pente de cette partie de la courbe.

Le module de **Young** sera d'autant plus grand que le matériau est rigide.

- Entre les points A et B la relation de Hooke n'est plus linéaire bien qu'élastique.
- Entre les points B et C, on atteint le domaine plastique c'est-à-dire qu'il y a une déformation permanente de matériau même si les contraintes disparaissent.
- A partir du point D, il y a rupture.

2.11.2 Contraintes :

Les contraintes subies par un matériau ne sont pas seulement des tensions ou des compressions.

Un objet peut aussi être soumis à des phénomènes de torsion ou de flexion.

Dans ces derniers cas la situation est plus complexe, car les contraintes et les déformations ne dépendent plus seulement de la matière et de la dimension de l'objet mais aussi de sa forme géométrique.

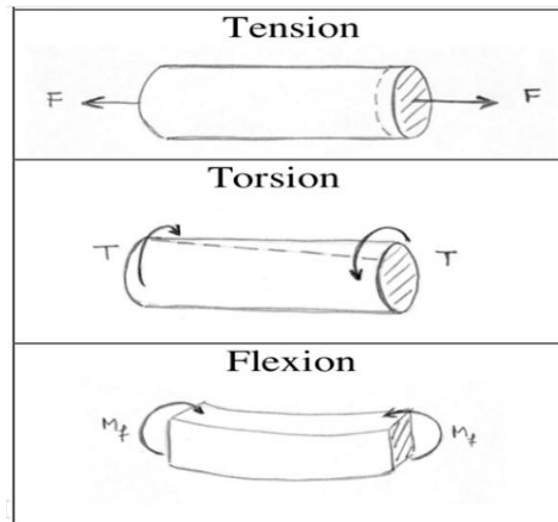


Figure 23 : type de déformation [33]

2.12 Conclusion

Ce chapitre a présenté une vue d'ensemble du tissu osseux. A la fois les différentes structures osseuses, leurs histologies et leurs différents modes de formation ont été examinés. Il est désormais possible de s'intéresser de manière plus précise aux mécanismes du remodelage osseux et à leurs biologiques.

Chapitre III : **Implantologie** **dentaire**

3.1 Introduction

L'implantologie est la technique moderne aux applications aussi bien médicale qu'esthétiques, est devenue une discipline incontournable et reconnue comme un traitement fiable en chirurgie dentaire. Contrairement aux prothèses classiques dont les inconvénients (instabilité, ulcères, douleurs articulaires et gastriques, affaissement du visage) ont un impact non négligeable sur la vie sociale (peur de sourire ou de consommer certains aliments), l'implant garantit aux patients le maintien de leur hygiène et de leur mode de vie. [34]

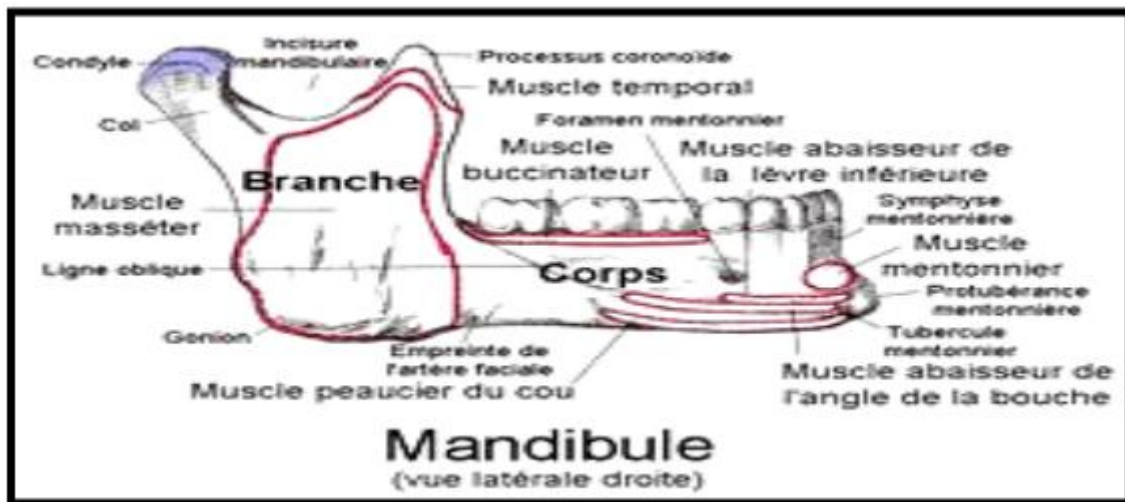


Figure 24 : Vue latérale droite de la Mandibule

3.2 Généralités sur l'implantologie :

3.2.1 Historique de l'implantologie :

L'histoire de l'implantologie dentaire est longue et fastidieuse. De la Grèce ancienne à l'Égypte des pharaons jusqu'aux temps modernes les dentistes et médecins de bouche, ont tenté de remplacer les dents manquantes. Toutes les techniques ont été utilisées (ivoire, morceau de bois)... Sans beaucoup de résultats, échecs et vicissitudes étaient au rendez-vous.

3.2.2 Les débuts de l'implantologie dentaire :

Il y a encore quelques années, 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 imiter 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.

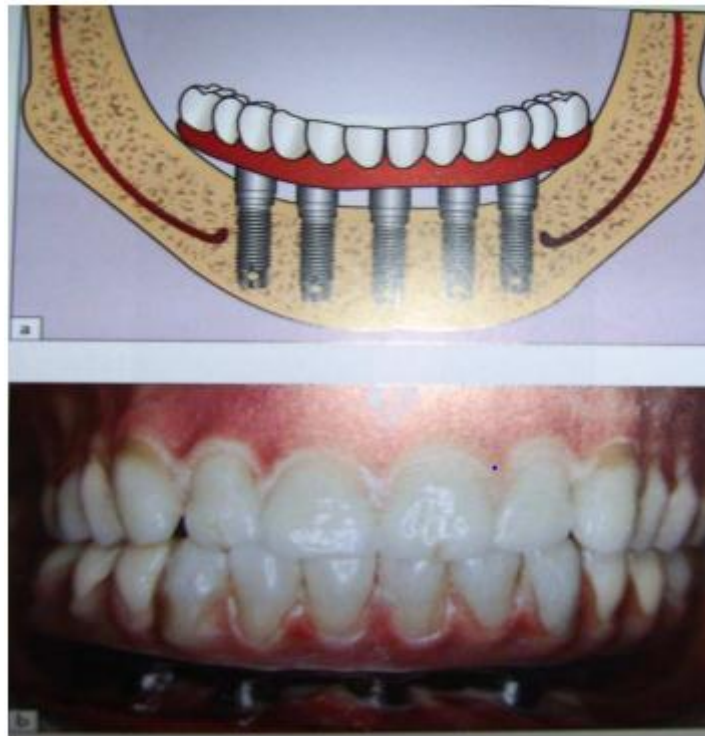


Figure 25 : Implant de Branemark

3.2.3 L'implantologie dentaire moderne « l'ostéo-intégration » :

Ce n'est que dans les années 80, que le professeur suédois Brånemark, a découvert le principe de l'ostéo-intégration. Il eut l'idée de mettre en place des fixtures (vis) de TITANE dans l'os des maxillaires. Plus ou moins rapidement, il s'aperçut qu'une réaction d'ostéo-intégration se crée, c'est -à-dire un contact intime entre l'os et le TITANE. Après quelques mois, l'implant dentaire était véritablement ankylosé (soudé) à l'intérieur de l'os et constituait une fondation tout à fait appréciable.

Après quelques mois de mise en nourrice – 3 à 6 mois (temps servant à la consolidation osseuse, pendant lequel les implants ne sont pas sollicités), une prothèse peut être réalisée.

Très rapidement, les chirurgiens-dentistes ont désiré réduire le temps de mise en nourrice. Ce temps permet à l'os de s'agréger avec l'implant dentaire. Et ce, au moment où l'implant dentaire est enfoui sous le niveau de la gencive, à l'abri de toutes sollicitations extérieures.

3.3 Anatomie de la mâchoire :

La mâchoire constitue l'ensemble des structures formant la voûte de la bouche et lui permet de s'ouvrir et de se fermer. Elle sert notamment à mastiquer les aliments, et à les découper mais joue également un rôle important dans la parole. Chez les humains, elle est constituée de deux os qui portent les dents. Le **maxillaire** (voir figure 26) constitue l'arcade dentaire supérieure. C'est un os fixe par rapport aux autres os de la face. Il est formé de deux os qui ont fusionné par une suture lors du développement de l'embryon. Le deuxième os qui constitue la mâchoire s'appelle **la mandibule**. En forme de fer à cheval, elle est formée également de deux os qui ont fusionné. C'est la seule partie mobile du crâne. Elle s'articule avec l'os temporal pour permettre à la mâchoire de bouger.

- **Les os maxillaires** : constituent le squelette de la mâchoire supérieure. Avec leur forme de pyramide triangulaire à sommet latéral tronqué, ils s'articulent avec tous les autres os de la face. Chaque maxillaire est creusé d'une cavité, le sinus maxillaire. L'innervation est sous la dépendance du nerf maxillaire, deuxième branche du nerf trijumeau, issu du ganglion trigéminal (figure 27- figure 28). **[35][36]**
- **La mandibule** : est un os impair et symétrique qui constitue seul le squelette de l'étage inférieur de la face. Seul os mobile de la face, il est constitué d'un corps et de deux branches. L'innervation sensitive de la mandibule et des dents mandibulaires est assurée par le nerf alvéolaire inférieur qui est situé sous les racines dentaires, au contact de la corticale interne (figure 27 - figure 28). **[35][36]**

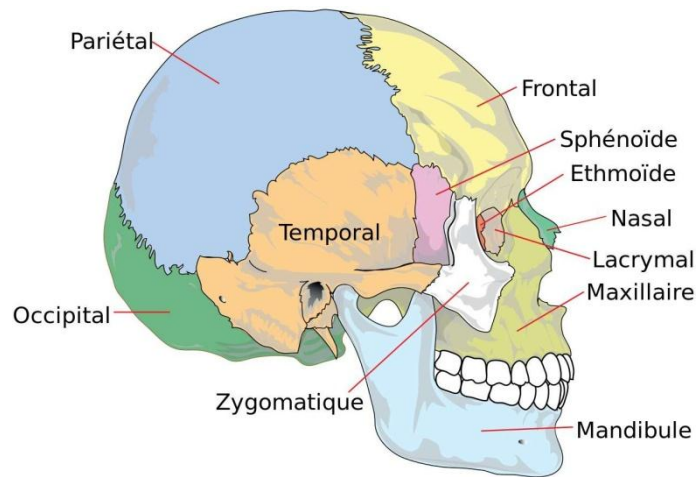


Figure 26 : Les os constituant le crâne.[35]

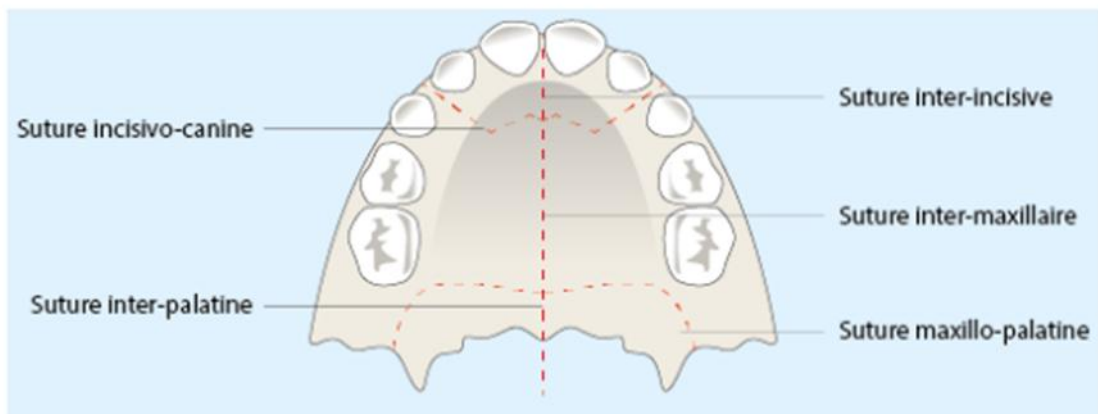


Figure 27 : maxillaire [36]

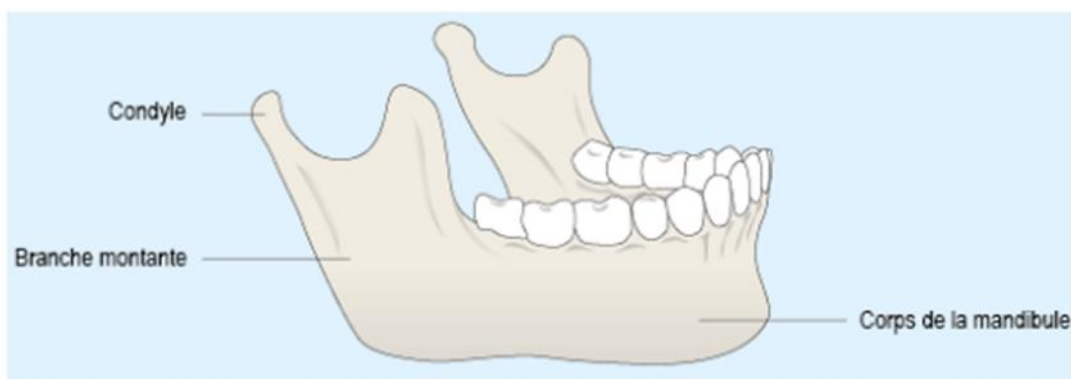


Figure 28 : mandibule [36]

3.4 Processus alvéolaires :

Les processus alvéolaires sont localisés dans les os maxillaires et dans la mandibule : ils sont formés par plusieurs couches osseuses. Les os de soutien sont constitués de deux couches corticales très denses : une couche dans la partie linguale et une deuxième dans la partie vestibulaire. Localisé entre les deux couches corticales, l'os spongieux est formé par de multiples cloisons osseuses irrégulières . [37]

Les parois de chaque processus alvéolaires sont composées d'une couche de lamina dura, très fine et compacte. Le seul espace entre la couche extérieure de la racine de la dent (recouverte de cément) et l'os alvéolaire est occupé par le démodent ou ligament parodontal, qui permet de joindre la circonférence de la dent à la lamina dura, la maintenant fermement dans son alvéole. Le ligament parodontal est très mince (entre 0,12 et 0,33 mm) et comprend des milliers des fibres. [38], [39] Nous trouvons comme synonymes de la lamina dura : l'alvéole osseuse, l'os alvéolaire propre et la couche du processus alvéolaire. [37]

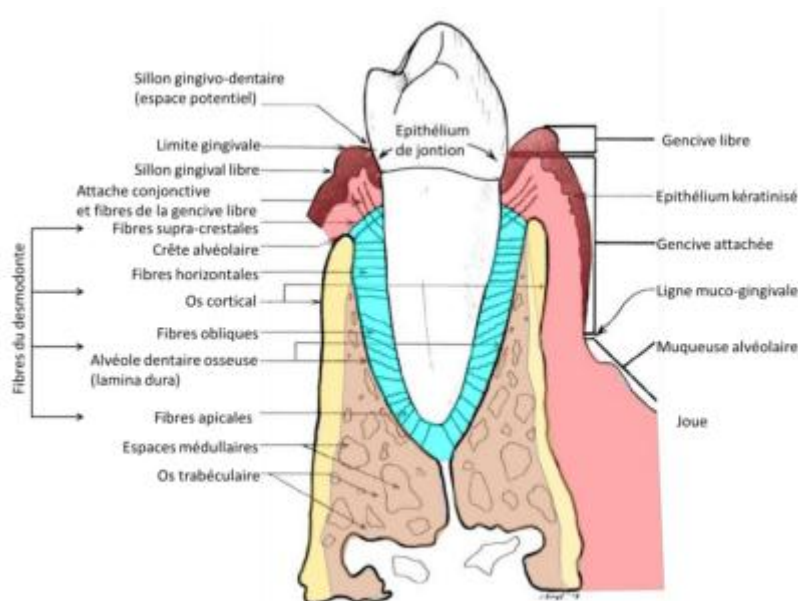


Figure 29 : Coupe transversale d'une dent dans la zone alvéolaire [37]

3.5 Anatomie de la dent :

Les dents représentent 20% de la surface de la bouche. C'est un tissu dur enfoncé dans de l'os alvéolaire. La dent sont constituées d'une couronne et d'une ou plusieurs racines

(voir figure 5.1). Elles ont différentes fonctions : mastication, langage, esthétique... L'humain à l'âge adulte possède 32 dents définitives de 4 types (incisives, canines, prémolaires et molaires). Toutes les dents ont la même structure :

L'émail recouvre la couronne. Elle est de couleur plus ou moins blanche, un peu translucide et est essentiellement composée de cristaux d'hydroxyapatite (à plus de 96%) et d'un peu d'eau et de protéines. Elle est constituée par des cellules améloblastes qui disparaissent après que la dent émerge de sa cavité. C'est la partie la plus dure et la plus rigide du corps humain. De nombreux tests ont été effectués dans la littérature pour mesurer son module de Young. Selon la direction de test et la méthode, le module de Young varie entre 32 et 94 GPa. Sa structure lui permet de supporter une attaque continue d'acides et de bactéries. [40]

La dentine se situe entre l'émail et la pulpe. Bien que moins rigide que l'émail, elle reste le deuxième tissu le plus dur du corps humain. Elle est constituée de 70% de matière inorganique (hydroxyapatite), 20% de matière organique (collagène) et 10% d'eau. [41]

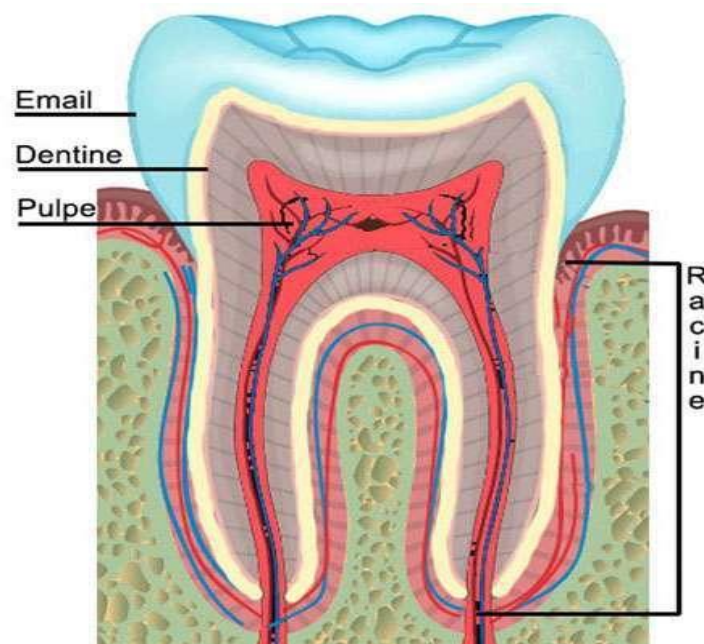


Figure 30 : Schéma de la structure de la dent et de son support [41]

La pulpe est la partie la plus interne de la dent. C'est un tissu mou constitué de vaisseaux sanguins et de nerfs. Elle a une fonction nutritive, puisqu'elle nourrit la dentine et une fonction de protection puisqu'elle apporte une sensibilité grâce aux nerfs. [43]

La dent est attachée à la mâchoire par un système constitué par le ligament Parodontal (également appelé ligament alvéolo-dentaires, LAD) et le cément qui font le lien avec l'os alvéolaire. Ces tissus sont recouverts par la gencive.

Le cément est une substance ressemblant à de l'os qui recouvre la racine de la dent. Il est constitué de 45% de matière inorganique (principalement hydroxyapatite), 33% de matière organique (collagène) et 22% d'eau.

Le ligament parodontal est un tissu connectif qui se situe entre la dent et l'os alvéolaire. D'un côté, les fibres du LAD sont enfuis dans de l'os, et de l'autre côté dans le cément. Ce ligament mesure en moyenne 0.2 mm d'épaisseur.

L'os alvéolaire lie la dent à la mandibule. Les surfaces de cet os sont constituées d'os compact, moins organisé que l'os cortical et les parties plus internes de la mandibule, sont constitués d'os trabéculaire, de moelle osseuse et de vasculaire- station. Comme tous les autres os, il est en continuel renouvellement tout au long de la vie.

3.6 L'endementement : conséquences et solutions :

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

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

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



Figure 31 : l'endossement perte osseuse

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

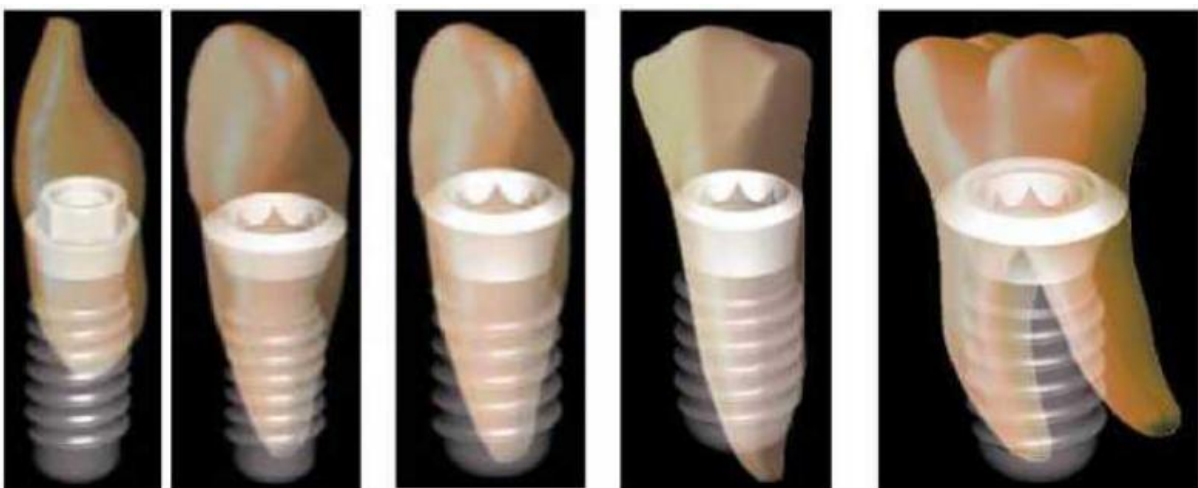


Figure 32 : Restauration des dents perdues par implantation dentaire

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

3.7 Implant dentaire :

3.7.1 Définition :

L'implant est une racine prothétique insérée axialement dans l'os alvéolaire lors d'une chirurgie osseuse et gingivale, stabilisé par vissage dans l'os et dont la morphologie et l'état de surface vont permettre son ostéo-intégration.

Il présente dans sa partie cervicale une morphologie particulière qui va permettre la connexion de différentes pièces réunies sous le terme d'accastillage prothétique.

Tous les systèmes implantaires sont classiquement constitués de deux parties : **[43]**

1. une partie endo-osseuse, nommé implant
2. une partie émergeant dans la cavité buccale, appelée pilier. Le pilier est relié à l'implant par un système mécanique appelé connectique.

Dans chaque cas, le choix de l'implant et de son pilier doit répondre de manière optimale au cahier des charges chirurgical et prothétique. **[43]**



Figure 33 : implant dentaire [43]

3.7.2 Différents types d'implants dentaires :

Les implants ont été développés afin d'améliorer le taux de succès à long terme des implants dentaires. Plus d'un millier de types de ces implants sont actuellement commercialisés, dans différents matériaux, formes, dimensions, et avec différents traitements de surface ou revêtements.

Il existe pratiquement des solutions implantaire à tout type d'édentassions et à tout type de mâchoire. En forme et en volume, les mâchoires peuvent être différentes d'un patient à l'autre, néanmoins un volume osseux minimal est nécessaire pour réaliser une implantologie de qualité. Sinon un « comblement osseux » ou une « greffe osseuse » est parfois nécessaire afin d'obtenir un volume osseux suffisant pour que l'implantologie soit possible.

❖ On distingue **trois types** d'implants dentaires :

Ceux fixés sur la mâchoire appelés implants **juxta-osseux ou supra-osseux**, ceux implantés à l'aide de tiges verticales de rétention appelés implants **trans-osseux**, et ceux implantés directement dans la mâchoire appelés implants **endos-osseux** qui sont de loin les plus utilisés. Les formes de ces derniers, souvent cylindriques [44], peuvent avoir une forme de

cône, de disque, de lame, ...etc. Cette grande variété d'implants dentaires correspond en réalité à la diversité des mâchoires et à celle des cas cliniques qui peuvent être rencontrés.



Figure 34: Types de chirurgie dentaire

3.7.2.1 Les implants dentaires juxta-osseux :

Les implants juxta-osseux (sous-périostés) ont été introduits dans les années 1940. Ce sont des éléments métalliques enfouis sous la muqueuse et reposant au contact de l'os maxillaire ou mandibulaire. Ils sont confectionnés au laboratoire de prothèse à partir d'empreinte du maxillaire ou de la mandibule. Ils sont réalisés la plupart du temps à partir d'un alliage Chrome-cobalt-Molybden. Ils sont parfois recouvert de carbone ou de céramique. [45]

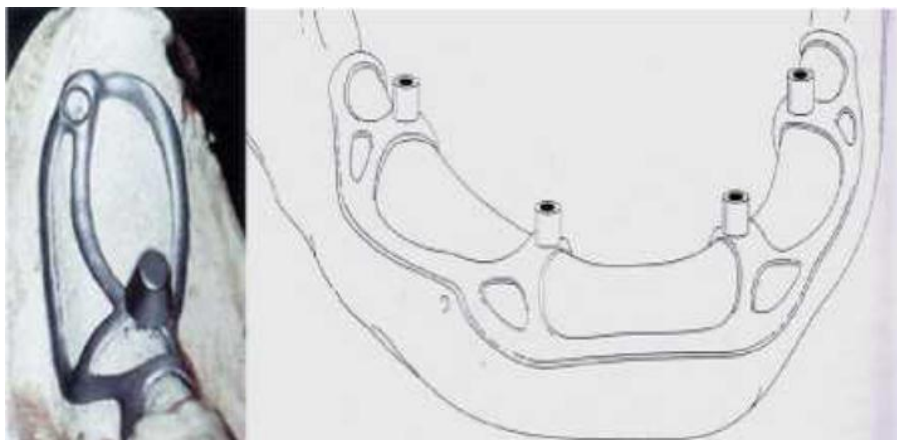


Figure 35 : implant juxta osseux [45]

Le procédé comporte plusieurs étapes :

- incision et décollement de la muqueuse ;
- préparation de la surface de l'os ;
- prise d'empreinte de la surface osseuse ;
- fabrication d'une plaque métallique avec piliers d'ancrage ;
- pose de la plaque au contact de l'os. Les piliers traversent la muqueuse orale ;
- réalisation d'une prothèse provisoire puis d'une prothèse définitive fixe ou amovible.

Des indications ont été trouvées, soit dans des sites où l'os alvéolaire est peu volumineux, soit pour la réalisation rapide de reconstitution prothétique de grande envergure. Malgré certaines évolutions, le procédé reste artisanal, sans bénéficier d'aucun contrôle industriel de la qualité de pièces métalliques implantées. Cette technique conduit à un nombre élevé de complications et d'échecs. Ceux-ci sont liés à l'absence de jonction histologique entre l'os alvéolaire et le métal, ainsi qu'à l'absence de joint étanche entre la muqueuse orale et les piliers qui la traversent. Ou à des défaillances techniques : fracture, corrosion etc. Ils se soldent par des épisodes infectieux quelquefois importants (fistule à la peau) et qui demandent la dépose de l'implant, avec souvent des séquelles osseuses conséquentes. Il n'existe aucune étude prospective à moyen ou court terme concernant les résultats de pérennité des implants juxta-osseux. Compte tenu de l'état actuel des connaissances, l'implant juxta-osseux doit être considéré comme un procédé obsolète. Néanmoins, il existe toujours des inconditionnels et des défenseurs des implants juxta-osseux.

3.7.2.2 Implants trans-osseux :

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

3.7.2.3 les implants endo-osseux :

- A insertion latérale :**

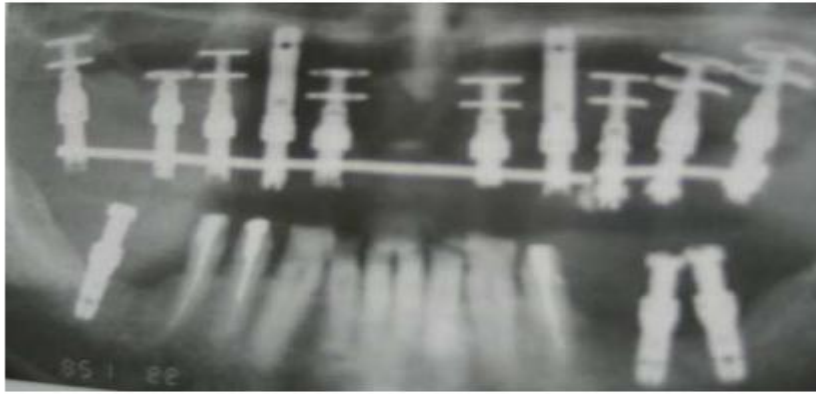
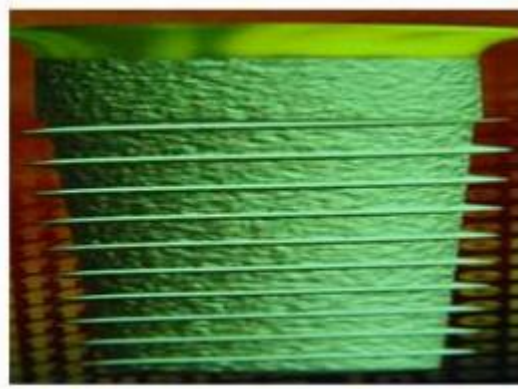


Figure 36 : les implants endo-osseux

□ **A insertion verticale :**



En lame



En racine

Figure 37 Implants dentaires endo-osseux [45]

3.8 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.



Figure 38 : Images illustrant d'implant dentaire

3.9 La morphologie dentaire

Les implants actuels sont des racines artificielles en titane ou alliage de titane, coniques ou cylindro-coniques, placées dans l'os afin de combler un édentement. L'implant est vissé dans l'os après un forage osseux sous irrigation.

Une prothèse, unitaire ou plurale, est par la suite placée dessus afin de remplacer la ou les dents absentes. [46]

Le complexe implantaire est donc composé de 3 parties :

- une partie intra-osseuse : l'implant
- une partie trans-gingivale : en général le pilier implantaire
- une partie prothétique.

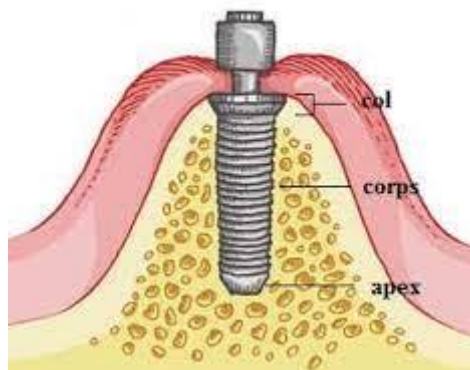
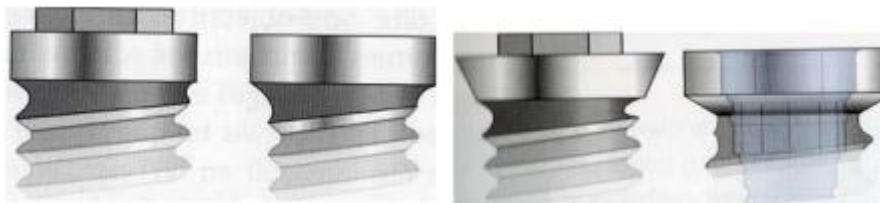


Figure 39 : morphologie d'implant dentaire

a) Le col (01)

Le col est la partie de l'implant qui réalise la connexion avec le pilier. Cette partie de l'implant est en général au contact des tissus mous (gencive) et durs (l'os).

Le col est la partie la plus coronaire d'un implant et peut se retrouver exposé à l'environnement de la cavité buccale. Sa surface ne doit donc pas faciliter la formation ni l'adhésion de la plaque bactérienne et doit être facilement nettoyable. Actuellement, on considère qu'un état de surface rugueux au niveau du col serait acceptable et n'interfererait pas avec la réponse des tissus durs ou des tissus mous.



col droit

col évasé



Col avec platform switching



Col a microspires

Figure 40 : différents type de col

b) Le corps [46]

Le corps de l'implant est la plus grande partie de l'implant.

Il se situe entre le col et l'apex.

C'est le corps qui va assurer la stabilité primaire grâce aux spires qu'il contient.

Là aussi différentes formes sont proposées. Parmi les plus fréquentes :



cylindrique



cylindro-conique



conique

Figure 41 : différents types de corps [41]

c) L'apex

L'apex est la partie terminale, celui-ci peut être actif ou passif suivant le contexte clinique. (Type d'os, type de protocole chirurgical, etc...).[46]

d) L'état de surface

Concernant les états de surfaces, autrefois lisse, c'est aujourd'hui un corps d'implant rugueux qui est recherché afin d'augmenter la surface en contact avec l'os et la surface potentielle colonisable par les cellules osseuses du patient.

Cet état de surface rugueux peut être obtenu par plusieurs procédés. [47]

- Par addition avec le plasma spray par exemple qui consiste à propulser une poudre de titane dans un cyclone d'air chaud qui va venir s'intégrer et s'accumuler à la surface de l'implant afin d'obtenir une couche rugueuse d'épaisseur variable.
- Par oxydation anodique qui nous permettra d'obtenir une couche d'oxyde de titane.
- Par soustraction physique avec le sablage.
- Par soustraction chimique par mordantage.

3.10 Protocoles chirurgicaux en implantation dentaire :

La mise en place ou pose d'un implant dentaire s'effectue généralement sous anesthésie locale et peut avoir lieu dans une salle chirurgicale spécialement aménagée dans d'un cabinet dentaire ou de stomatologie. Selon le type d'implant et la méthode adoptée, les implants vont être laissés en place quelques mois ou mis en fonction immédiatement. **[48]** Deux protocoles sont alors proposés au chirurgien-dentiste pour effectuer cette intervention :

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

3.10.1 Protocole en deux temps chirurgicaux :

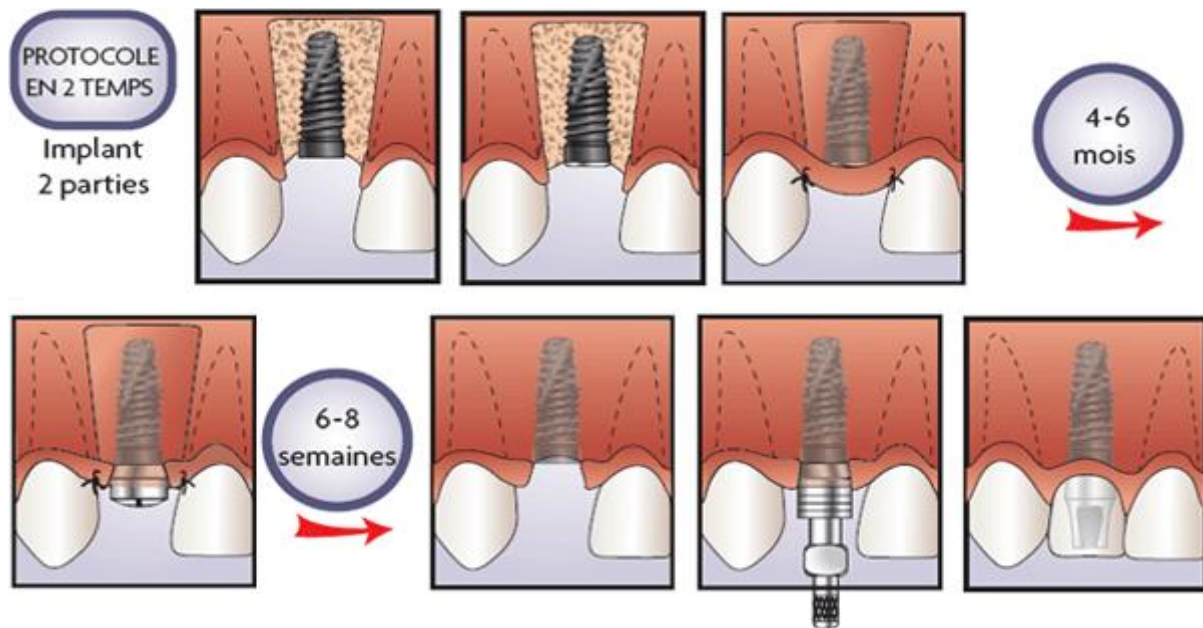


Figure 42 : Protocole en deux temps chirurgicaux [49]

Le protocole en deux temps chirurgicaux implique généralement l'usage d'implants composés de deux parties : l'implant vis qui vient au contact du tissu osseux (« bone level ») et le pilier prothétique qui est au contact de la gencive. [49]

Le premier temps chirurgical consiste à :

- Soulever un lambeau
- Poser un implant
- Adjoindre une vis de couverture
- Rabattre le lambeau pour enfouir l'implant sous la gencive et l'isoler de la cavité buccale.

La seconde chirurgie est entreprise au terme d'une cicatrisation de 2 à 6 mois, à l'abri de toute contamination bactérienne et de sollicitations biomécaniques. Elle consiste à :

- Localiser l'implant et le dégager de toute repousse osseuse
- Visser un pilier de cicatrisation transgingival
- Suturer les tissus mous autour du pilier de cicatrisation pour permettre le début de la cicatrisation gingivale

La cicatrisation gingivale et sa maturation s'étendent sur une période de 6 à 8 semaines. Le pilier de cicatrisation est alors dévissé pour entreprendre les étapes prothétiques (empreinte et fabrication de la prothèse provisoire ou d'usage).

3.10.2 Protocole en un temps chirurgical :

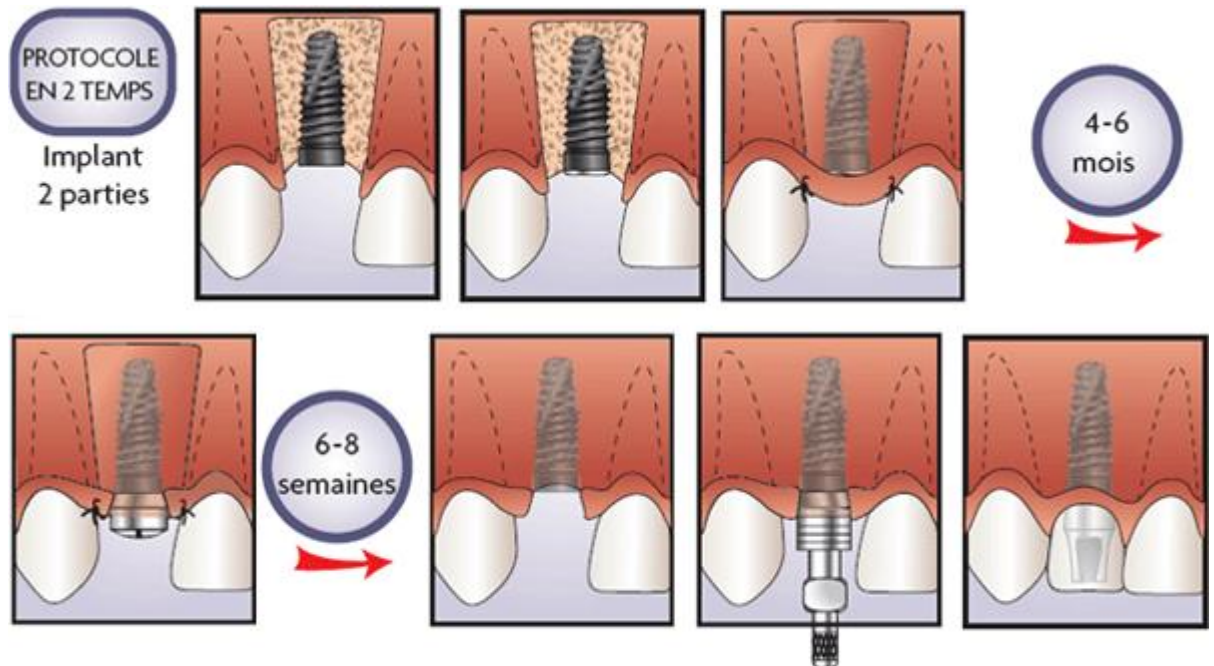


Figure 43 : Protocole en un temps chirurgical [49]

Le protocole en un temps chirurgical est originellement réalisé avec des implants en une pièce (implant à col transgingival). C'est-à-dire que l'implant et son col en une pièce sont au contact des tissus durs et de la gencive (« tissue level »). Cependant ce protocole peut aussi s'appliquer à des implants de deux pièces prévus pour un protocole en deux temps chirurgicaux, mais posés selon un protocole en un temps chirurgical (pilier de cicatrisation à la place de la vis de couverture lors du 1er temps chirurgical).[49]

Tableau 2 : Tableau Récapitulatif des protocoles de mise en place de l'implant

| Protocol chirurgicales | Avantage | Indications | Contre-indication |
|--|--|--|--|
| <p>Protocole en 1 temps chirurgical</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Intervention chirurgicale unique (confort du patient, diminution des coûts thérapeutiques) • Cicatrisation muqueuse pendant la période d'ostéointégration • Diminution du temps global du traitement implantaire | <ul style="list-style-type: none"> • Bon contrôle de plaque • Bonne stabilité primaire • Prothèse transitoire non compressive • Région postérieure non esthétique | <ul style="list-style-type: none"> • Zone esthétique difficile complexe • Patient avec mauvaise hygiène • Nécessité d'aménagements tissulaires osseux ou muqueux • Faible stabilité implantaire initiale |
| <p>Protocole en 2 temps chirurgical</p> | <ul style="list-style-type: none"> • Meilleure protection contre l'infection bactérienne • Minimise les contraintes biomécaniques à l'interface os/implant | <ul style="list-style-type: none"> • En association avec une technique de régénération osseuse ou greffe osseuse • Patient fumeur • Faible stabilité primaire • Etat général altéré • Temporisation à l'aide d'une prothèse adjointe • Secteur antérieur (surtout pour un biotype fin) | <ul style="list-style-type: none"> • Nécessité d'une réhabilitation rapide • Protocole de mise en charge immédiate • Situation favorable pour le protocole en 1 temps |

3.11 Les Biomatériaux et leurs Application en Implantologie :

3.11.1 Introduction sur les biomatériaux

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.

3.11.2 Différents types de biomatériaux :

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

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

On peut distinguer trois types de biomatériaux en relation avec leur réactivité en Milieu biologique :

- ❖ **Bio tolérés** : C'est le degré minimal de la biocompatibilité. Ces matériaux jouent essentiellement un rôle fonctionnel. Ils sont biocompatibles et n'induisent pas de

réactions inflammatoires. r. Une capsule fibreuse les sépare des tissus environnants et limite les échanges de la matrice biologique vers l'implant. Ces matériaux sont utilisés dans les domaines dentaires et orthopédiques (inlays chrome cobalt, ciments polyacryliques, prothèses en carbone vitreux, zircone, alumine dense).

Pas de liaison avec l'os

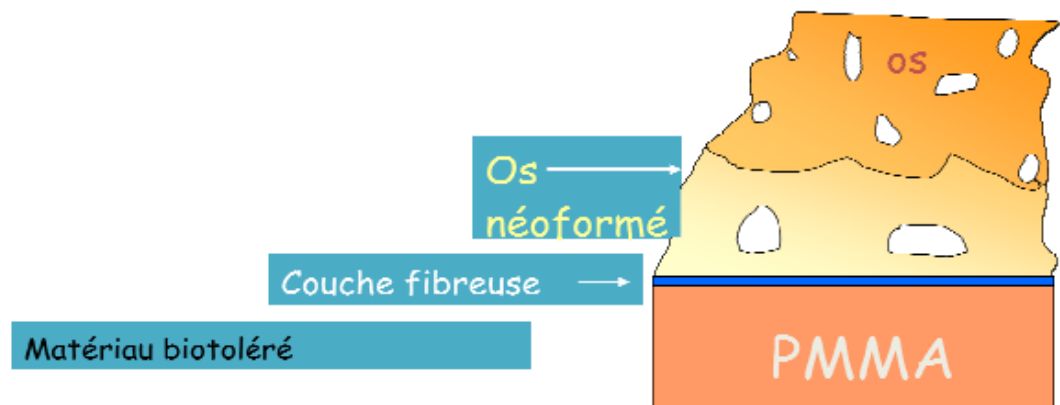


Figure 44 : Effet des matériaux bio tolère

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

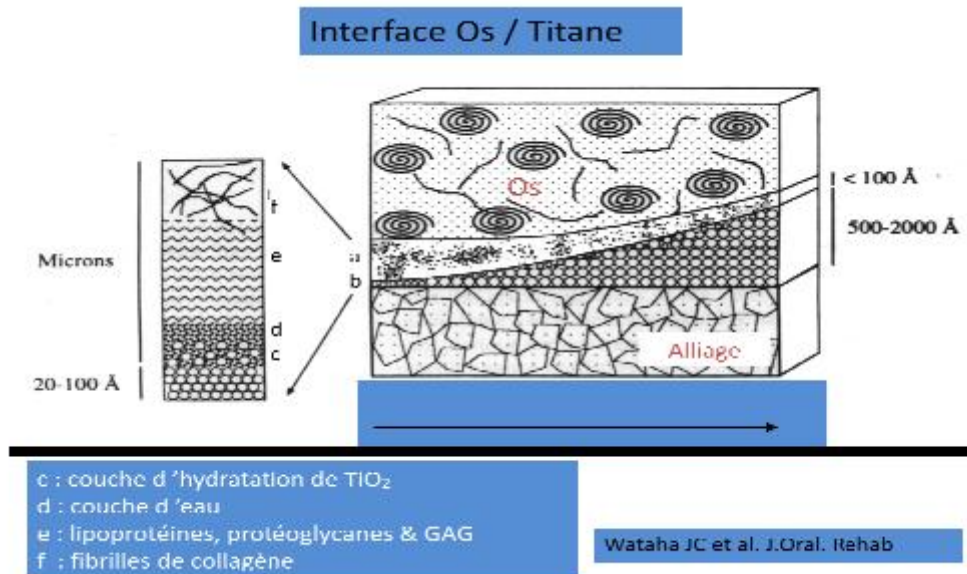


Figure 45 : Interface Os/Titane.[51]

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. [51]

- ❖ **Résorbables** : Ces matériaux ont pour objectif de permettre la régénération des tissus osseux. Ils assurent une fonction mécanique en comblant le défaut osseux et permettent la croissance de la matrice osseuse pour des tailles de défauts supérieures à une taille critique (taille que l'os ne peut combler).

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

3.12.1 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, s'est développé depuis les années

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 rasure nécessitent une technique très adaptée.

Il à la corrosion du titane et sa biocompatibilité sont proches de celles d'une céramique, sans toutefois présenter son caractère fragile. [52]

3.12.1.1 Alliages à base de titane

On les rencontre sous deux formes du Protase 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 $f = 650 \text{ MPa}$ [53],[54],[55].

3.12.1.2 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. [56] et [57]

3.12.1.3 Céramique 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 [58].

3.13 Ostéo-intégration :

3.13.1 Définition

En 1985, Brånemark 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 asymptotique d'un

matériau alloplastique est obtenue et maintenue dans l'os pendant la charge fonctionnelle [59].

En 2006, Ellingsen J et al. [60] ont défini l'ostéointégration comme l'attachement direct apparent ou la connexion de tissu osseux à un matériau inerte, tel le titane sans l'interposition de tissu conjonctif. Pendant l'ostéointégration, les ostéoblastes et la matrice minérale restent en contact avec la surface de l'implant même quand des charges y sont appliquées. En d'autres termes, il s'agit de l'intégration de l'implant dentaire au niveau osseux [61].

3.13.2 Processus de l'ostéo-intégration :

La cicatrisation osseuse péri-implantaire 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 [62], [63].

3.13.3 Qualité d'Ostéo – intégration

Elle dite de bonne qualité quand la Surface occupée est supérieur à 70%. La (Figure 3.1) montre le cas d'une bonne ostéo-intégration et la (figure 3.2) montre la surface d'implant occupé.



Figure 46 : cas de bonne Ostéo-intégration



Figure 47 : la surface d'implant occupé[63]

3.14 Facteurs qui influent sur l'ostéo-intégration :

D'après Albreksson [64], les facteurs qui influent sur l'ostéo-intégration sont :

- ❖ Les matériaux utilisés : le titane, il est passivé par une couche d'oxyde TiO₂ protectrice qui lui donne ses propriétés biocompatibles.
- ❖ La forme des implants : il existait à l'origine deux formes principales pour les implants : les vis et les cylindres. Cependant les résultats se sont montrés plus stables dans le temps avec les vissés, que ce soit au maxillaire ou à la mandibule.
- ❖ L'état de surface : une surface rugueuse par sablage donne une meilleure adhérence à la fibrine permettant ultérieurement une meilleure apposition osseuse. L'état du site implantaire : les conditions osseuses et muqueuses ont leur importance.

3.15 Conclusion

Dans ce chapitre, on a passé en revue des généralités sur l'implantologie, en passant par la définition d'un implant dentaire, les biomatériaux utilisés, le tissu osseux, l'ostéo-intégration et les différents facteurs qui influent sur l'interface os/implant conduisant au succès des implants dentaires. Toutes ces informations nous permettent de faire une recherche approfondie sur l'opération d'implantologie.

Chapitre IV : La Couronne Dentaire

4.1 Définition :

Les couronnes dentaires sont une sorte de coiffe que le dentiste place sur une dent pour réparer la partie visible de la dent. Cette couronne, qui recouvre alors la dent abîmée, lui redonne sa forme naturelle, sa taille et sa fonction. Elle permet en effet de modifier non seulement la teinte, mais aussi la forme et la position de la dent.

La couronne fait référence à la restauration des dents à l'aide de matériaux fabriqués par des méthodes indirectes qui sont cimentés en place. Une couronne est utilisée pour coiffer ou recouvrir complètement une dent. [65]

Traditionnellement, les dents à couronner sont préparées par un dentiste et les dossiers sont remis à un prothésiste dentaire pour fabriquer la couronne ou le pont, qui peut ensuite être inséré lors d'un autre rendez-vous chez le dentiste. Les principaux avantages de la méthode indirecte de restauration dentaire comprennent :

- fabrication de la restauration sans avoir besoin d'avoir le patient dans le fauteuil
- l'utilisation de matériaux qui nécessitent des méthodes de fabrication spéciales, telles que la coulée
- l'utilisation de matériaux qui nécessitent une chaleur intense pour être transformés en une restauration, tels que l'or et la porcelaine.

Les matériaux de restauration utilisés dans les restaurations indirectes possèdent des propriétés mécaniques supérieures à celles des matériaux utilisés pour les méthodes directes de restauration dentaire, et produisent ainsi une restauration de bien meilleure qualité. figure 1

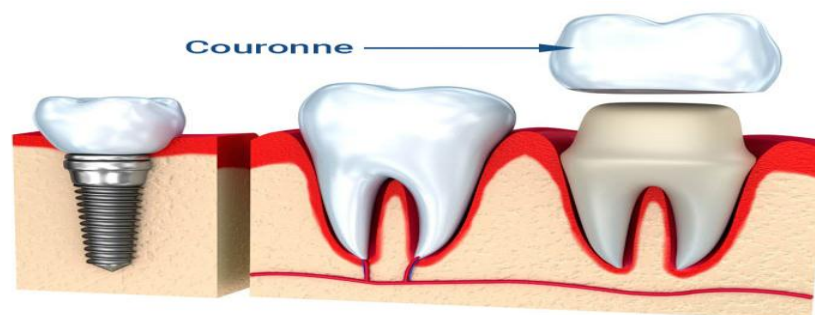


Figure 48 : la couronne dentaire [65]

4.2 Comment réparer avec une couronne :

Lorsque la carie est détectée pour la première fois sur une dent, l'action habituelle du dentiste consiste à fournir à la dent une restauration intra coronaire : une restauration constituée d'un matériau dentaire qui existera totalement dans les limites de la structure dentaire restante. La restauration communément appelée « obturation de cavité », ou plus familièrement « obturation », est une restauration intra coronaire et peut être constituée d'un certain nombre de matériaux, notamment un amalgame argenté, de la résine couleur dent ou de l'or. Les inlays sont également des restaurations intra coronaires.

Dans une situation où il ne reste pas assez de structure dentaire solide après l'élimination de la carie et de la structure fragile de la dent, ou si la dent s'est fracturée et manque maintenant d'importants renforts architecturaux, la dent pourrait très bien nécessiter une restauration extra coronaire : une restauration consistant en un matériau qui existera autour de la structure dentaire restante à un degré variable. Les restaurations qui entrent dans cette catégorie comprennent les différents types de couronnes et d'onlays, et ceux-ci peuvent également être constitués d'un certain nombre de matériaux, notamment l'or, la céramique ou une combinaison des deux. Les couronnes en céramique remplacent de plus en plus les couronnes en or pour des raisons esthétiques et structurelles. Dans une étude récente, seulement 1,7 % des couronnes en céramique devaient être remplacées après 2 ans, 3,7 % présentant un écaillage occlusal sans nécessité de remplacement. [65]

La circonstance de la dent endommagée définit la restauration. En d'autres termes, en fonction de facteurs tels que la structure dentaire solide restante, l'esthétique, l'emplacement de la dent dans l'arcade dentaire et les forces de fonction qui en résultent, auxquelles ladite dent devra faire face une fois restaurée, le dentiste décidera alors de la bonne façon de traiter la dent.

Les choses ne sont pas toujours simples lorsqu'il s'agit de restaurer une dent. Un avantage de couronner une dent par rapport à la restauration de la dent avec un amalgame ou une restauration en composite trop grand soutenu par une broche est que les couronnes offrent beaucoup plus de protection contre une future fracture ou une carie récurrente. Les techniques indirectes de fabrication de couronnes se traduisent par une marge de

restauration dentaire plus adaptée, et donc une meilleure étanchéité contre les bactéries cariogènes présentes dans la salive.

Il existe d'autres situations dans lesquelles une couronne serait la restauration de choix :

4.2.1 Implants :

Les implants dentaires sont placés dans le maxillaire ou la mandibule comme alternative à l'endementement partiel ou complet. Une fois posés et correctement intégrés dans l'os, les implants peuvent alors être équipés de différentes prothèses :

- couronnes ou ponts
- des attachements de précision pour les prothèses partielles amovibles, les prothèses complètes ou une sorte d'appareil prothétique hybride.

4.2.2 Dents traitées endodontique ment :

Lorsque les dents subissent un traitement endodontique ou une thérapie de canal, elles sont dévitalisées lorsque l'apport nerveux et sanguin est coupé et que l'espace qu'elles remplissaient auparavant, connu sous le nom de "chambre pulpaire" et "canal radiculaire", est soigneusement nettoyé et rempli de divers matériaux pour empêcher l'invasion future par des bactéries. Bien qu'il puisse très bien y avoir suffisamment de structure dentaire restante après la thérapie de canal radiculaire pour une dent particulière pour restaurer la dent avec une restauration intra coronaire, cela n'est pas suggéré pour la plupart des dents. La vitalité d'une dent est remarquable dans sa capacité à fournir à la dent la force et la durabilité dont elle a besoin pour fonctionner en mastication. La structure de la dent vivante est étonnamment résistante et peut supporter des abus considérables sans se fracturer. Par conséquent, après la réalisation d'un traitement de canal, une dent devient extrêmement cassante et est nettement plus faible que ses voisines vitales.

La personne moyenne peut exercer 150-200 livres. De force musculaire sur leurs dents postérieures, soit environ neuf fois la quantité de force pouvant être exercée sur les dents antérieures. Si la surface de contact postérieure effective sur une restauration est de 0,1 mm², plus de 1 million de PSI de contrainte sont exercées sur la restauration. Par conséquent, les dents postérieures (c .aux canines, peuvent dans certains cas être protégés

par des restaurations intra coronaires). Si une dent traitée par endodontie n'est pas correctement protégée, il y a un risque qu'elle succombe à la rupture des forces fonctionnelles normales. Cette fracture peut être difficile à traiter, comme une "fracture verticale de la racine". Les dents antérieures (c'est-à-dire les incisives et les canines), qui sont exposées à des forces fonctionnelles nettement inférieures, peuvent être traitées efficacement avec des restaurations intra coronaires après un traitement de canal s'il reste suffisamment de structure dentaire après la procédure.

4.2.3 Couronne arpentée :

Une autre situation dans laquelle une couronne est la restauration de choix est lorsqu'une dent est destinée à servir de dent pilier pour une prothèse partielle amovible, mais qu'elle est initialement défavorable à une telle tâche. Si les dents piliers sur lesquelles le RPD est censé se fixer ne possèdent pas les dimensions ou les caractéristiques appropriées requises, ces aspects peuvent être intégrés dans ce que l'on appelle une couronne étudiée.

4.2.4 Esthétique :

Une quatrième situation possible dans laquelle une couronne serait la restauration de choix est lorsqu'un patient souhaite améliorer l'esthétique de son sourire mais lorsqu'une couverture partielle (c'est-à-dire un placage/laminé) n'est pas une option pour un ou plusieurs d'un certain nombre de les raisons. Si l'occlusion du patient ne permet pas une restauration légèrement rétentive, ou s'il y a trop de carie ou une fracture dans la structure dentaire, une facette en porcelaine ou en composite peut ne pas être placée avec une garantie adéquate quant à sa durabilité. De même, un bruxer (c'est-à-dire quelqu'un qui grince des dents) peut produire suffisamment de force pour déloger à plusieurs reprises ou abraser de manière irréversible toute facette qu'un dentiste peut planifier. Dans un tel cas, une couverture complète Les couronnes peuvent modifier la taille, la forme ou la teinte des dents d'un patient tout en protégeant contre l'échec de la restauration. [66]

4.3 Raisons de la mise en place d'une couronne :

4.3.1 Délabrement de la dent :

Quand une carie dentaire est petite et la dent n'est pas trop délabrée et qu'après le nettoyage de la cavité par le dentiste, la structure de la dent est suffisamment importante, le dentiste comble la cavité par un amalgame, une résine ou un composite. Mais, quand la carie est importante, qu'il ne reste pas suffisamment de structure dentaire et

que la dent est fragile ou que la dent est fracturée, les restaurations vues précédemment ne sont pas envisageables : la restauration de la dent nécessite la pose d'une couronne ou d'un onlay.

4.3.2 Dent dévitalisée :

Une dent ayant bénéficié d'un traitement endodontique (ou dévitalisation) est dite dévitalisée, c'est-à-dire que sa pulpe contenant le nerf et les vaisseaux, a été enlevée et la cavité formée a été convenablement nettoyée et comblée pour éviter toute invasion de bactéries par la suite.

À la suite de ce traitement, il ne reste généralement pas assez de dent pour réaliser une obturation par un amalgame comme dans le cas d'une simple carie. De plus, la dévitalisation a rendu la dent beaucoup plus fragile et cassante comparativement à ses voisines vivantes : la dent risque de se fracturer verticalement tôt ou tard et il sera certainement nécessaire de l'extraire. Pour éviter cela, le dentiste coiffe la dent dévitalisée d'une couronne prothétique. Le risque de fractures des dents dévitalisées augmente considérablement sur les dents postérieures quand une couronne ne les protège pas. En effet, une personne moyenne exerce une force musculaire importante sur ces dents postérieures qui est approximativement neuf fois supérieure à celle exercée sur les dents antérieures. Si la zone de contact postérieur effective est de 1 mm^2 , alors une pression de plus de 7.109 Pa s'exerce sur la restauration. C'est pour cela que les dents postérieures (c'est-à-dire les molaires et les prémolaires) doivent, dans pratiquement toutes les situations, être couronnées après avoir subi une dévitalisation afin de les protéger de Figure 2 : Taux de fracture des dents dévitalisées après 1 à 25 ans, couronnées et non couronnées fractures. [67]

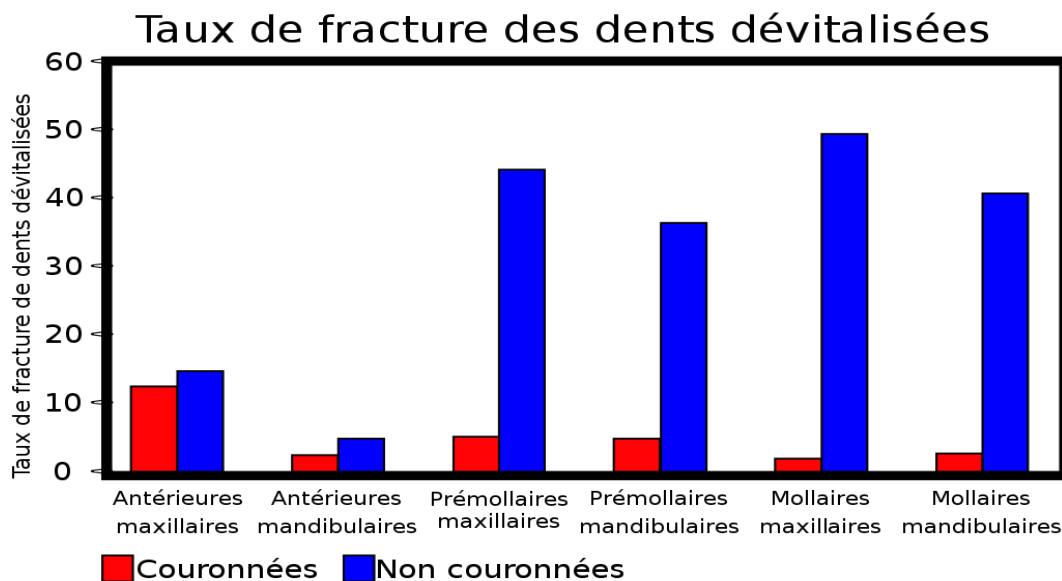


Figure 49 : Taux de fracture des dents dévitalisées après 1 à 25 ans, couronnées et non couronnée

4.4.1 Étapes de la pose d'une couronne [68]

4.4.1 Couronne sur dent dévitalisée :

- choix de la couronne : le dentiste informe le patient des différents types de couronnes possibles et le patient choisit (choix éclairé) ;
 - préparation de la dent : la dent étant dévitalisée, il est nécessaire d'utiliser un ancrage radiculaire : inlay-core ou faux-moignon qui est un tenon placé dans la racine. Le dentiste réalise donc une préparation interne et externe de la dent à couronner. La préparation interne nécessite de creuser dans le matériau d'obturation de la racine (gutta-percha le plus souvent), le tenon doit être long des 2/3 à la moitié de la racine pour assurer la rétention. L'intérieur de la dent doit être de dépouille. La préparation externe dépend du type de couronne : pour une couronne métal, on doit avoir 0,5 mm d'épaisseur au minimum ; pour une couronne céramo-métallique, on aura 1,5 mm d'épaisseur ;
 - prise d'empreinte bi maxillaire : l'empreinte de l'arcade comportant la dent préparée est généralement réalisée en silicone, qui permet une empreinte précise. L'empreinte de l'arcade antagoniste est réalisée en alginate. Les empreintes sont envoyées au prothésiste qui va les couler en plâtre et les monter sur un articulateur permettant d'obtenir dans son laboratoire la réplique de la bouche du patient :
- réalisation et pose d'une couronne temporaire.

- réalisation par le prothésiste du faux-moignon et de la couronne définitive.
- essayage de la couronne en bouche, pose et vérification de l'occlusion.
- la réalisation du faux-moignon et de la couronne peut se faire séparément afin de valider en bouche les différentes étapes. Ainsi, le praticien peut également essayer la chape métallique d'une couronne céramo-métallique avant que celle-ci soit recouverte par la céramique.

La préparation d'une dent vivante nécessite des précautions afin d'éviter d'agresser la pulpe dentaire (nerf de la dent).

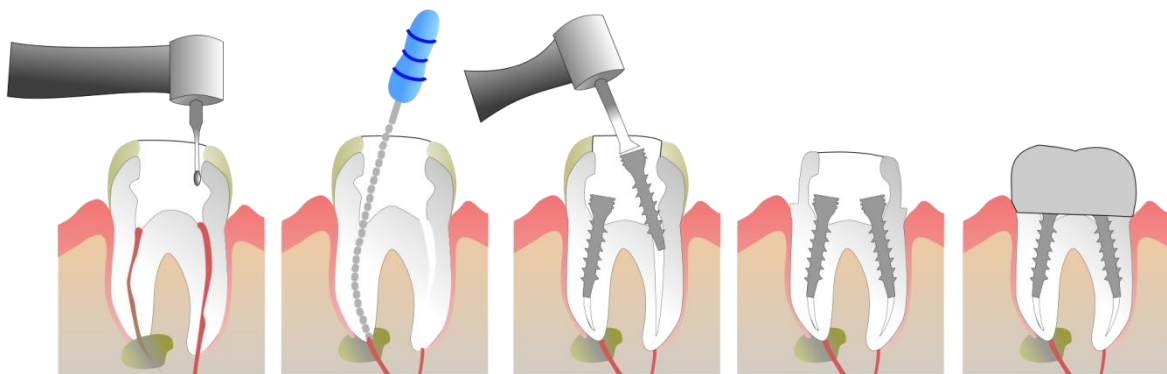


Figure 49: poser une couronne [68]

4.4.2 Couronne provisoire :

Une couronne provisoire est une couronne que le dentiste pose ou crée après avoir taillé la dent et pris les empreintes nécessaires à la réalisation de la couronne prothétique définitive. La couronne provisoire a pour but de préserver les limites de la préparation dentaire et maintenir l'espace nécessaire à la couronne définitive (les dents ayant tendance à bouger pour refermer les espaces libres). Elle protège la dent et assure mastication et esthétique jusqu'à la pose de la couronne définitive. [70]

Celle-ci peut être en métal préformé, en composite préformé ou réalisée en polymère de résine avec ou sans l'aide d'un moule. La couronne provisoire doit être parfaitement ajustée aux limites dent/gencive, avoir des contacts avec les dents adjacentes, ne pas gêner l'occlusion. Pour cela elle est ajustée au fauteuil par le praticien. Elle doit être facilement déposable. [68]



Figure 50: couronne provisoire sur molaire

4.5 Les différents types de couronnes dentaires

Il existe de nombreuses méthodes de fabrication de couronnes, chacune utilisant un matériau différent. Certaines méthodes sont assez similaires et utilisent des matériaux très similaires ou identiques :

4.5.1 La couronne céramo-métallique :

La couronne céramo-métallique est composée de deux matériaux distincts : un alliage de métaux, lequel est utilisé pour réaliser la base (aussi appelée l'armature de la couronne) et la céramique, qui donne forme, quant à elle, à la prothèse principale. Il s'agit du type de couronne le plus fréquemment utilisée en raison de son adaptation à de nombreuses situations cliniques et de son esthétique identique aux dents voisines.

La couronne céramo-métallique est très résistante et présente, de fait, une excellente durée de vie. La couronne céramo-métallique. Ce type de couronne présente toutefois l'inconvénient de laisser paraître, à mesure que la gencive s'use et se résorbe au fil du temps, la base métallique, ce qui est considéré comme inesthétique.

4.5.2 La couronne céramo-céramique :

Comme son nom l'indique, une couronne céramo-céramique est une couronne artificielle en céramique construite sur un support en céramique plutôt que métallique. Il s'agit de la couronne la plus esthétique. D'aspect translucide, ce matériau est, en effet, très semblable à l'émail dentaire naturel. La céramique est aussi biocompatible, ce qui

signifie qu'elle est en harmonie avec le corps, et qu'elle s'y intègre parfaitement. Par contre, la couronne céramo-céramique est contre-indiquée dans les cas de malocclusion importante ou d'espace prothétique trop faible.



Figure 51 : couronne ceramo -métallique

4.5.3 La couronne métallique :

Il s'agit d'un type de couronne dentaire encore utilisé, notamment en raison de son prix très abordable et de sa solidité. Néanmoins, la couronne en métal est beaucoup moins esthétique (puisqu'elle ne réplique pas la couleur naturelle de votre dent) et est donc généralement posées sur les dents au fond de votre bouche. Le métal utilisé peut varier, de l'or à l'argent, par exemple.

La couronne en or jaune existe encore, bien qu'elle soit plus rarement utilisée de nos jours. Elle est cependant très résistante et n'use pas les dents à l'arcade opposée. [72]



Figure 52 : couronnes dentaires en haute métal d'or [72]

4.2.4 La couronne en résine :

Utilisée de manière provisoire pour protéger votre dent en attendant que le prothésiste soit fini de concevoir votre couronne définitive, elle est plus poreuse. Elle ne possède pas non plus les propriétés esthétiques ou la résistance des autres types de couronnes dentaires, ce qui explique qu'il ne faille pas la garder trop longtemps en bouche et son usage limité.



Figure 53 : couronne en résine

4.6 Longévité de la couronne :

La durée de vie moyenne d'une couronne est d'environ dix ans. Mais si la restauration a été correctement faite et qu'elle est bien entretenue, elle peut durer beaucoup plus longtemps.

Le facteur le plus important affectant la durée de vie de toute réparatrice est la poursuite de l'hygiène bucco-dentaire effectuée par le patient. Si elle est correctement traitée, elle peut durer toute la vie, si elle est mal traitée, elle peut durer un jour. D'autres facteurs interviennent comme la compétence du dentiste et de son technicien de laboratoire, le matériau utilisé et l'état initial de la dent et de la racine. [71]

Les couronnes en or ont la durée de vie la plus longue car elles sont fabriquées en une seule pièce d'or dont les propriétés mécaniques sont remarquables. Les couronnes céramo-métalliques sont plus fragiles car la porcelaine, bien que très résistante à la compression, est fragile en tension, et sa rupture augmente à mesure que la quantité de surfaces couvertes

de porcelaine augmente. Les couronnes en céramo-métallique avec de la porcelaine sur la surface occlusale (c'est-à-dire la surface de mastication) d'une dent postérieure ont 7 % de chances d'échec de plus que les couronnes en or.

Quand les couronnes sont utilisées pour restaurer les dents ayant subi un traitement endodontologique, elles augmentent la vie de la dent non seulement par la prévention de la fracture de la dent devitalisée fragilisée, mais aussi par une meilleure étanchéité contre l'invasion des bactéries. Bien que le matériau inerte de remplissage dans le canal radiculaire agisse contre l'invasion microbienne à l'intérieur de la structure de la dent, c'est la couronne qui agit comme un sceau étanche sur la partie coronaire restante de la dent et qui empêche une nouvelle invasion du canal radiculaire. [71]

4.7 Les Avantages d'une couronne dentaire :

- ✓ Leur aspect visuel esthétique est identique à une dent naturelle et elle remplit les fonctions masticatoires de façon similaire à une dent naturelle.
- ✓ La résistance : aussi résistante et solide que les dents naturelles, vous redécouvrirez les plaisirs d'une mastication quasi normale.
- ✓ Le confort : ce sont des prothèses fixes. Collées (cimentées) en bouche de façon définitive, elles sont beaucoup plus stables que les autres types de prothèses telles que les prothèses amovibles. [72]

Chapitre V : Modélisation et Simulation Numérique

Conclusion Générale

5.1 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 [73].

Il faut savoir que les logiciels de conception et de calculs assistés par ordinateur sont très nombreux sur le marché. Les plus utilisés sont **Ansys, Catia, ABAQUS et Solid Works**. 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...).

5.2 Modélisation de la Couronne 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.

5.3 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.

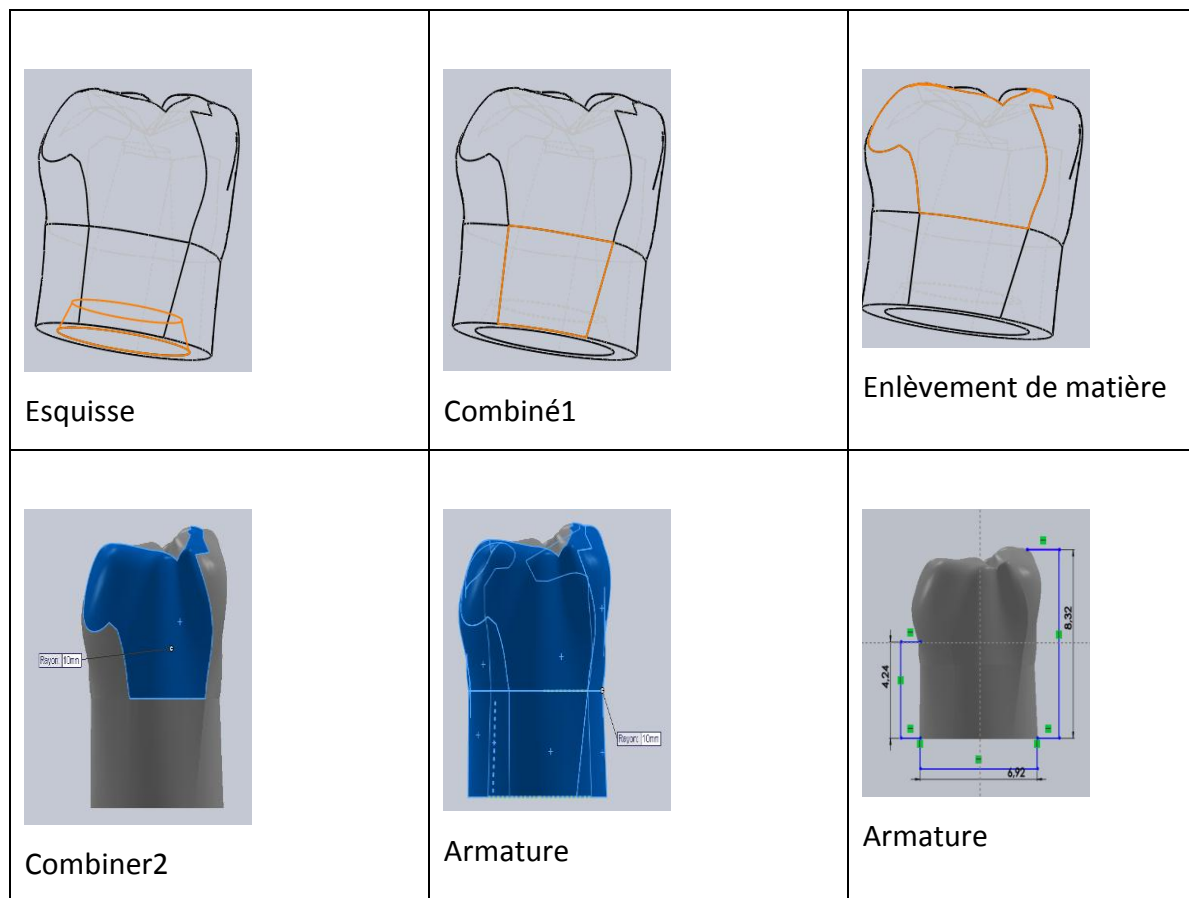
Conclusion Générale

5.4 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.

Etapes de dessin de la surface occlusale dans le tableau n°4.



5.5 Simulation de Couronne dentaire :

5.5.1 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 renommées mondiale dans tous les secteurs industriels. ABAQUS offre les meilleures solutions pour des problèmes linéaires, non linéaires, explicites et dynamiques. Le logiciel

Conclusion Générale

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.

5.5.2 Description du logiciel

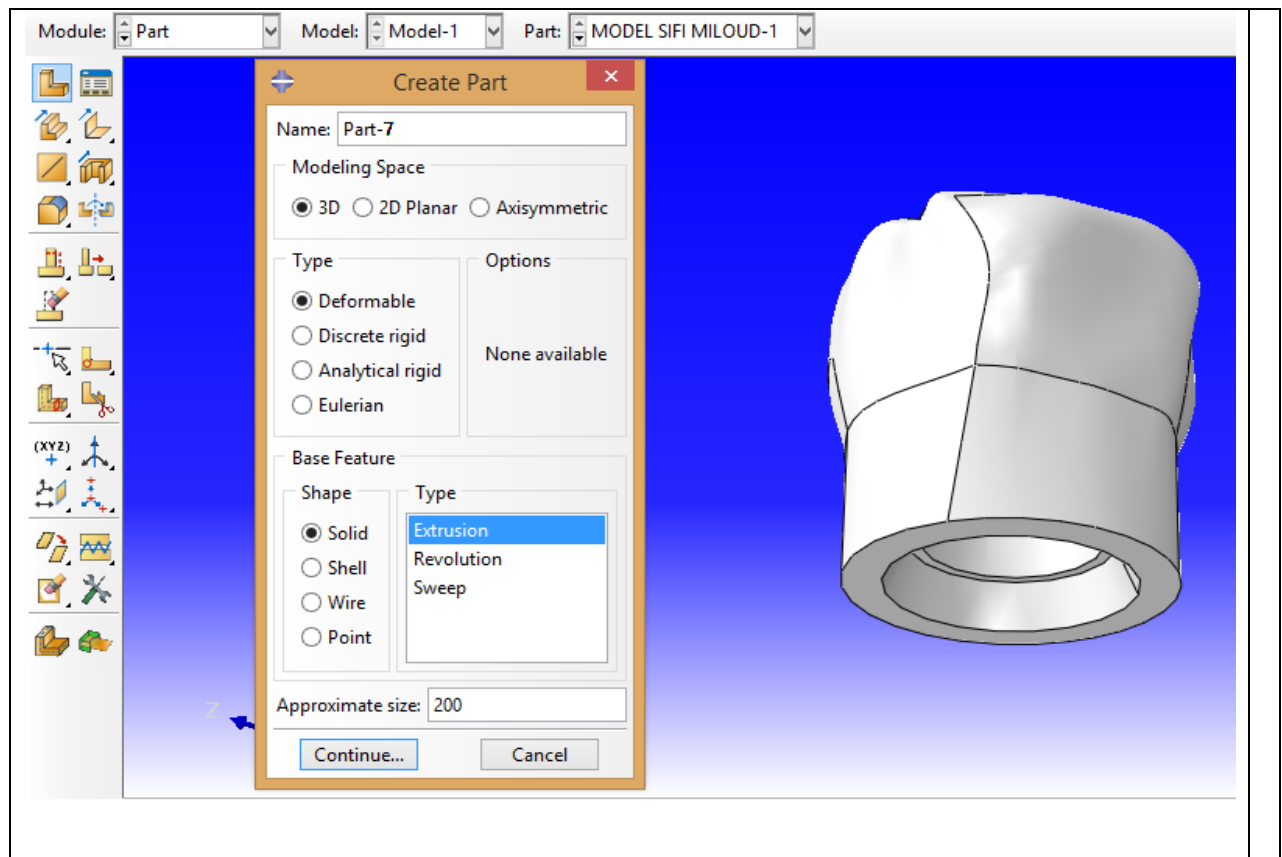
Le logiciel est divisé en neuf modules indépendants les uns des autres :

- Part
- Property
- Assembly
- Step
- Interaction
- Load
- Mesh
- Job
- Visualization

5.5.2.1 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.

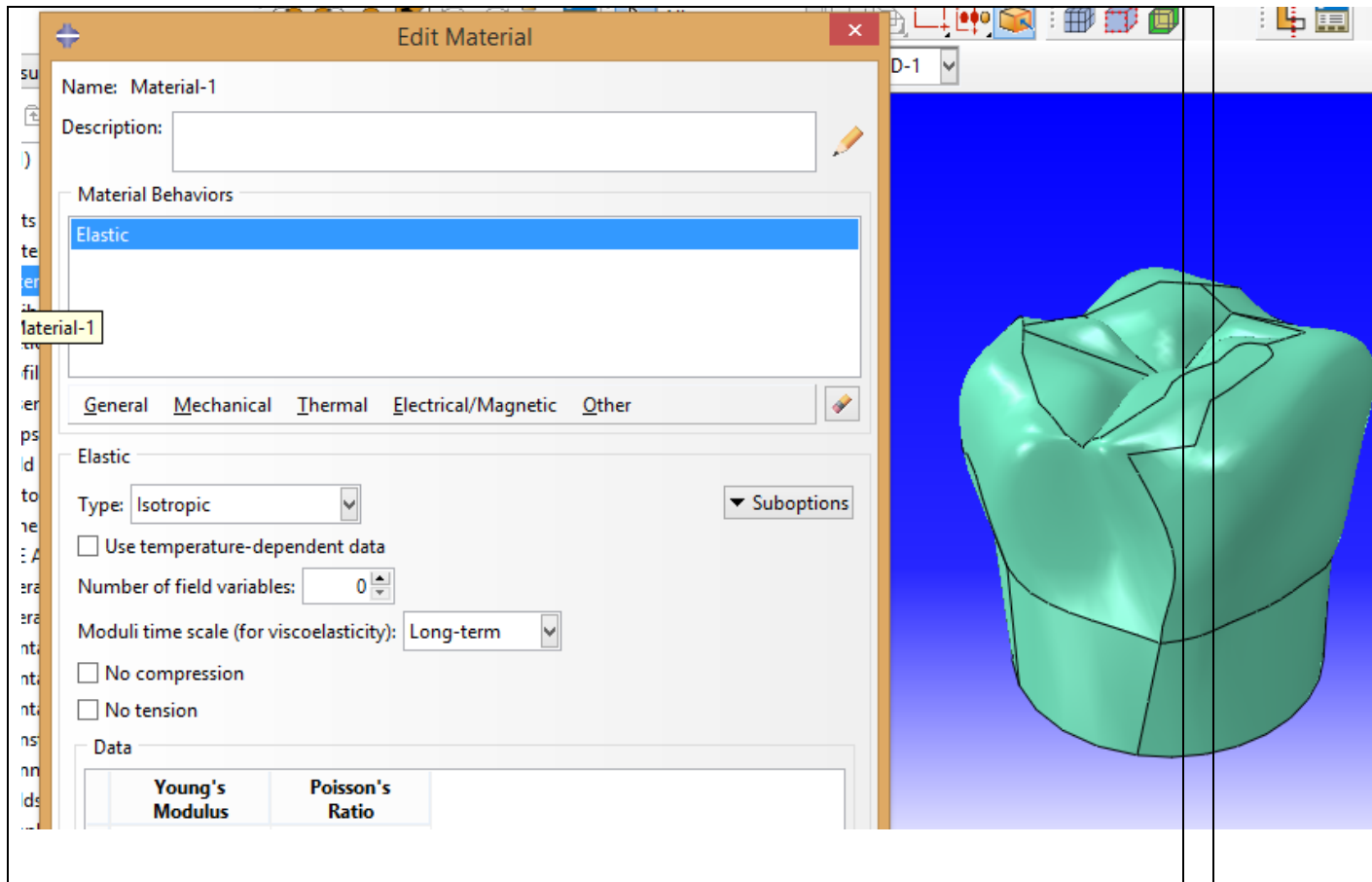
Conclusion Générale



5.5.2.2 Dans la partie 'Material Deuxième module : Property

Ce module est important dans la modélisation numérique du phénomène physique. Il faut créer le Manager', nous avons la possibilité de rentrer différentes valeurs numériques ou lois physiques.

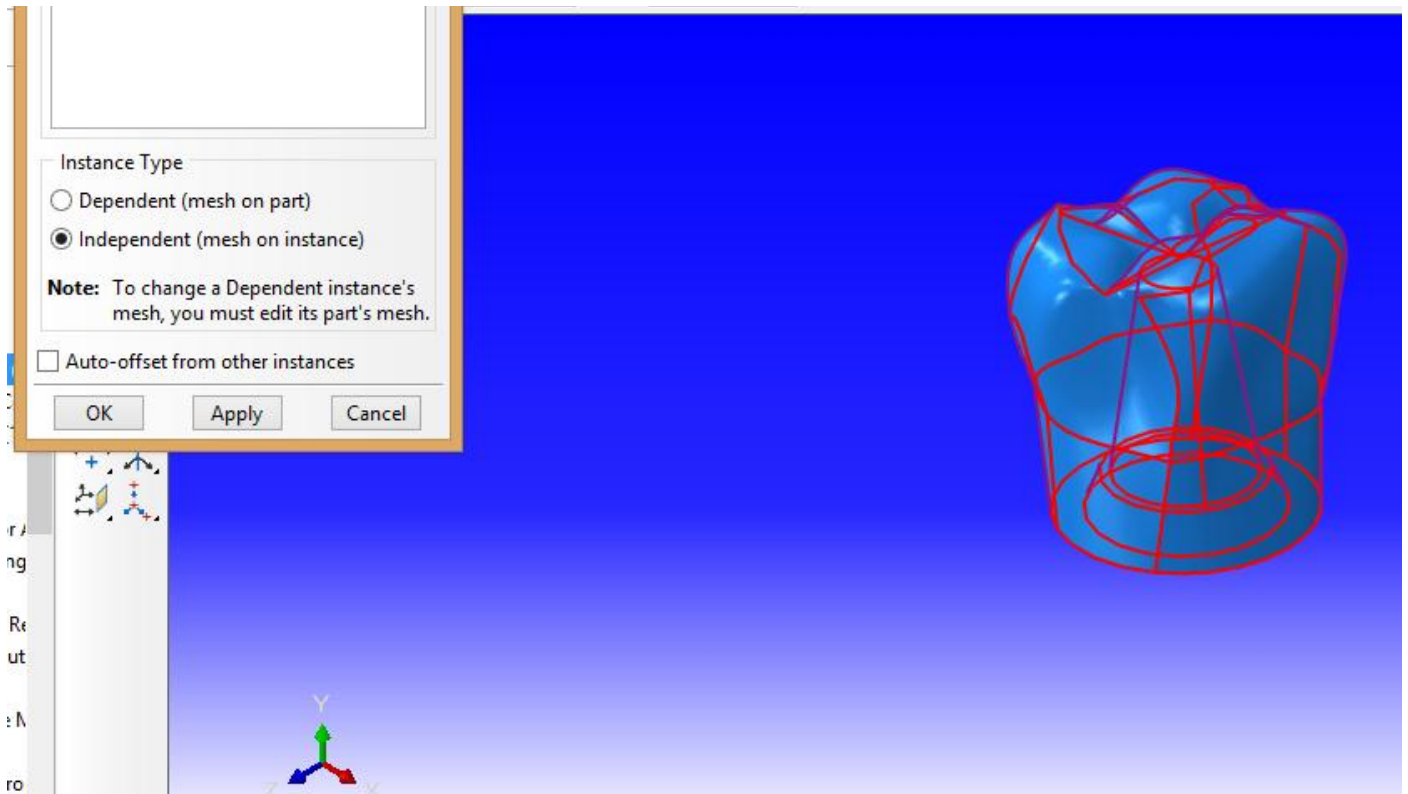
Conclusion Générale



5.5.2.3 Troisième module : Assembly

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

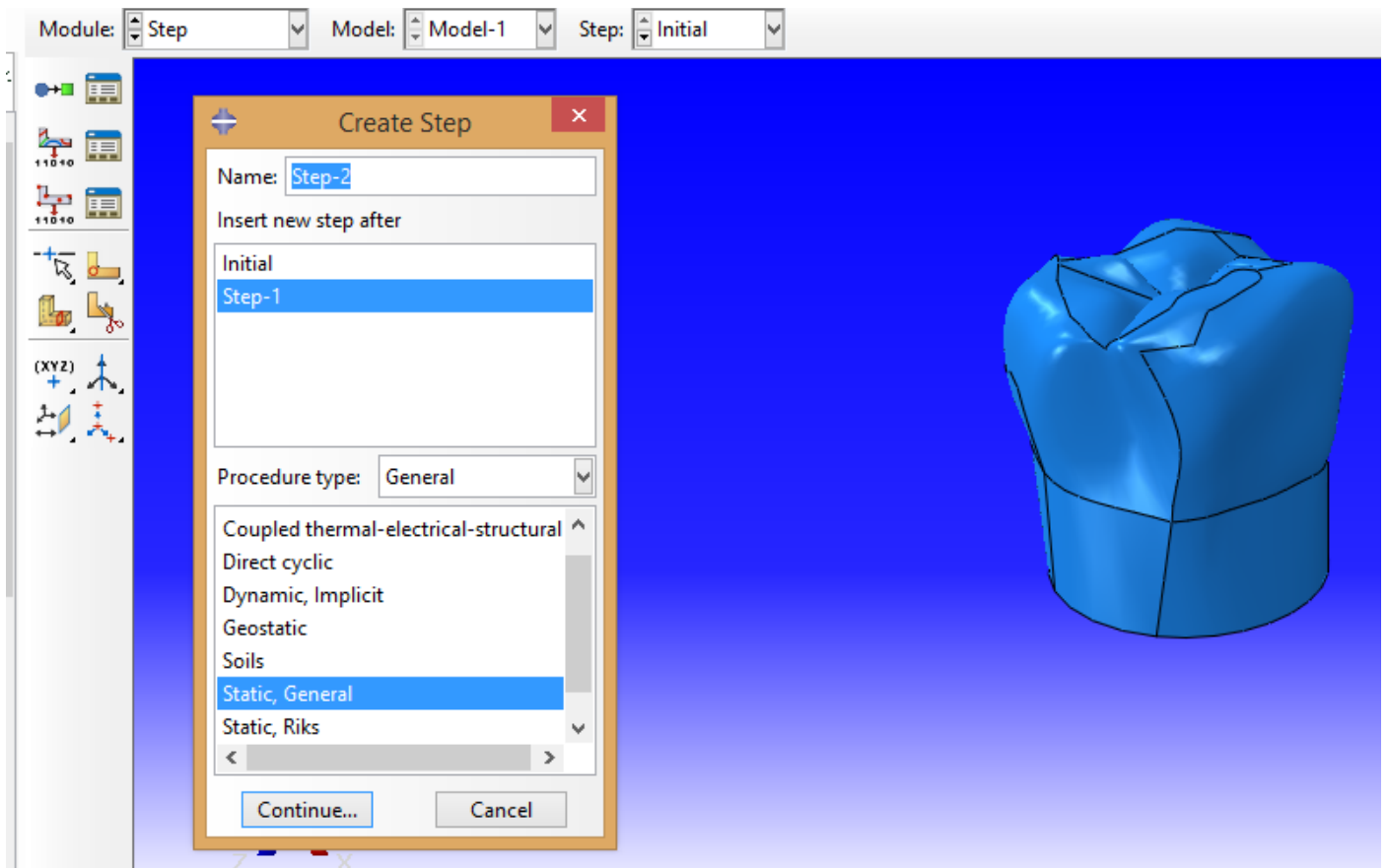
Conclusion Générale



5.5.2.4 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.

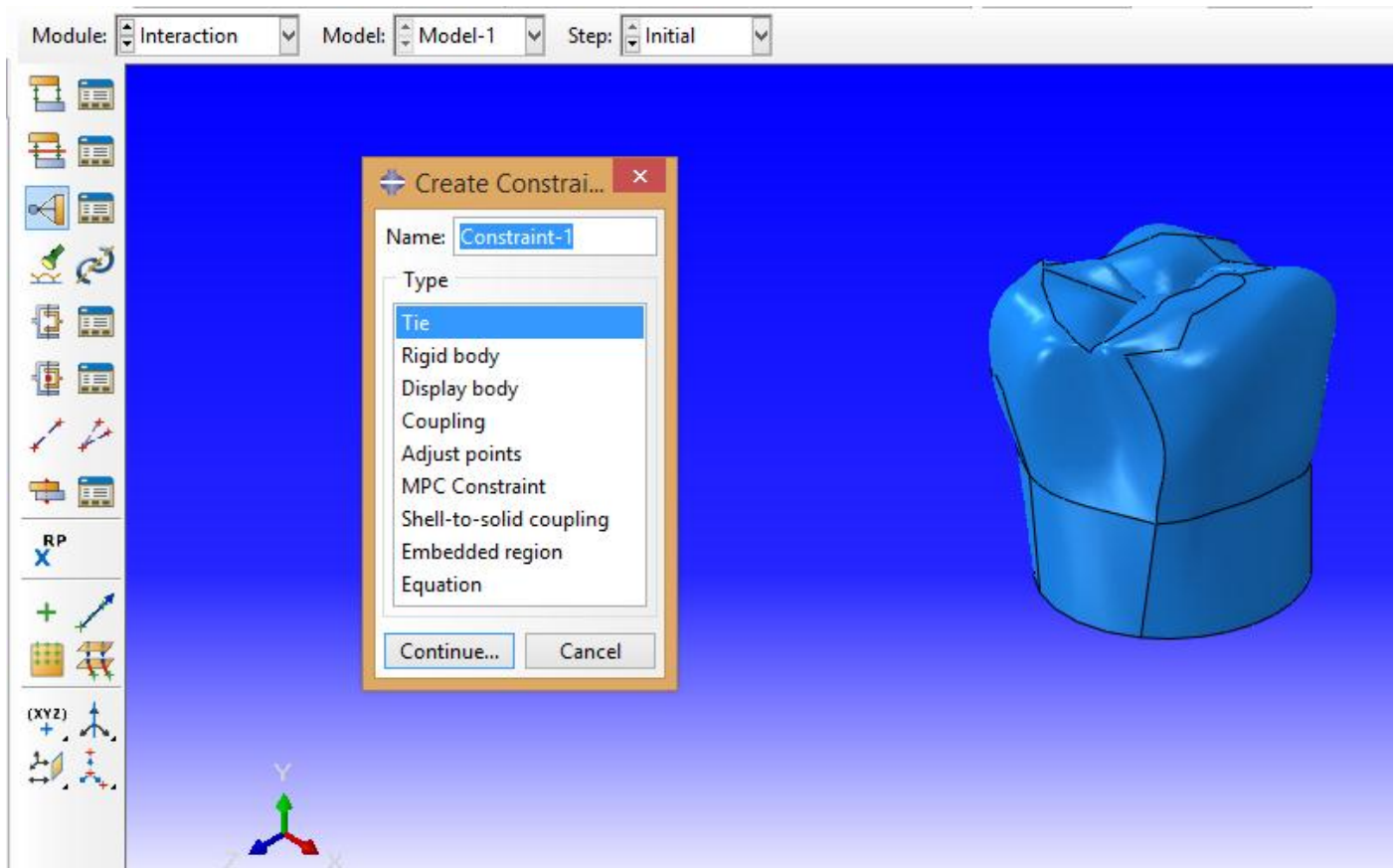
Conclusion Générale



5.5.2.5 Cinquième module : Interaction

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

Conclusion Générale



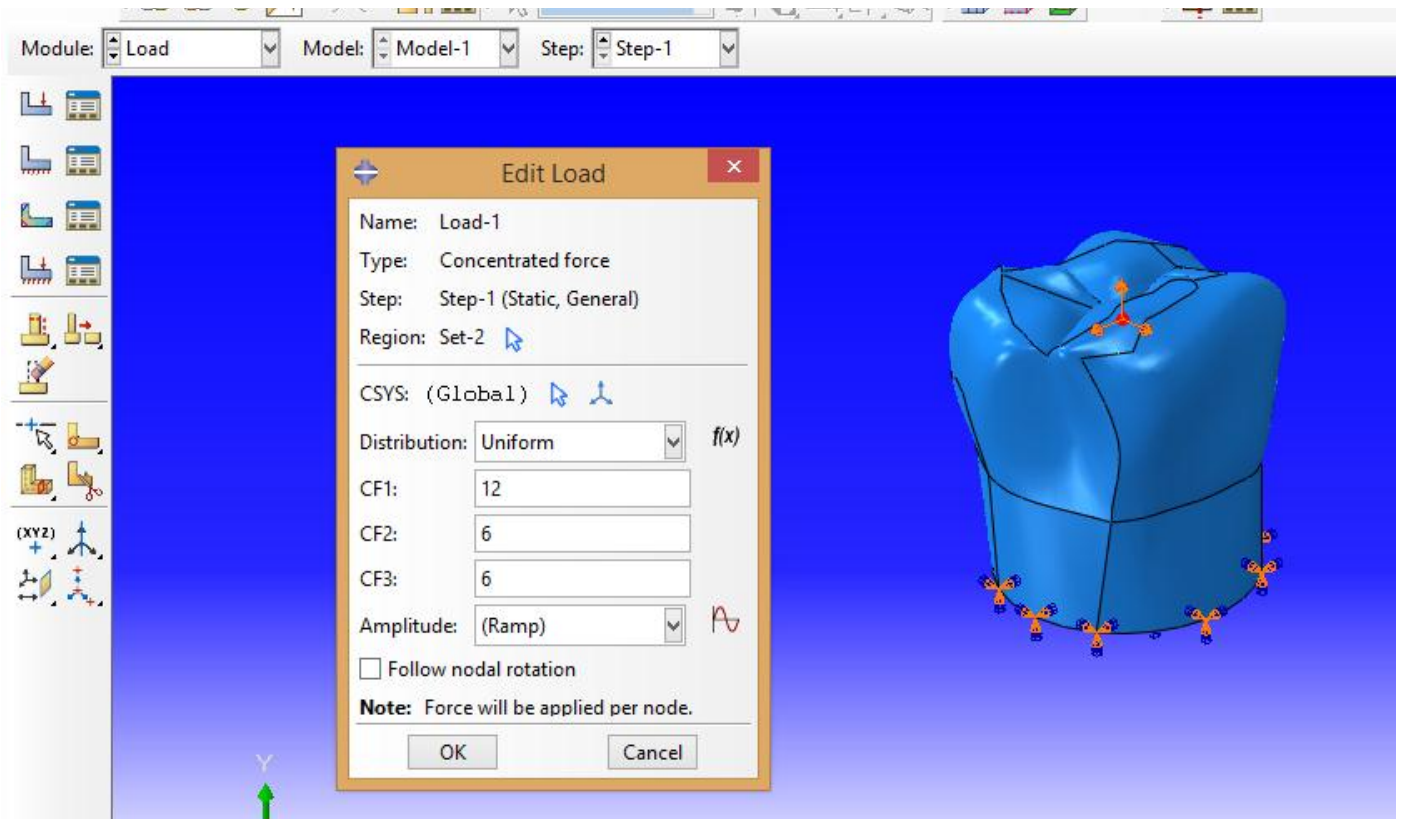
5.5.2.6 Sixième module : Load

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.

Conclusion Générale

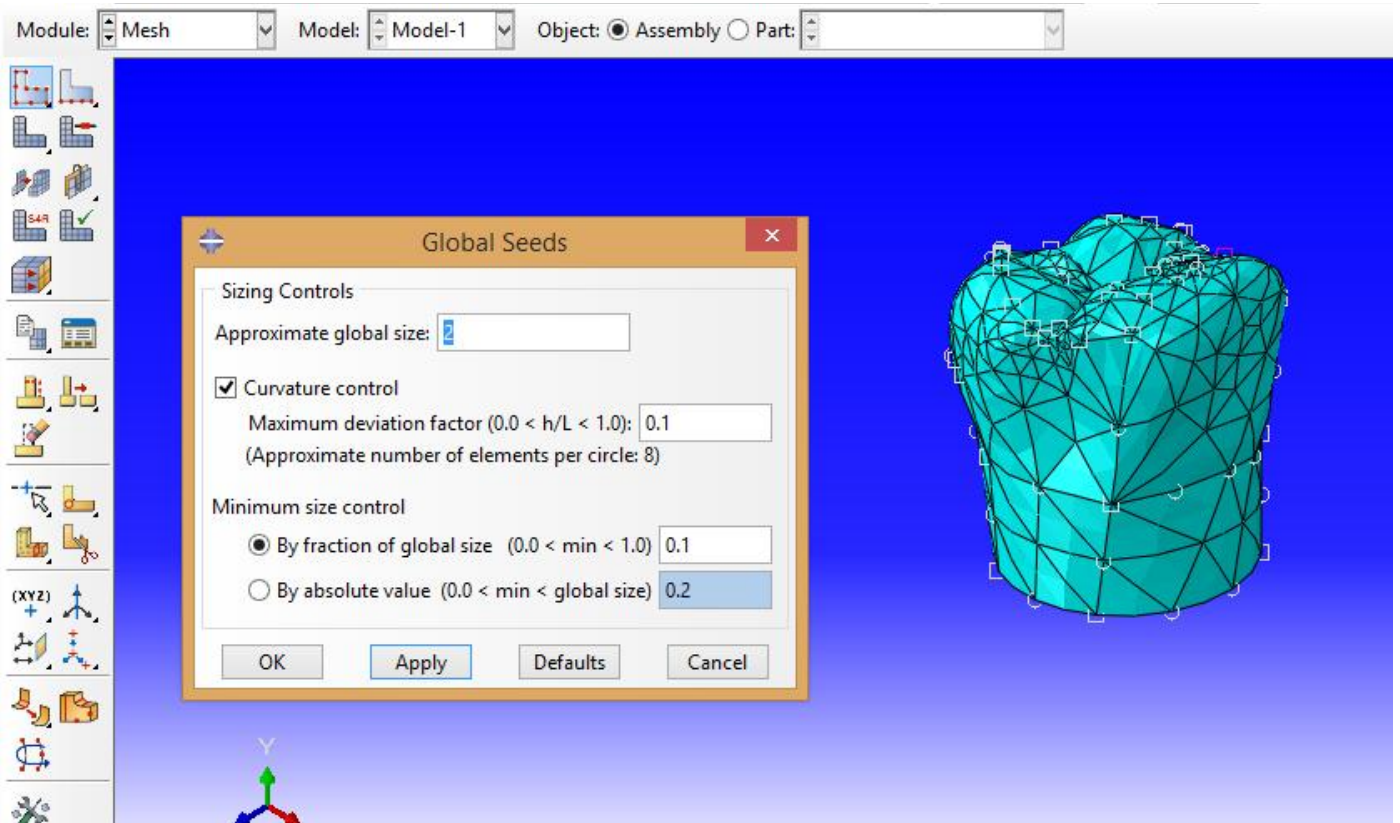


5.5.2.7 Septième module : Mesh

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

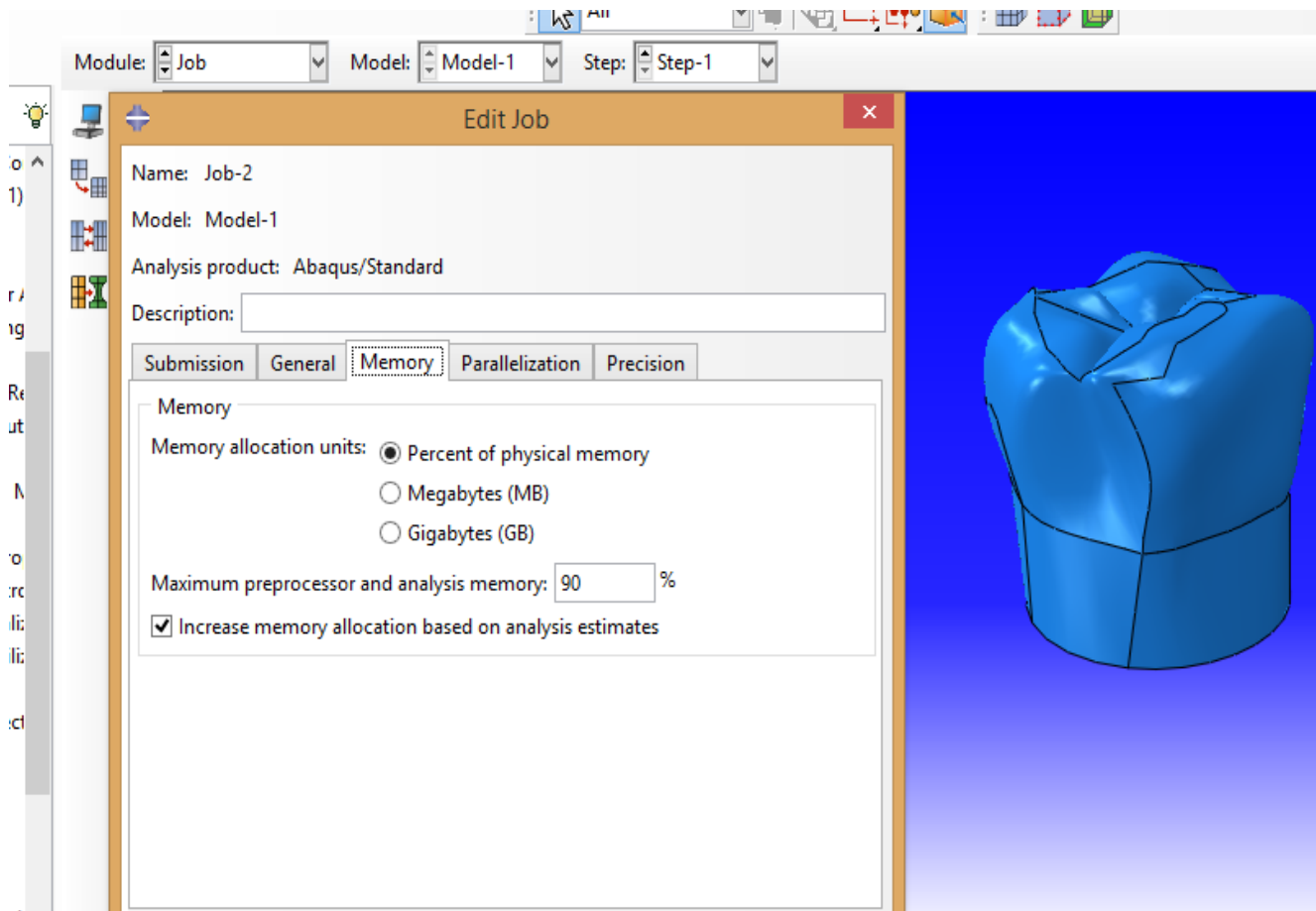
Conclusion Générale



5.5.2.8 Huitième 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**' :

Conclusion Générale



5.6 Resultats et analyse :

5.6.1 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 d'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, axiales ou corono-apicale, bucco-linguale et mesio-distale, comme le montre la figure, ces charges simulent la mastication des aliments dans deux matériaux différents.

Conclusion Générale

5.6.2 Données des matériaux utilisés dans l'étude :

✓ Propriété du céramique de « feldspathique » et d'or

| Matériaux | Module de Young | Coefficient de Poisson |
|----------------------------|-----------------|------------------------|
| Céramique de feldspathique | 61000 MPa | 0.19 |
| Métallique Or | 78000 MPa | 0.4 |

Tableau 3 : les Propriétés mécaniques

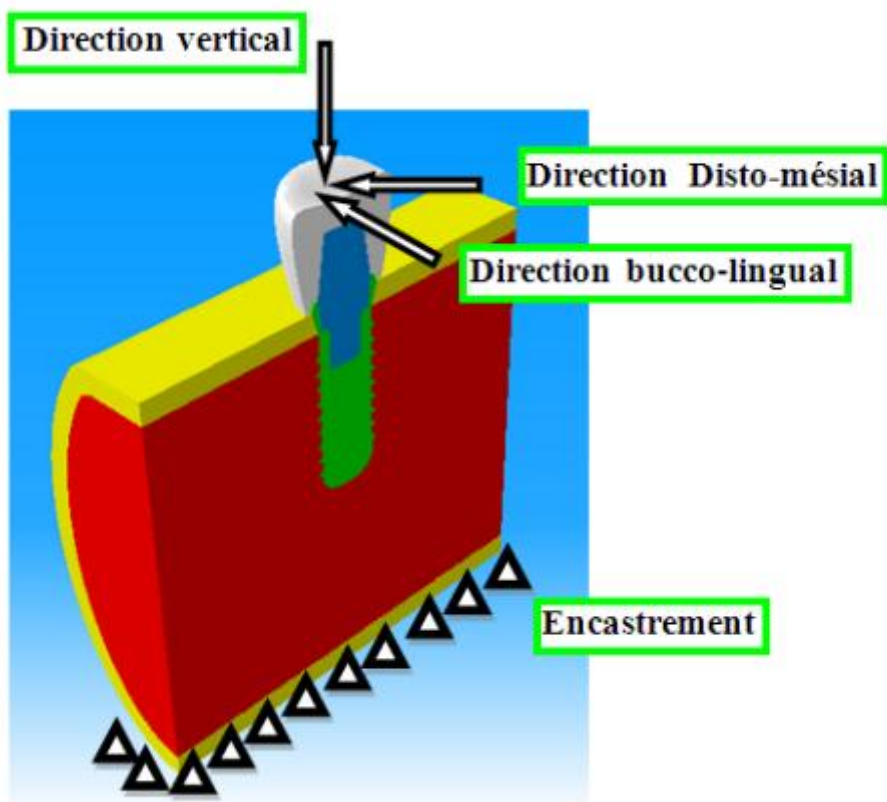


Figure 54 : Chargements appliqués à la couronne dentaire

5.7 Effets du chargement

Un chargement mécanique tridimensionnel de même intensité est appliqué à la structure dentaire dans les trois directions coronno-apicale, bucco-linguale, et mesio-distale.

Nous analysons l'effet de chaque chargement et celui de leur combinaison sur le niveau et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises induites dans la couronne dentaire.

Conclusion Générale

□ Matériaux céramique

5.7.1 Effets de chargement simple :

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

5.7.1.1 Effet du chargement coronno-apicale :

Le résultat montre que les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de la surface, le niveau de ces contraintes équivalentes de Von Mises est plus élevé en comparant avec la couronne métallique .

Ce type de sollicitation résulte des contraintes équivalentes fortement localisées sur la partie supérieure de la surface occlusal. L'intensité de ces contraintes diminue au fur à mesure lorsque on s'éloigne de cette zone .

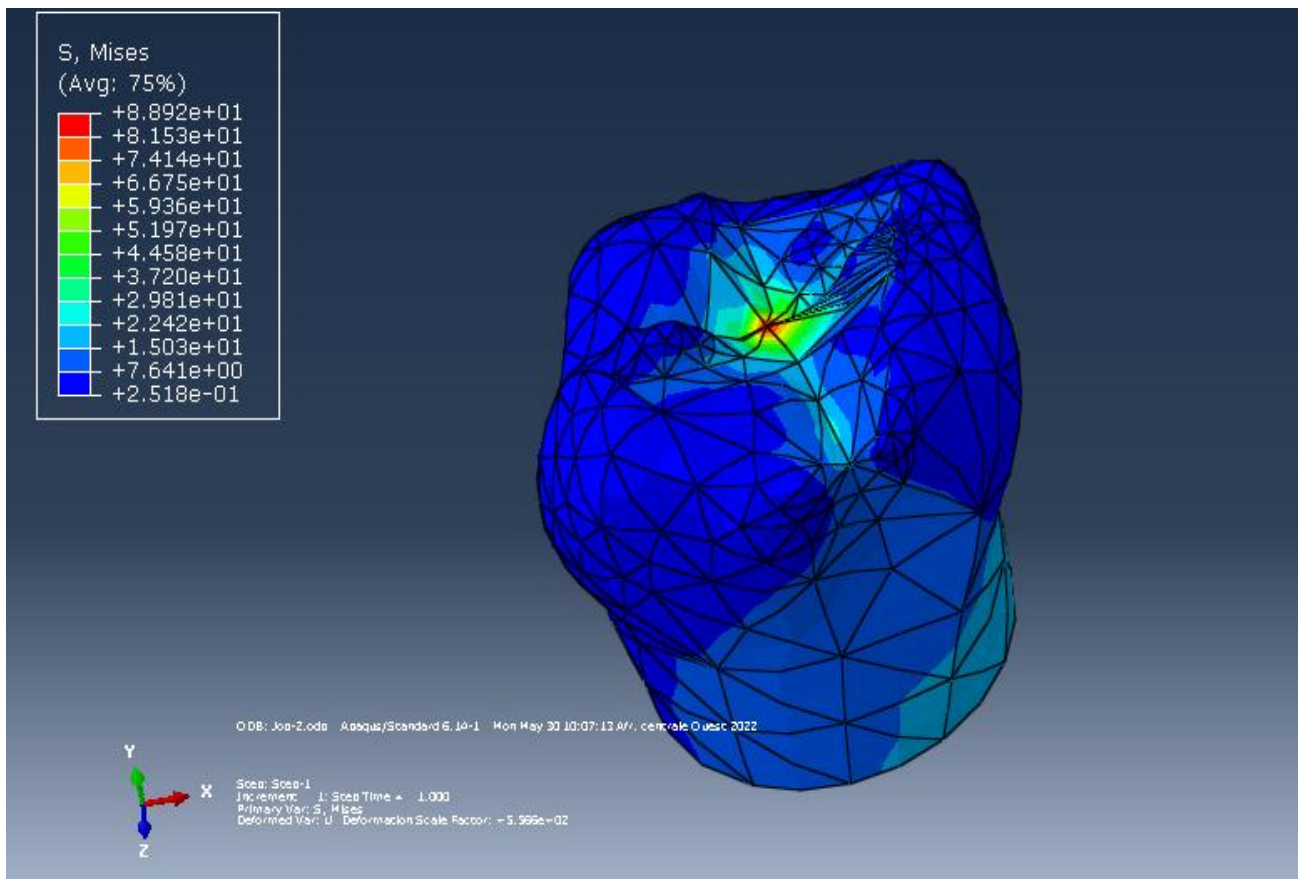


Figure 55 : niveau de répartition de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge coronno-apicale)

Conclusion Générale

5.7.1.2 Effet du chargement bucco-lingual :

Le résultat obtenu dans cette analyse est représenté dans les fig., suivantes. Un tel chargement sollicité fortement la partie de surface.

En effet, les contraintes sont intensives localisées sur la zone des couronnes, les autres parties sont de ce constituant sont moins sollicités. En comparant au chargement coronno-apical ,les efforts bucco_liguales contraintes équivalentes .

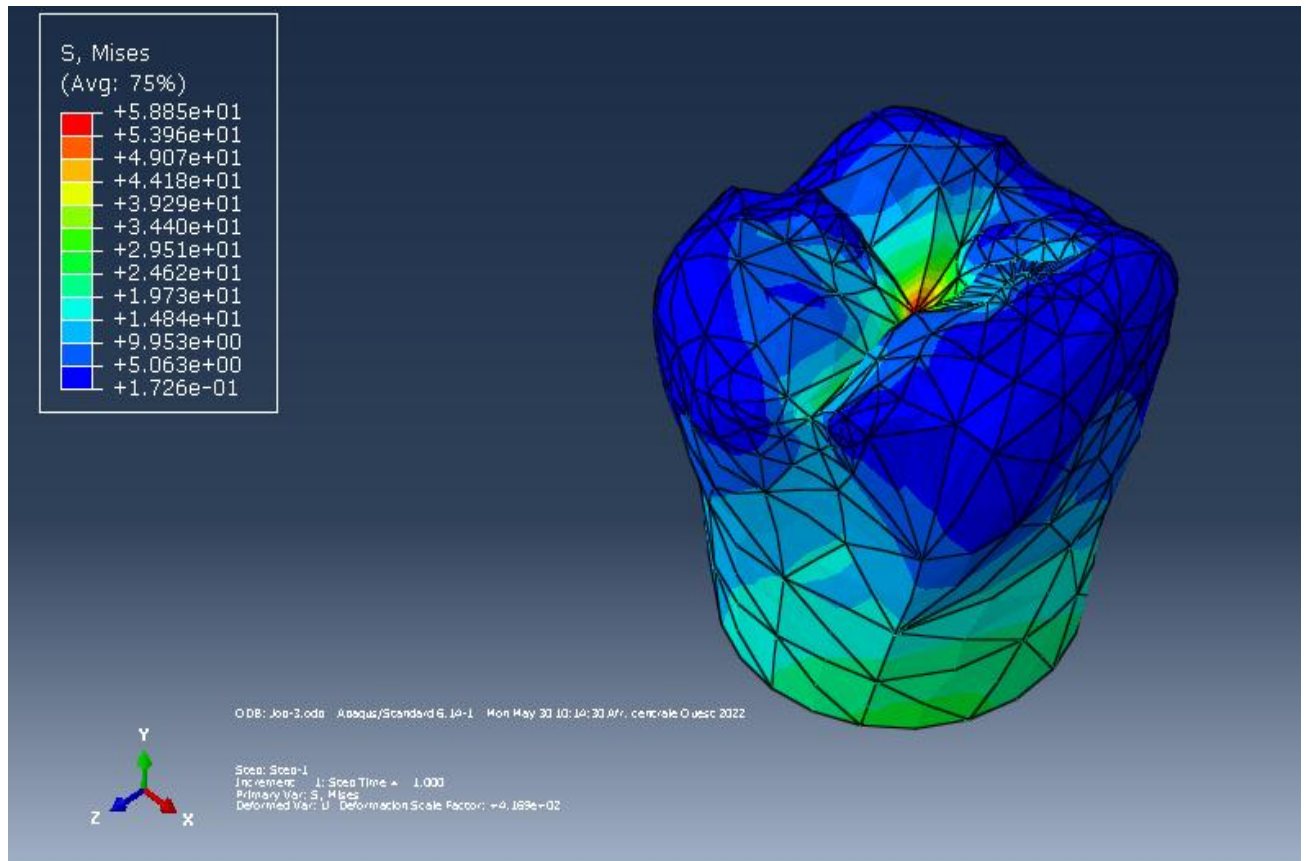


Figure 56:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure(charge bucco-lingual)

5.7.1.3 Effet du chargement mesio-distale :

Dans cette analyse les deux types de couronnes dentaires ont soumissent un chargement mécanique mésio-distale pur, aucun effort n'est appliqué a ces couronnes ,la figure illustre la distributions des contraintes équivalentes de von Mises et leur amplitudes induites dans les éléments de la structure sous l'effet d'une seule sollicitation .Cette dernière engendre des contraintes dans la surface occlusale plus importantes dans la direction verticale Ca et aussi plus significatives que celles engendrée par un chargement appliqué dans la direction horizontale Bc-Lg

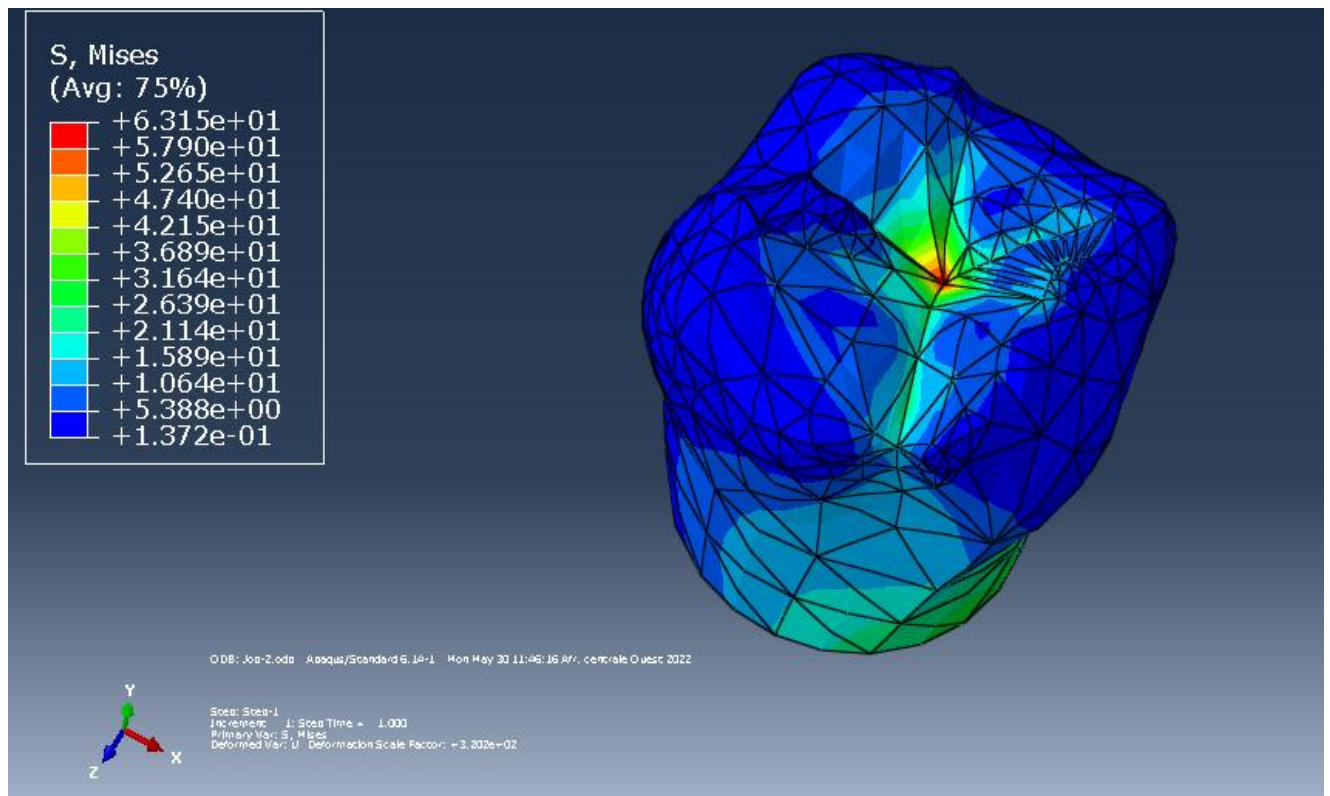


Figure 57: niveau de répartition de la contrainte équivalente de von mises induite dans les éléments de la structure (charge de mesio –distale)

5.7.2 Effets du chargement combiné bi axial :

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

5.7.2.1.1 Effet du chargement coronno-apicale, bucco-linguale

la couronne dentaire est appliqué » des efforts mécaniques dans les directions normales et horizontales dites coronno-appical et bucco-lingual respectivement. Les fig montre l'influence de la contrainte équivalentes et sa distribution dans la surface occlusale. Les contraintes engendrées dans la couronne par ce chargement sont d'un niveau plus élevé que celui induite par les chargements simples appliqués dans les deux types de matériaux .L'amplitude de l'intensité des contraintes résulte de ces deux sollicitations l'un indépendamment de l'autres est l'égerment plus élevé plus élevé que celle résultantes de la combinaison de deux efforts .

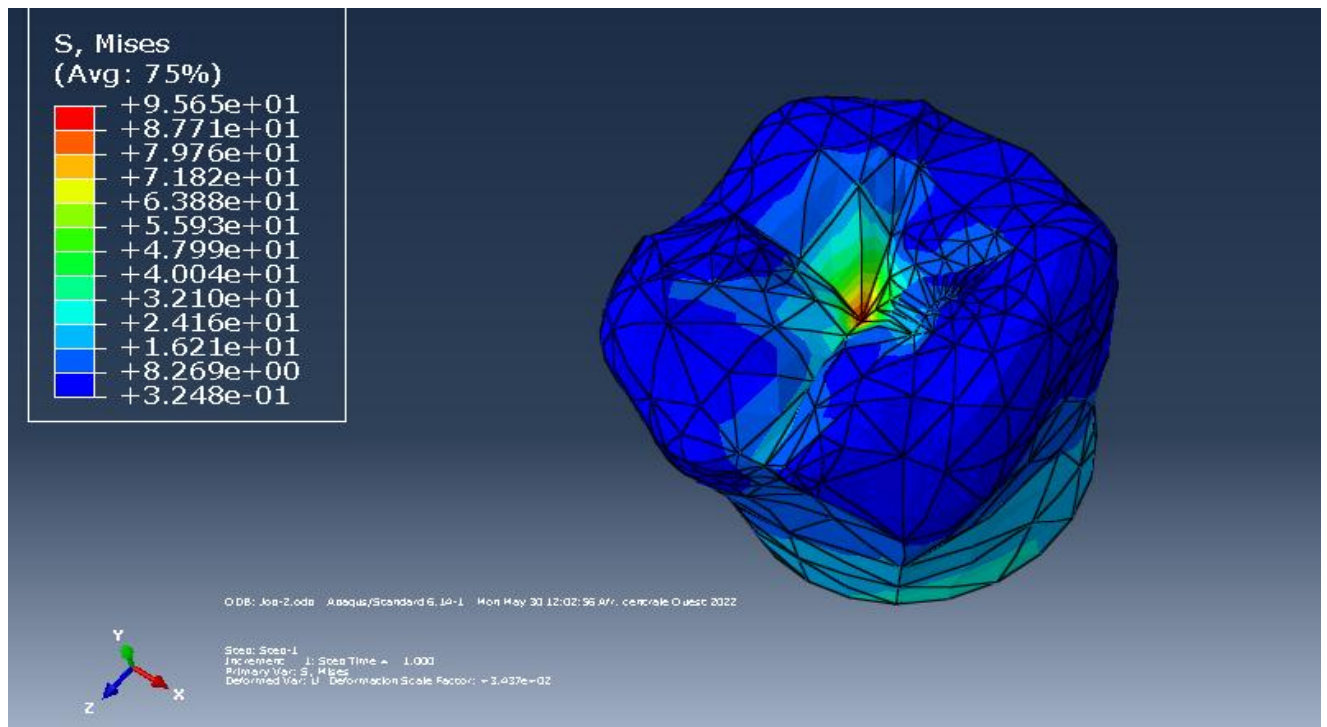


Figure 58: niveau de répartition de la contrainte équivalente de von mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-bl)

5.7.2.1.2 Effet du chargement linguo-buccale, mesio distale

. La couronne dentaire a soumise à un chargement bi-axial selon les directions linguo-buccale et mesio-distale. Sur les figures (9,10) sont présenté la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises engendrées dans la composante de la couronne .Les contraintes induites que les chargements ont légèrement diminuer on comparaison que celles du résultat des sollicitations combinées corono-appical et linguo-bug.

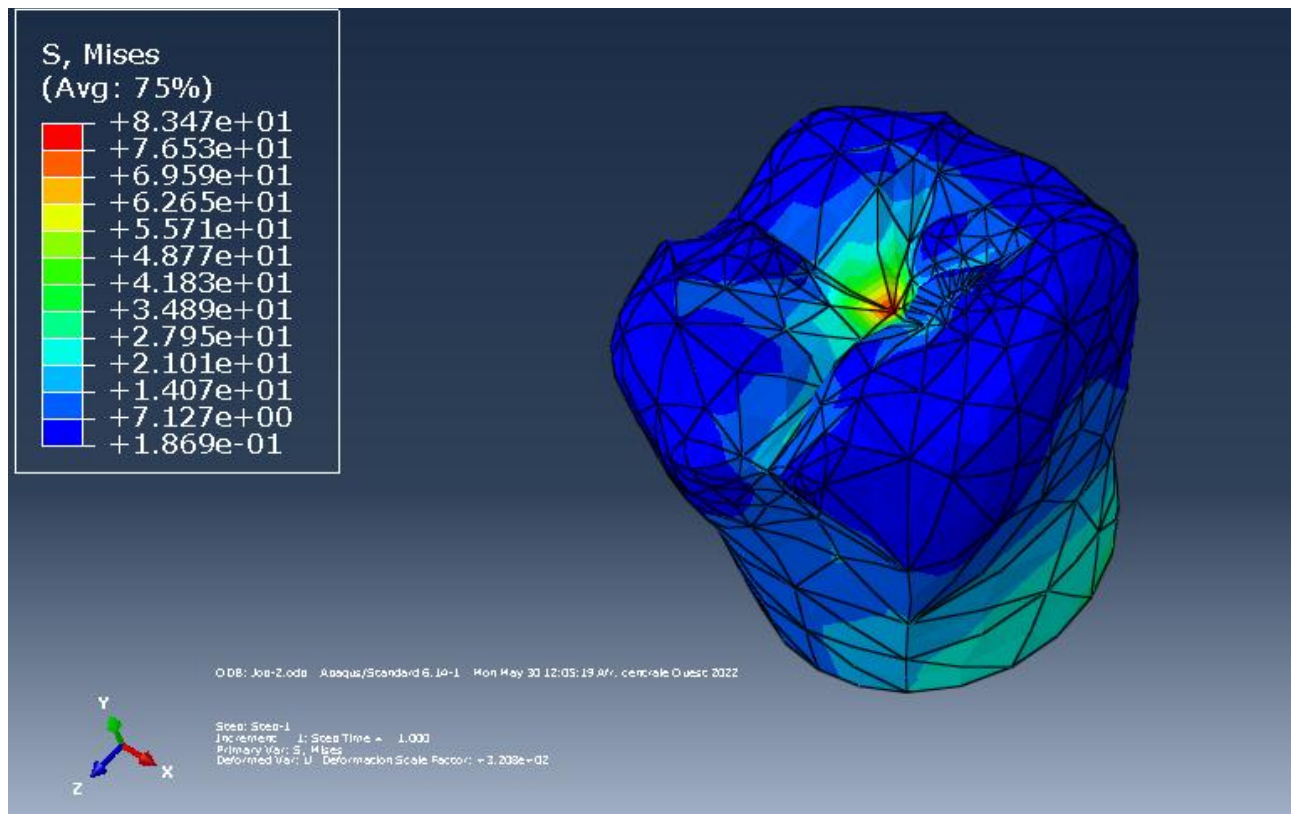


Figure 59: niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge lb-md)

5.7.2.3 Effet du chargement coronno-apicale, mesio distale

Dans le dernier cas , les structures sont appliquées des efforts triaxiales selon les trois directions, une verticale et deux horizontales ,les résultats obtenus de cette figure(13,14) montre que les contraintes de Von Mises sont faibles que les contraintes induites pour le chargement Mono-Axial.

Après avoir ces résultats on obtiens que les contraintes maximum sont concentrées dans la surface occlusale supérieure de la couronne sur le sillon central pour un chargement coronno-apical. D'autre part, les contraintes maximales sont localisées sur les sillons dans le sens disto mésial pour un chargement linguo-buccal, et dans le sens linguo-buccal pour un chargement disto-mésial et diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions

Conclusion Générale

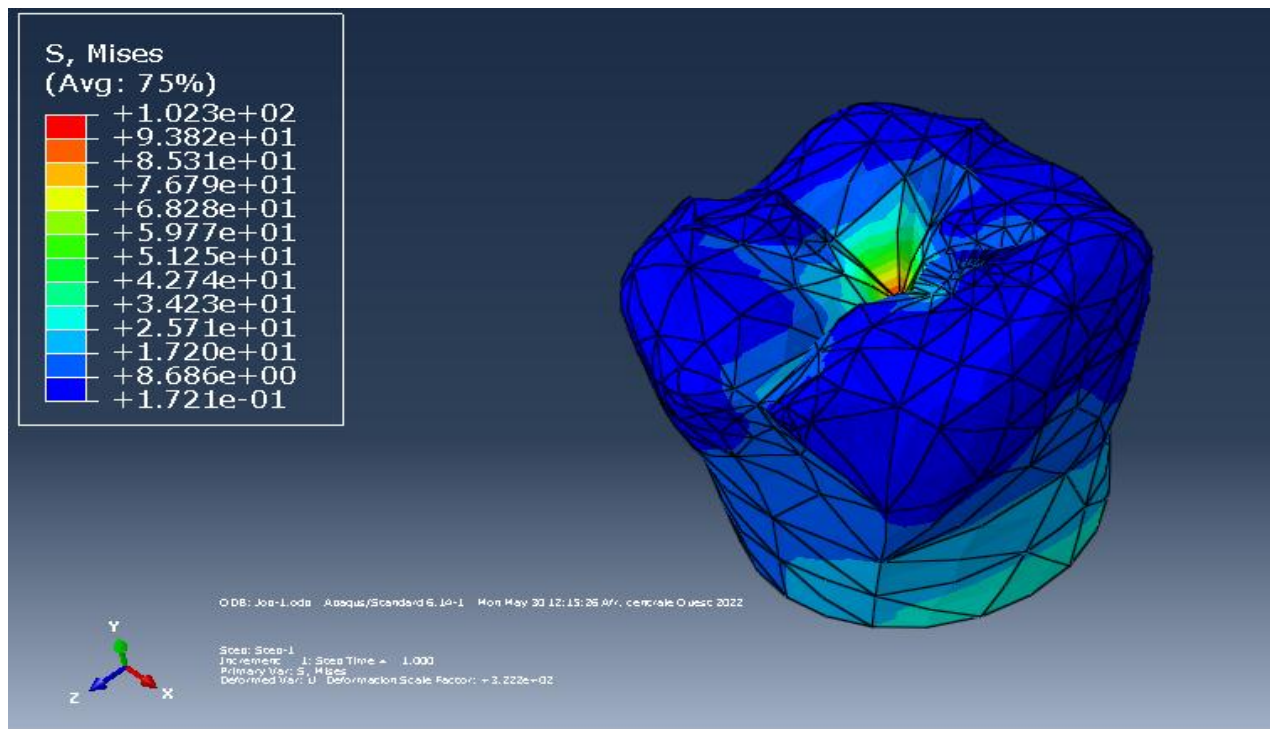
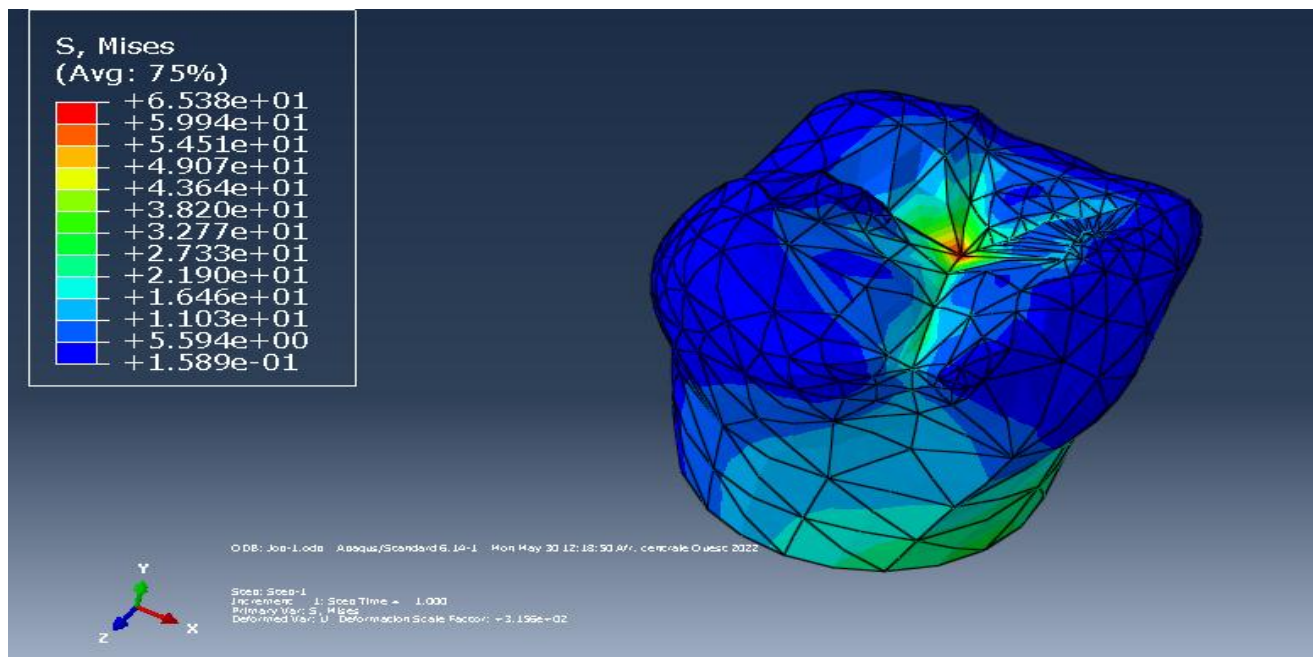


Figure 60: niveau de réparation de la contrainte équivalente de Von mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-md)

5.7.3 Effets du chargement combiné triaxial :

Dans le dernier cas , les structures sont appliquées des efforts triaxiales selon les trois directions, une verticale et deux horizontales ,les résultats obtenus de cette fig montre que les contraintes de Von Mises sont faibles que les contraintes induites pour le chargement Mono-Axial.



Conclusion Générale

Figure 61:niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von mises induite dans les éléments de la structure (charge triaxial)

- Matériaux métallique (OR)

5.8.1 Effets de chargement simple_:

5.8.1.1 Effet du chargement coronno-apicale :

Ce type de chargement est appliqué à la structure dentaire selon la direction verticale dite coronno-apicale. Dans les autres directions cette structure n'est soumise à aucun effort. Les résultats de ce chargement mécanique sont illustrés sur la fig.62

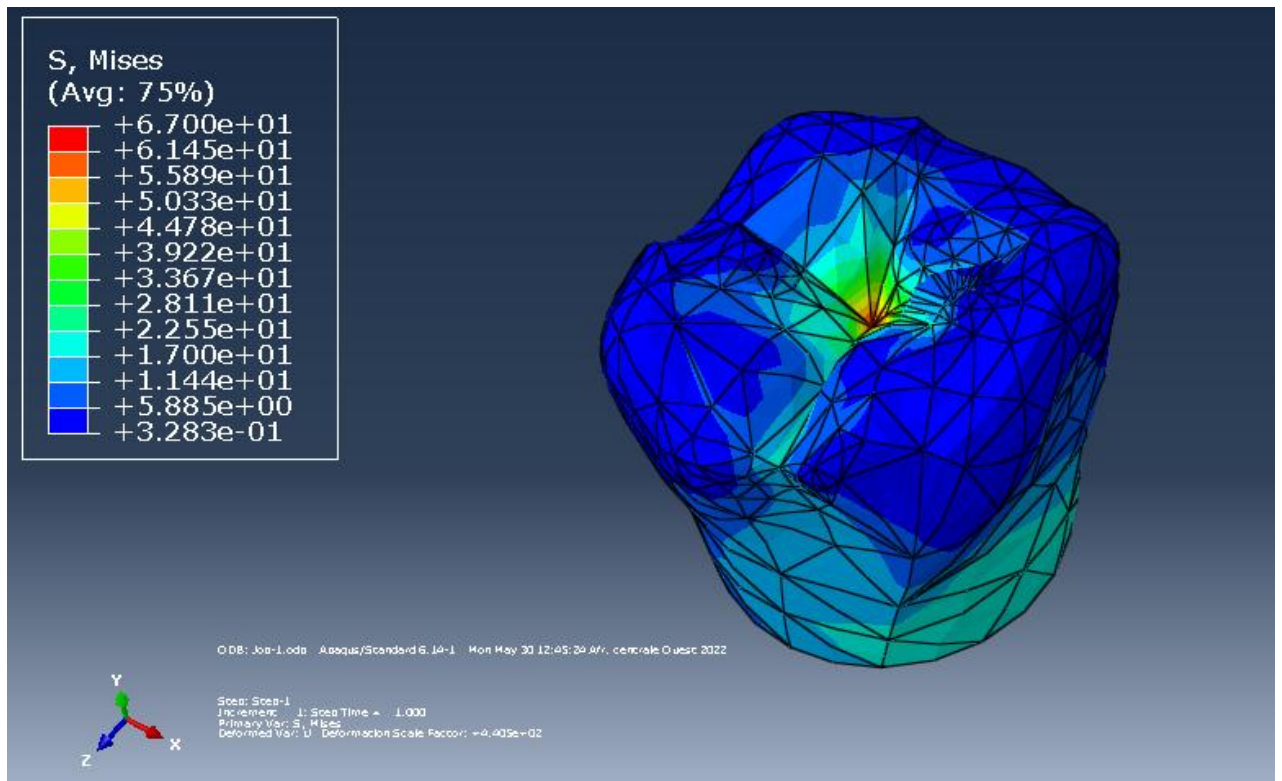


Figure 62:niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von mises induite dans les éléments de la structure (charge ca)

5.8.1.2 Effet du chargement bucco-lingual :

Dans cette partie, nous analysons l'influence de chargement bucco-linguale sur l'intensité des contraintes équivalentes dans les constituants de la couronne. Cette dernière est donc soumise seulement aux efforts (bucco-linguale) appliqué latéralement à la couronne La structure n'est soumise à aucun chargement dans les deux autres directions. Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont représentées sur la figure 63.

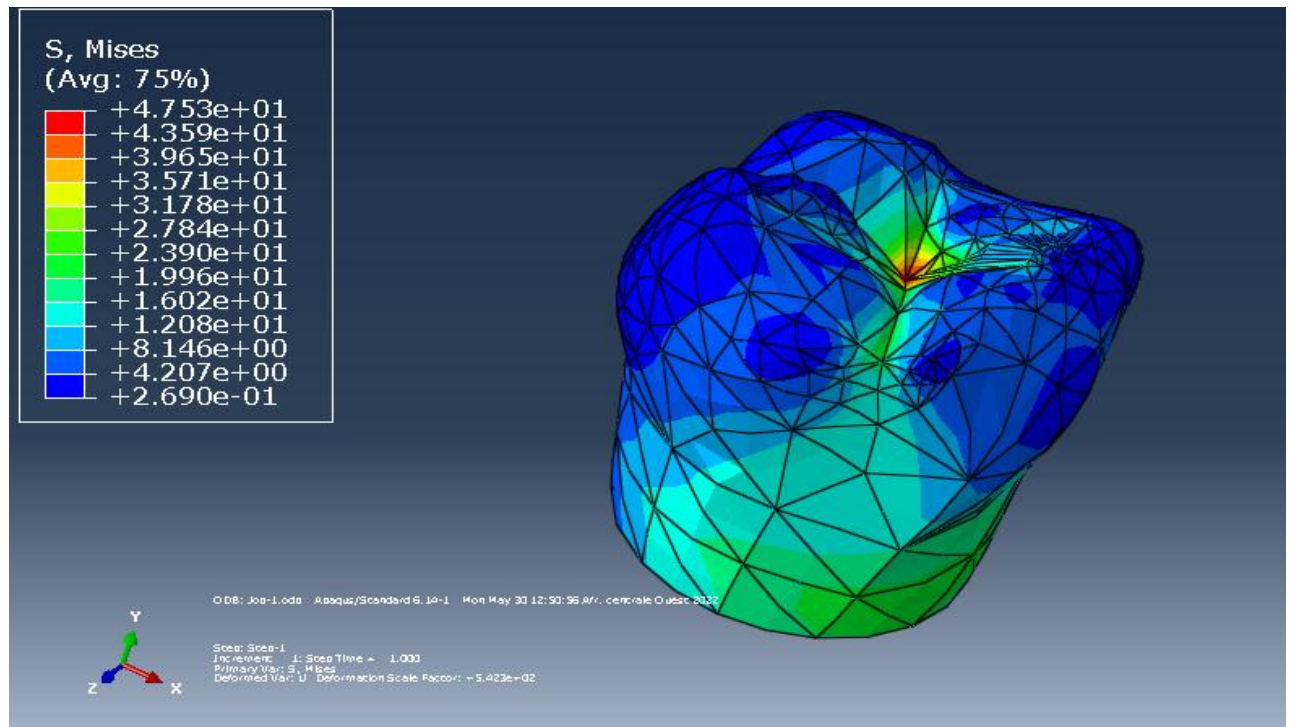


Figure 63: niveau de répartition de la contrainte équivalente de von mises induite dans les éléments de la structure (charge b1)

5.8.1.3 Effet du chargement mesio-distale :

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

Conclusion Générale

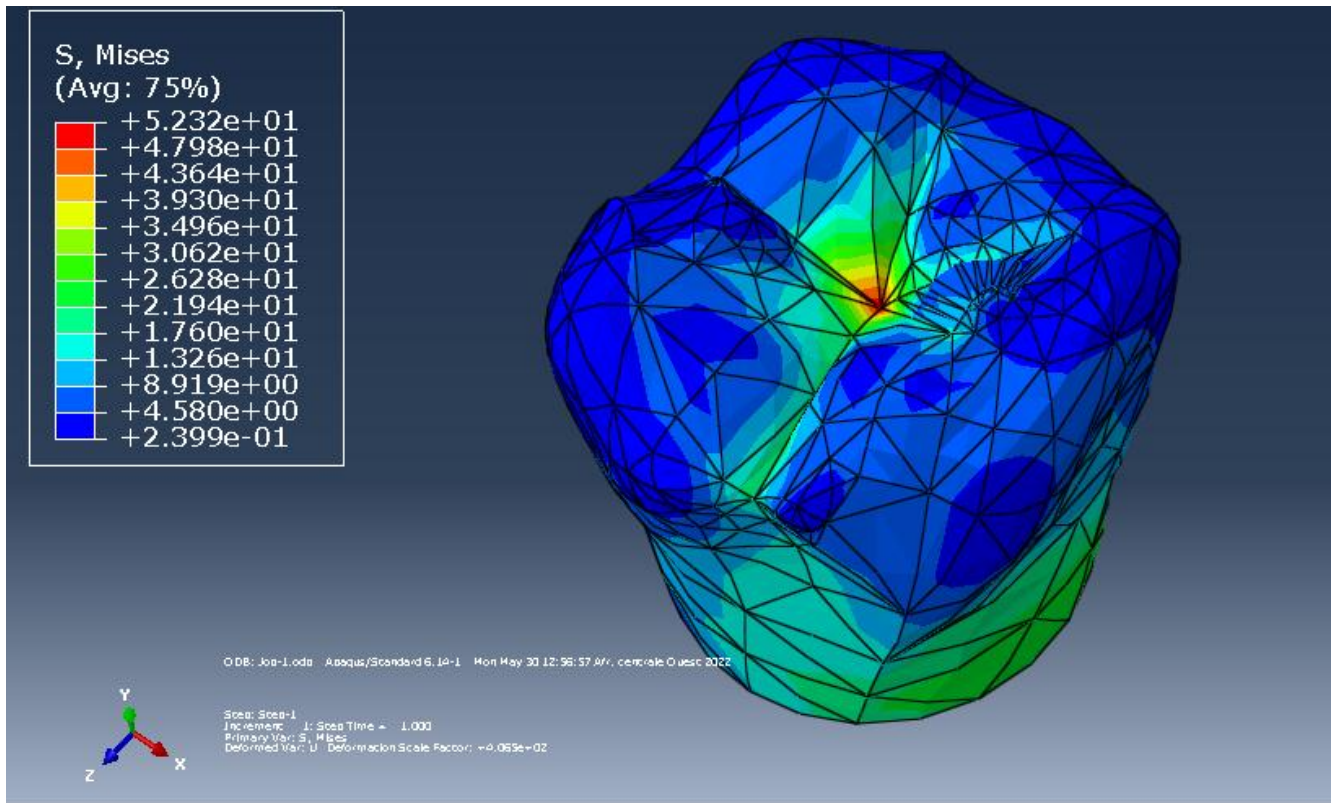


Figure 64: niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomi mises induite dans les éléments de la structure (charge md)

5.8.2 Effets du chargement combiné bi axial :

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

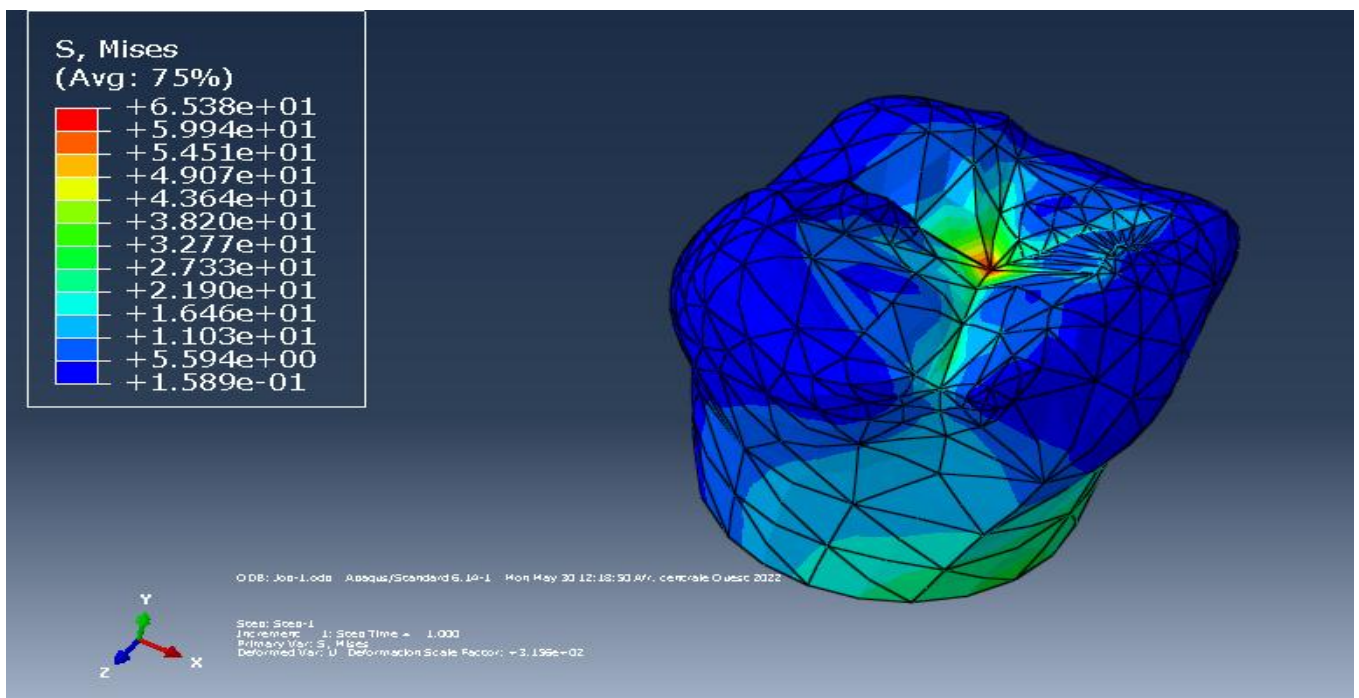


Figure 65: niveau de réparation de la contrainte équivalente de vomi mises induite dans les éléments de la structure (charge bi-axial)

5.8.2.1 Effet du chargement corrono-apicale, bucco-linguale :

A la couronne dentaire est appliquée des efforts mécaniques dans les directions normales et horizontales dites corrono-apical et bucco-linguale respectivement. La figure 66.

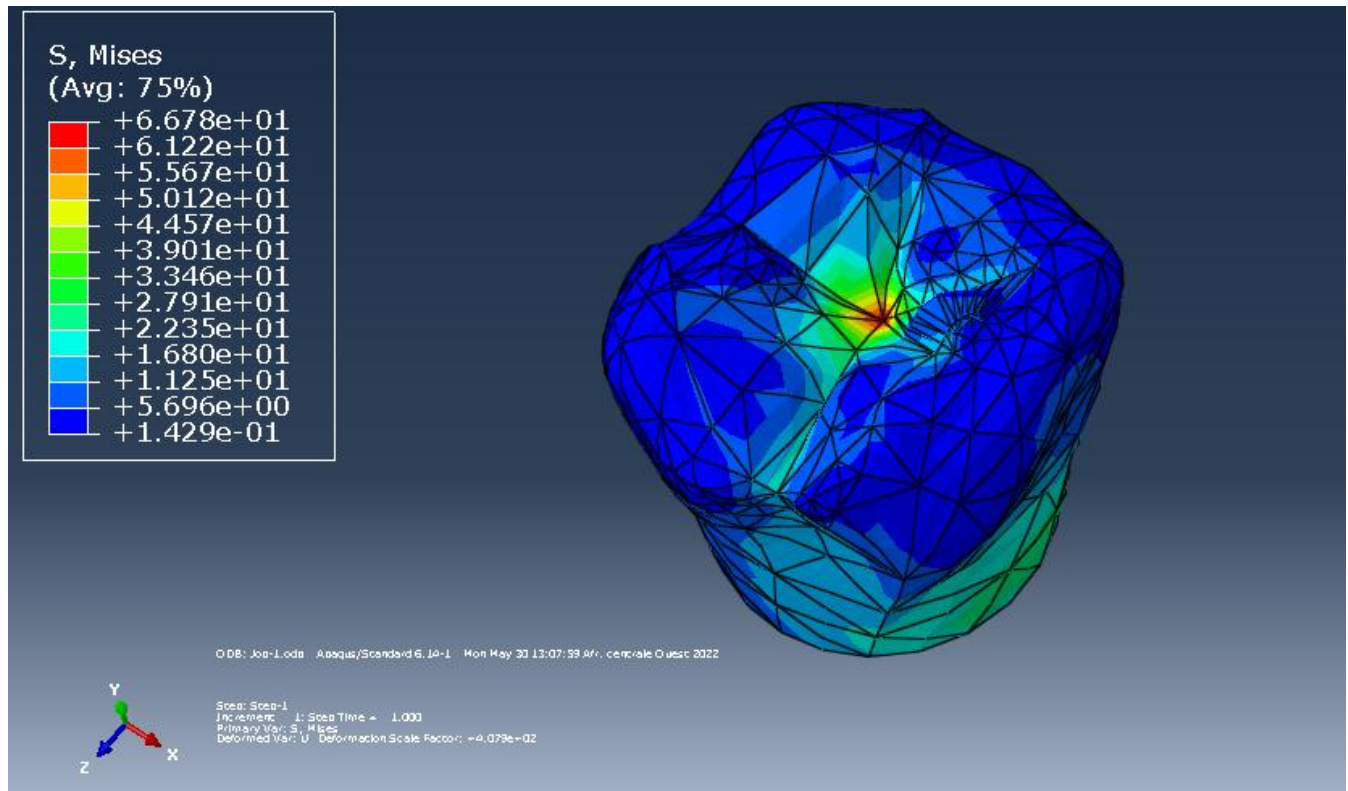


Figure 66:niveau de répartition de la contrainte équivalente de von mises induite dans les éléments de la structure (charge ca-bl)

5.8.2.2 Effet du chargement corrono-apicale, mesio distale :

La couronne dentaire a soumise à un chargement bi-axial selon les directions linguo-buccale et mesio-distale. Sur la figure 67, sont sollicitées l'amplitude et la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises engendrées dans les composants de la structure.

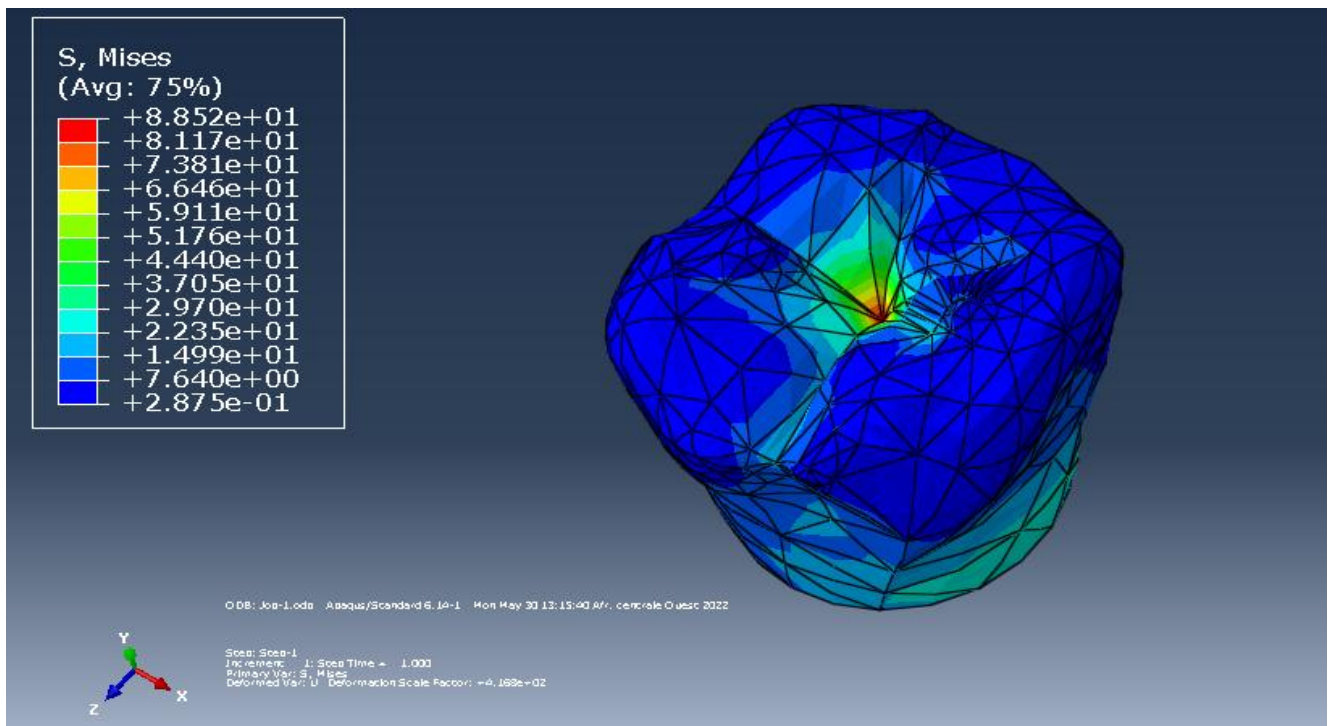


Figure 67: niveau de réparation de la contrainte équivalente de von mises induite dans les éléments de la structure (charge CA-MD)

5.8.3 Effets du chargement combiné triaxial :

Les structures sont appliquées des efforts triaxiales selon les trois directions, les résultats obtenus de cette fig 68 montre que les contraintes de Von Mises sont différents en comparant avec la couronne feldspathique.

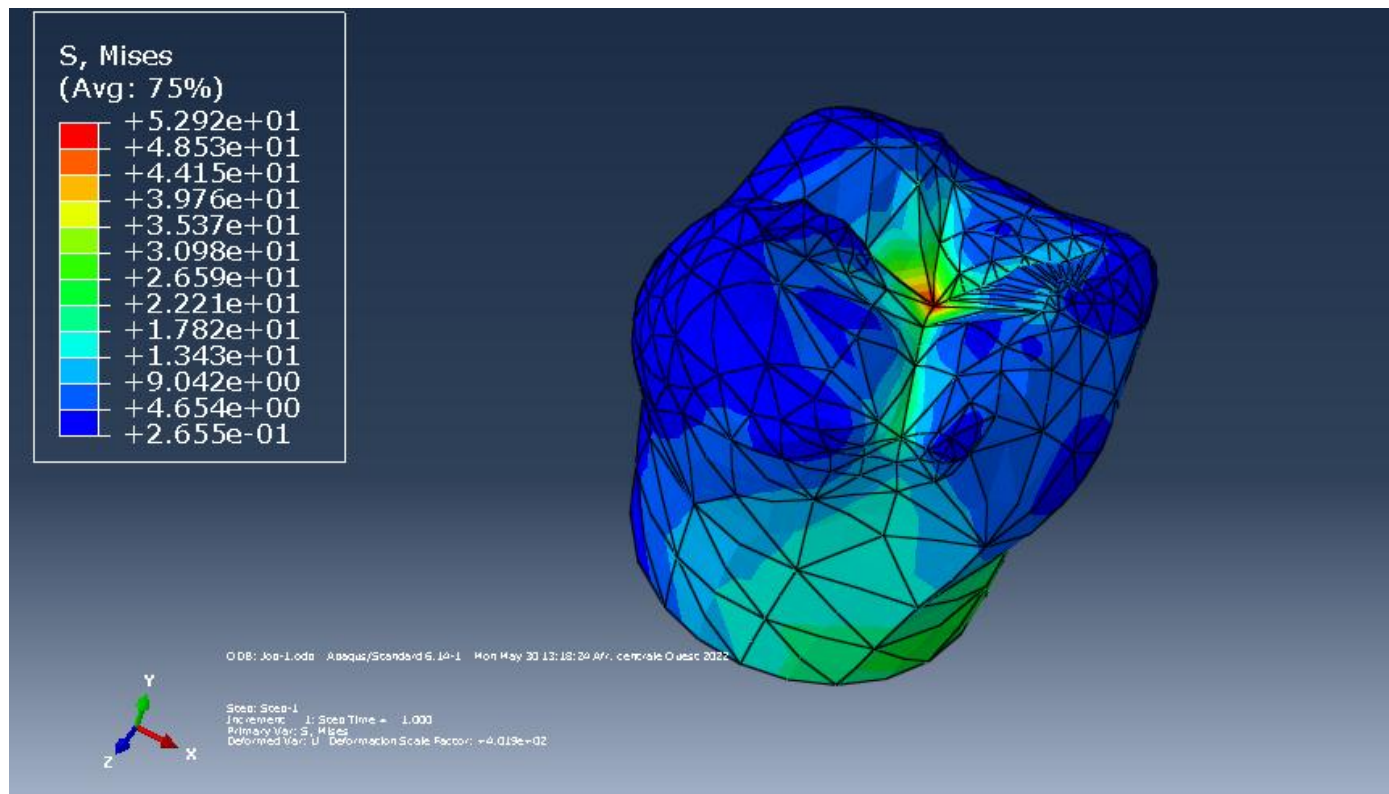


Figure 68:niveau de réparation de la contrainte équivalente de vom mises induite dans les éléments de la structure (charge triaxial)

5.9. Discussion :

Il est question, ici d'analyse la distribution de la contrainte équivalente de vom mises engendrée dans les constituants de la couronne dentaire ,soumise à des efforts mécanique combinées dans les trois directions Corono-apical ,Linguo-buccal et disto-mésial .Les contraintes les plus fortes sont localisé sur la surface occlusale supérieure de la couronne sur le sillon central pour un chargement corono-apical. D'autre part, les contraintes maximales sont localisées sur les sillons dans le sens disto-mésial pour un chargement linguo-bucca et dans le sens linguo-buccal pour un chargement disto-mésial, comme illustré dans les figures,qui montre également que ces contraintes ont tendance à diminuer progressivement en s'éloignant de ces régions.

Conclusion générale

De nombreux patients partiellement édentés ont des difficultés à fonctionner, à parler, à mâcher et à manger, ce qui entraîne une baisse de leur qualité de vie. La réhabilitation prothétique des patients édentés partiels est aujourd'hui un traitement courant que les praticiens gèrent dans leur pratique quotidienne. L'utilisation de la couronne artificielle est une méthode utilisée depuis plusieurs années afin de remplacer une couronne dentaire atteinte de caries ou d'autres lésions structurelles. Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

Le but de cette étude est de souligner les propriétés mécaniques des matériaux de prothèse dentaire à couronne unique afin de différencier la possibilité d'utiliser chaque matériau pour une condition clinique typique et une charge masticatoire. L'objectif de l'étude est de mettre en évidence la répartition des contraintes sur différentes couronnes dentaires courantes à l'aide d'un logiciel de conception assistée par ordinateur ABAQUS et d'un modèle virtuel tridimensionnel. En utilisant des systèmes d'ingénierie d'analyses comme les enquêtes Von Mises, il a été mis en évidence la résistance des couronnes de premières prémolaires inférieures simulées en alliage d'or et en céramique dentaire FELDSPATHIQUE. Les modèles de couronnes prosthodontiques ont été créés et soumis à des contraintes de mastication simulées. Les modèles tridimensionnels ont été soumis à des différentes forces les résultats attendus sur un cycle masticatoire simulé.

Les résultats de cette étude nous permettent d'affirmer la validité et la compatibilité du modèle conçue ainsi que la procédure de modélisation abordée, ce qui est conforme avec les objectifs de départ.

Références bibliographique

- [1] Brunski JB. Biomechanics of dental implants. In: Block MS, Kent JN, Guerra LR editors. *Implants in dentistry: essentials of endosseous implants for maxillofacial reconstruction*. Philadelphia: W.B. Saunders; 1997. p. 63-71.
- [2] Fung YC. *Biomechanics*, 2nd Ed. Lieu: Springer, 1996, p.571
- [3] Wikipedia-Encyclopédie libre [en ligne]. Disponible sur : <<http://fr.wikipedia.org/wiki/Accueil>> (consulté le 15/04/2022)
- [4] Hélène F. Caractérisation biomécanique et modélisation de l'os spongieux. Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2002 [5] Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am. J. Orthod.* 1980; 77:396-409
- [6] *Principes d'anatomie et de physiologie 2° édition - TORTORA & GRABOWSKI* Edition DeBoeck Université; 1994
- [7] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [8] Pawlak EA., Hoag Ph. M. *Manuel de parodontologie clinique*. Paris : édition Masson, 1987; p.80-86, 112-129
- [9] Wiskott A, Belser U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent.* 1995; 73:169-183
- [10] Smukler H. *Equilibration occlusale en denture naturelle*. Paris: édition CdP, 1993; p.16-19, 51, 81-82
- [11] Courbeyrotte MA. Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée COURBEYROTTE
- [12] Slagter A, Bosman F, Van Der Glas H, Olthoff M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J. Prost. Dent.*, 1992, 68, 5: 790-799
- [13] Romerowski J, Bresson G. *Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques*. Paris :édition CdP, p. 88-50
- [14] Bremner *Efficacité et performance des substituts osseux pour remplacer les allogreffes et autogreffes* 1964
- [15] Mckimney characteristics of the human masseter, the pterygoid and the temporal muscles. *Archs Oral Biol* 1983, 28 :781-795
- [16] Branemark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous Jaw experience from a 10 year period scand *JPlast*, 1969-1977, *reconstrs surg* 16 ;130,32
- [17] U.S. Department of Health and Human Services (2004). *Bone Health and Osteoporosis : A Report of the Surgeon General*. Office of the Surgeon General, U.S. Department of Health and Human Services.
- [18] Clarke, B. (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, 3(Supplement 3) :S131-S139.=type os
- [19] Gao, C., Peng, S., Feng, P., and Shuai, C. (2017). Bone biomaterials and interactions with stem cells. *Bone Research*, 5:17059.
- [20] Clarke, B. (2008). Normal Bone Anatomy and Physiology. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, 3(Supplement 3) :S131-S139.=type os

- [21] Carter, D., Fyhrie, D., and Whalen, R. (1987). Trabecular bone density and loading history : regulation of connective tissue biology by mechanical energy. *Journal of Biomechanics*, 20(8) :785–794.
- [22] Parfitt, A. M., Drezner, M. K., Glorieux, F. H., Kanis, J. A., Malluche, H., Meunier, P. J., Ott, S. M., and Recker, R. R. (1987). Bone histomorphometry : standardization of nomenclature, symbols, and units. Report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *Journal of Bone and Mineral Research : The Official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, 2(6) :595–610. .
- [23] Bonewald, L. F. (2011). The Amazing Osteocyte. *Journal of Bone and Mineral Research*, 26(2) :229–238.
- [24] Adachi, T., Aonuma, Y., Taira, K., Hojo, M., and Kamioka, H. (2009). Asymmetric intercellular communication between bone cells: Propagation of the calcium signaling. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 389(3) :495–500.
- [25] Propdental.es. [En ligne]. <https://www.propdental.es/fr/implantsdentaires/types-dos-pour-implants-dentaires> »
- [26] Misch, C.E., Density of bone : effect on treatment plans, surgical approach, healing, and progressive bone loading, *Int. J. Oral. Implant*, vol. 6, pp. 23-31, 1990
- [27] Lekholm U, Zarb GA, Pt selection and preparation in: Branemark Pi, Zarb Ga, Albrektsson. *Tissue integrated protheses: osseintegrated in clinical dentistry* Chicago, Quintessce Publishing Co, 1985
- [28] osseux Chapitre%203%20version%20courte%20pdf.pdf
- [29] Carter, D. R. (1984). Mechanical loading histories and cortical bone remodeling. *Calcified Tissue International*, 36(S1) :S19–S24
- [30] Huiskes, R., Weinans, H., Grootenboer, H., Dalstra, M., Fudala, B., and Slooff, T. (1987). Adaptative bone-remodeling theory applied to prosthetic-design analysis. *Journal of Biomechanics*, 20(11 12) :1135–1150.
- [31] Frost, H. M. (1987). Bone “mass” and the “mechanostat” : A proposal. *The Anatomical Record*, 219(1) :1–9.
- [32] M.DAVARPANAH H.MARTINEZ ,MANUEL D’IMPLANTOLOGIE CLINIQUE 2001Page 6 - 7
- [33] <http://www.medix.free.fr/cours/biomecanique-os.php>).
- [34] GAUTHIER R. Histoire de l’implantologie [en ligne]. Disponible sur : <http://pagespersoorange.fr/robert.gauthier/histoire.htm> (consulté le 13.05.2022)
- [35] Gray’s Anatomie pour les étudiants - 9782294740954 | Elsevier Masson - Livres, ebooks, revues et traités EMC pour toutes spécialités médicales et paramédicales.” [Online]. Available:https://www.elsevier-masson.fr/grays-anatomie-pour-les-etudiants9782294740954.html?gclid=EAIaIQobChMI9tTb2I_t1gIVUSjTCh3JlwkUEAAYASAAEgK3mPD_BwE.consultè le (26.05.2022)
- [36] C. F. Jean-Paul Chevrel, *Tête et Cou*, 1st ed. Springer-Verlag Paris: Springer, 1996.
- [37] Anatomie dentaire, application à la pratique de la chirurgie dentaire WOELFEL J-B.,” Librairie Lavoisier. [Online]. Available: https://www.lavoisier.fr/livre/medecine/anatomie-dentaireapplication-a-la-pratique-de-la-chirurgie-dentaire/woelfel/descriptif_2012545. Consultè le (22.05.2022)
- [38] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y.-C. Loo, N. W. Johnson, and H. Zhang, “Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant,” *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.*, vol. 39, no. 7, pp. 690–698, 2010.

- [39] J. C. Vanegas-Acosta, D. A. Garzón-Alvarado, and others, "A finite element method approach for the mechanobiological modeling of the osseointegration of a dental implant," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 101, no. 3, pp. 297–314, 2011
- [40] He, L. H., Fujisawa, N., and Swain, M. V. (2006). Elastic modulus and stress–strain response of human enamel by nano-indentation. *Biomaterials*, 27(24) :4388–4398
- [41] Nanci, A. (2007). *Ten Cate's Oral Histology*. Elsevier Health Sciences.
- [42] Massif, L. and Frapier, L. (2007). *Orthodontie et parodontie*. EMC - Orthopédie dentofaciale, 23 :1–16
- [43] M. Davarpanah, S. Szmukler-Moncler, Ph. Rajzbaum, K. Davarpanah, G. Demurashvili – *Manuel d'implantologie Clinique – 3e édition – édition Cdp 2012*
- [44] Merdji Ali Thèse de Doctorat « Comportement mécanique des implants dentaires », 2015
- [45] (<https://grandental.fr/>) consulté le 19.04.2022
- [46] R. Adell, U. Lekholm, B. Rockler and P.I. Branemark, A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg* 6 ,pp. 387–416, 1981.
- [47] 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.
- [48] M. Blanquart, C. Dagonne, I. Jazouli, V. Jaumet - *Bilan des thérapeutiques implantaire actuelles– Réalités cliniques 2012 Vol 23*
- [49] M. Davarpanah, S. Szmukler-Moncler, Ph. Rajzbaum, K. Davarpanah, G. Demurashvili – *Manuel d'implantologie Clinique – 3e édition – édition Cdp 2012*
- [50] Boioli LT1, Penaud J, Miller N - *Clin Oral Implants Res*. 2001 - A meta-analytic, quantitative assessment of osseointegration establishment and evolution of submerged and nonsubmerged endosseous titanium oral implants.
- [51] Marie-aimée Courbeyrotte, *Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée*, Thèse de doctorat, Université d'Auvergne Clermont I, 2001
- [52] 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.
- [53] Fabien Guillemot, *Etude métallurgique d'alliage de titane pour application biomédicale*, Thèse de doctorat, Institut national des sciences appliquées de Rennes, 2000.
- [54] 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
- [55] 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
- [56] 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.
- [57] J.M. Poujade, C. Zerbib, D. Serre, *Dental Ceramics*, EMC-Dentisterie 1, p.101–117,2004.
- [58] William D.Callister,Jr ,*Science et génie des matériaux*, Collection Sciences Sup, p.800,2003.
- [59] Esposito M. et al., Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants: (I). success criteria and epidemiology, *Eur. J. Oral.Sci*, vol. 106, pp. 527-551,1998.
- [60] J.Ellingsen, P.Thomson, S.Lygstadaas, *Advances in dental implant materials and tissue regeneration*, *Periodontology* 2000, vol. 41, pp. 136-156, 2006.

- [61] M. Norton, The History of Dental Implants: A report, US Dentistry, 2006. [62] G. Couly Anatomie maxillo-faciale, Paris: J. Prelat, 1974
- [63] Zahidi, Hassan, Perte de l'ostéointégration des implants dentaires endo-osseux: facteurs de risque, Thèse de doctorat, pp. 26, 2009
- [64] Albreksson T., Johansson C., Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration, Eur Spine J., vol. 2, pp. 96-101, 2001.
- [65] (en) Cet article est partiellement ou en totalité issu de l'article de Wikipédia en anglais intitulé « Crown (dentistry) » (voir la liste des auteurs).
- [65] Allongement de couronne [archive] « Couronne, bridge, prothèse | Guide complet et Prix | Newdentaire » [archive], sur Newdentaire - implant dentaire en Hongrie et Roumanie (consulté le 31 janvier 2019).
- [66] (en) James T. Martinoff et John A. Sorensen, « Intracoronal reinforcement and coronal coverage: A study of endodontically treated teeth », Journal of Prosthetic Dentistry, vol. 51, no 6, 1^{er} juin 1984, p. 780-784, ISSN 0022-3913 et 1097-6841, PMID6376780, DOI 10.1016/0022-3913(84)90376-7, lire en ligne [archive], consulté le 13 mars 2019).
- [67] [Reiss, B., Walther, W. "Résultats cliniques à long terme et analyse de Kaplan-Meier sur 10 ans des restaurations CEREC" Int. Journal of Computerized Dentistry 2000 septembre; 3:8] http://www.vident.com/assets/downloads_cloak/Bloc%20Talk%20Book.pdf
- [68] [Abozenada, B, Pober, R, Giordano, R. "Usure in vitro des matériaux dentaires de restauration" J. Dent. Res., Numéro spécial, VOL 81, MAR 2002, Résumé #1693]
- [69] [Bremer BD, Geurtsen WJ "Résistance à la fracture molaire après restauration adhésive avec des incrustations en céramique ou des composites à base de résine" Dent 2001 août ; 14 (4): 216-20]
- [70] [Krejci, I., Usure de la céramique et d'autres matériaux de restauration. Symposium international sur les restaurations d'ordinateurs. Quintessence, 245-251, 1991.]
- [71] [Krejci, I. (traduction allemande) Usure de l'émail et de l'amalgame et de leurs antagonistes de l'émail dans une simulation de mastication simulée par ordinateur. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 : 1285, 1990]
- [72] <https://www.cabinetdentaire-as.com/la-couronne-prothetique>.
- [73] K Bouzouina, S Gouasmi, N Djebbar , Y.Chelahi Chiker. Analyse numérique de la Comportement biomécanique pour les deux types de structures dentaires. Journal de biomimétique, Biomatériaux et génie biomédical .Vol. 40, pp 26-4
- [74] <https://www.femmeactuelle.fr/sante/sante-pratique/couronnes-implants-dentaires-les-nouveautes-pour-soigner-nos-dents-2119355>.