

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

وزارة التعلیم العالی و البعث العلمی

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة أبي بكر بلقايد - تلمسان -

Université Aboubakr Belkaïd – Tlemcen –
Faculté de TECHNOLOGIE



MEMOIRE

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

En : Génie Mécanique

Spécialité : Construction Mécanique

Par : KADA RABAH Imane

Sujet

Comportement mécanique de la distance inter implant dentaire
soumise à un chargement statique

Soutenu publiquement, en juin 2023 , devant le jury composé de :

M BELALIA Sid Ahmed
M CHORFI Mohammed
M/ ZINAI Abdel Hadi
M SIFI Miloud

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

Président
Examineur
Encadreur
Co-Encadreur

Résumé

L'objectif de ce travail est l'étude du comportement mécanique de la distance d'interaction entre trois implants dentaire pour servir de support à une couronne, un élément de pont ou un attachement de prothèse. L'implant dentaire est une racine artificielle en titane, sous forme de vis, destinée à remplacer une racine naturelle. Notre but est de faire une Etude d'une prothèse dentaire composée de trois implants soumise à un chargement statique afin d'éclaircir le comportement mécanique dans la distance entre implanter. Les matériaux utilisés sont des biomatériaux, ils sont destinés à être en contact avec les systèmes biologiques. La modélisation et la simulation numérique de l'implant dentaire et les différents composants est faite en utilisant les deux logiciels «Solidworks 2021 »et « Abaqus (6.14) ».

Mots clés : implant dentaire, comportement mécanique, distance d'interaction, biomatériaux, comportement statique, éléments finis, simulation.

Abstract:

The aim of this work is to study the mechanical behavior of the interaction distance between three dental implants used to support a crown, bridge element or prosthetic attachment. The dental implant is an artificial titanium root, in the form of a screw, intended to replace a natural root. Our aim is to carry out a study of a dental prosthesis composed of three implants subjected to static loading, in order to clarify the mechanical behavior in the distance between implants. The materials used are biomaterials, intended for contact with biological systems. Modeling and numerical simulation of the dental implant and its various components is carried out using the two software packages "Solidworks 2021" and "Abaqus (6.14)".

Key words: dental implant, mechanical behavior, interaction distance, biomaterials, static behavior, finite elements, simulation.

ملخص

الهدف من هذا العمل هو دراسة السلوك الميكانيكي لمسافة التفاعل بين ثلاث غرسات أسنان تستخدم لدعم التاج أو عنصر الجسر أو المرفق الاصطناعي. زرع الأسنان هو جذر التيتانيوم الاصطناعي ، في شكل المسمار ، وتهدف إلى استبدال الجذر الطبيعي. هدفنا هو إجراء دراسة لبدلة الأسنان المكونة من ثلاث غرسات تخضع للتحميل الساكن ، من أجل توضيح السلوك الميكانيكي في المسافة بين الغرسات. المواد المستخدمة هي المواد الحيوية ، المعدة للاتصال مع النظم البيولوجية. يتم تنفيذ النمذجة والمحاكاة العددية لزراعة الأسنان ومكوناتها المختلفة باستخدام حزمتي البرامج "سوليدوركس 2021" و"أباكوس(6.14)".

الكلمات الرئيسية: زراعة الأسنان، السلوك الميكانيكي، مسافة التفاعل، مواد حيوية، سلوك ثابت، عناصر متناهية، محاكاة.

Remerciement

Je remercie ALLAH le tout puissant de j'avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme ce présent travail.

Remerciements mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières tout au long de mes études.

Je tiens à exprimer ma gratitude particulière à Monsieur ZINAI Abdelhadi et Monsieur SIFI Miloud pour l'aide qu'ils m'ont apportée tout au long de ce travail. Leur soutien a été précieux pour démarrer ce projet dans les meilleures conditions. J'ai apprécié leur disponibilité, leur enthousiasme et leur gentillesse. Je les remercie sincèrement pour leur encadrement, leurs aides efficaces, leurs précieux conseils et leurs réflexions avisées.

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

DIDICAS

- *A mes chers parents Rachid et Fouzia*
- *A mon chère frère Rafik.*
- *A ma chère sœur Wafaa.*
- *A mon grand-père Miloud et ma grand-mère Fatna.*
- *A mes oncles Djamel, Ibrahim et Youcef.*
- *A mes tantes Meriem, Mounira, Farida et Asia.*
- *A ma sœur Anfel-Besma Tu es une sœur et une amie sur qui je peux compter*
- *Mon collègue Sanaa.*
- *A mes amies Dounia, Nihel, Manel, Ikhlas, Amel, Sara.*
- *A tous les proches de famille kada-Rabah et Maatallah.*

Je souhaite que Dieu Tout-Puissant vous donne la santé et le bien-être, Merci pour les sentiments que vous m'avez procurés émanant de votre cœur, et que Dieu vous bénisse et que vos dons durent.

Table des matières

| | |
|---|-----------|
| Liste des Figures..... | 8 |
| INTRODUCTION GENERALE : | 11 |
| Chapitre 01 : Biomécanique et Structure osseuse | 13 |
| 1.1 INTRODUCTION : | 14 |
| 1.2 Histoire de la biomécanique : | 14 |
| 1.3 Domaines d'application de la biomécanique..... | 16 |
| 1.4 Propriétés biomécaniques dentaire | 17 |
| 1.5 Structure et comportement mécanique de l'os humain | 18 |
| 1.5.1 Comportement mécanique de l'os | 18 |
| 1.5.2 Structure du tissu osseux..... | 18 |
| 1.5.2.1 Os cortical ou compact..... | 19 |
| 1.5.2.2 Os spongieux ou trabéculaire | 19 |
| 1.5.3 Les cellules osseuses..... | 20 |
| 1.5.3.2 Les ostéoblastes..... | 21 |
| 1.5.3.3 Ostéocytes | 21 |
| 1.5.3.4 Cellules bordantes | 21 |
| 1.5.4 Fonctions de tissu osseux:..... | 21 |
| 1.5.4 Remodelage osseux..... | 22 |
| 1.6 Structure et mécanique du système masticatoire..... | 24 |
| 1.6.1 Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) :..... | 24 |
| 1.6.2 Os temporal..... | 25 |
| 1.6.3 Mécanique de la mastication :..... | 26 |
| 1.6.4 Muscles masticateurs :..... | 27 |
| 1.6.5 Mouvements et profil de la mastication :..... | 27 |
| 1.7 Fonction Mandibulaire et biomécanique :..... | 28 |
| 1.7.1 Déformations du corps mandibulaire :..... | 28 |
| 1.7.2 Module de YOUNG..... | 29 |
| 1.8 Biomécanique dentaire | 30 |
| 1.8.1 Anatomie de la dent :..... | 30 |
| 1.8.2 Forces et mouvements dentaires | 32 |
| 1.9 Propriétés mécaniques des matériaux :..... | 34 |
| 1.10 Considérations biomécaniques des implants dentaires..... | 35 |

| | |
|--|-----------|
| 1.11 CONCLUSION | 36 |
| Chapitre 02 : <i>Implantologie Dentaire</i> | 37 |
| 2.1 Introduction : | 38 |
| 2.2 Généralités sur l'implantologie : | 38 |
| 2.2.1 Historique et l'origine de l'implantologie : | 38 |
| 2.2.2 Définition de l'implantologie : | 39 |
| 2.2.3 Implant dentaire: | 40 |
| 2.2.3.1 Les différentes parties de l'implant | 41 |
| 2.2.3.2 Forme implantaire | 43 |
| 2.2.3.3 Morphologie de la connexion implantaire | 45 |
| 2.2.3.4 Diamètre implantaire | 45 |
| 2.2.3.5 La distance entre les implants : | 46 |
| 2.2.4 Pilier | 46 |
| 2.2.5 Différents types d'implants dentaires | 48 |
| 2.3 Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale | 52 |
| 2.3.1 Le titane et ses alliages en implantation dentaire | 52 |
| 2.3.2 Propriétés du titane | 53 |
| 2.4 Conclusion | 54 |
| Chapitre 03 : <i>Modélisation des implants dentaire</i> | 55 |
| 3.1 INTRODUCTION | 56 |
| 3.2 Présentation de Solidworks | 56 |
| 3.3 Méthodologie SolidWorks | 57 |
| 3.4 Modélisation numérique en implantation dentaire | 58 |
| 3.4.1 Modélisation de l'implant : | 58 |
| 3.4.2 Modélisation d'abutment : | 59 |
| 3.4.3 Modélisation de la mâchoire : | 60 |
| 3.4.4 Matériaux utilisés : | 63 |
| 3.5 Conclusion | 64 |
| Chapitre 04 : <i>Simulation numérique des implants dentaire</i> | 65 |
| 4.1 Introduction | 66 |
| 4.2 Présentation d'ABAQUS | 66 |
| 4.3 Structure et tâches : | 67 |
| 4.4 Méthodologie Abaqus : | 70 |

| | |
|---|----|
| 4.5 Simulation numérique : | 71 |
| 4.5.1 Maillage | 71 |
| 4.5.2 Analyse statique | 71 |
| 4.6.2.1 Effets de chargement simple | 74 |
| 4.6.2.1.1 Effet du chargement corrono-apicale (ca) | 74 |
| 4.6.2.1.2 Effet du chargement bucco-lingual (bl) | 75 |
| 4.6.2.1.3 Effet du chargement mesio-distale (md) | 76 |
| 4.6.2.2 Effets du chargement combiné bi axial | 78 |
| 4.6.2.2.1 Effet du chargement corrono-apicale, bucco-linguale (ca-bl) | 78 |
| 4.6.2.2.2 Effet du chargement linguo-buccale, mesio distale (lb-md) | 79 |
| 4.6.2.2.3 Effet du chargement corrono-apicale, mesio distale (ca-md) | 80 |
| 4.6.2.3 Effets du chargement combiné triaxial | 82 |
| 4.5.3 Discussion | 83 |
| 4.6 Conclusion | 83 |
| CONCLUSION GENERALE | 84 |

Liste des Figures

CHAPITRE 01

| | |
|--|----|
| <i>Figure 1. 1: structure du tissu osseux (5)</i> | 19 |
| <i>Figure 1. 2 : Structure microscopique du tissu osseux cortical (7)</i> | 19 |
| <i>Figure 1. 3: Structure microscopique du tissu osseux spongieux (8)</i> | 20 |
| <i>Figure 1. 4 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse (9)</i> | 20 |
| <i>Figure 1.5 : Cellules osseuses</i> | 21 |
| <i>Figure 1.6: Le remodelage osseux (14)</i> | 23 |
| <i>Figure 1.7: articulation temporo-mandibulaire (ATM) (17)</i> | 25 |
| <i>Figure 1. 8 : OS temporal, vue latérale externe (6)</i> | 25 |
| <i>Figure 1 9: Physiologie de mastication (21)</i> | 26 |
| <i>Figure 1 10: Profils masticatoires (23)</i> | 28 |
| <i>Figure 1 11 : Chargement de la mandibule lors de la mastication unilatérale</i> | 28 |
| <i>Figure 1 12: Déformations du corps mandibulaire (27)</i> | 29 |
| <i>Figure 1 13: Anatomie de la dent (28)</i> | 31 |
| <i>Figure 1 14: Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale d'une première prémolaire inférieure amène selon Tylman (30)</i> | 33 |
| <i>Figure 1 15 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral (32)</i> | 34 |

CHAPITRE 02

| | |
|--|----|
| <i>Figure 2 1 : Bridge "All-On-Four" (38)</i> | 39 |
| <i>Figure 2 2 : les différents cas de dentaires</i> | 40 |
| <i>Figure 2 3 : vue clinique après la mise en place de différente couronne,</i> | 40 |
| <i>Figure 2 4 : Implant dentaire entre deux racines (41)</i> | 40 |
| <i>Figure 2 5 : Implants fabriqués en alliage de titane (41)</i> | 41 |
| <i>Figure 2 6 : Structure d'un implant cylindrique en vis (41)</i> | 41 |
| <i>Figure 2 7: Différents types de col implantaire (42)</i> | 42 |
| <i>Figure 2 8 : Différents types d'apex (45)</i> | 43 |
| <i>Figure 2 9 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique (46)</i> | 43 |
| <i>Figure 2 10 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique (46)</i> | 44 |
| <i>Figure 2 11 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique (46)</i> | 44 |
| <i>Figure 2 12 : Différentes formes des connexions (48)</i> | 45 |
| <i>Figure 2 13 : Ressemblance dent taillée / pilier (50)</i> | 47 |
| <i>Figure 2 14 : Structure d'un pilier (46)</i> | 48 |
| <i>Figure 2 15 : Piliers implantaires angulés (48)</i> | 48 |
| <i>Figure 2 16 : Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux (51)</i> | 48 |
| <i>Figure 2 17 : Exemple d'un implant dentaire trans-osseux (52)</i> | 49 |
| <i>Figure 2 18 : Implants dentaires à insertion verticale cylindriques impactés (55)</i> | 50 |
| <i>Figure 2 19 : Implants dentaires à insertion verticale en forme de vis (57)</i> | 51 |
| <i>Figure 2 20 : Implants dentaires endo-osseux en forme de lame (58)</i> | 51 |
| <i>Figure 2 21 : Implants dentaires endo-osseux en forme aiguille (59)</i> | 52 |
| <i>Figure 2 22 : Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale (60)</i> | 52 |

CHAPITRE 03

| | |
|---|----|
| <i>Figure 3.1: Esquisse et représentation 3D de l'implant</i> | 59 |
| <i>Figure 3.2: Esquisse et représentation 3D de l'abutment</i> | 60 |
| <i>Figure 3.3: Esquisse et représentation 3D de l'os spongieux</i> | 61 |
| <i>Figure 3.4: Esquisse et représentation 3D de l'os cortical</i> | 61 |
| <i>Figure 3.5: Représentation de ces composants</i> | 62 |
| <i>Figure 3.6: Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire</i> | 63 |

CHAPITRE 04

| | |
|---|----|
| <i>Figure 4.1: Types de maillages possibles dans Abaqus [35]</i> | 69 |
| <i>Figure 4.2 : Maillage global de l'ensemble</i> | 71 |
| <i>Figure 4.3 : Forces agissant sur un implant ostéo-intégré (66)</i> | 72 |
| <i>Figure 4.4: Chargements appliqués à la prothèse dentaire</i> | 73 |
| <i>Figure 4.5: condition d'encastrement</i> | 73 |
| <i>Figure 4.6: force concentre corrono-apical</i> | 74 |
| <i>Figure 4.7: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge corrono-apicale)</i> | 75 |
| <i>Figure 4.8: force concentre bucco-lingual</i> | 76 |
| <i>Figure 4.9: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge bucco-linguale)</i> | 76 |
| <i>Figure 4.10: force concentre mesio-distale</i> | 77 |
| <i>Figure 4.11: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge mesio-distale)</i> | 77 |
| <i>Figure 4.12: force concentre ca-bl</i> | 78 |
| <i>Figure 4.13: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge ca-bl)</i> | 79 |
| <i>Figure 4.14: force concentre lb-md</i> | 80 |
| <i>Figure 4.15: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge lb-md)</i> | 80 |
| <i>Figure 4.16: force concentre ca-md</i> | 81 |
| <i>Figure 4.17: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Ca-md)</i> | 81 |
| <i>Figure 4.18: force concentre triaxial</i> | 82 |
| <i>Figure 4.19: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge triaxiale)</i> | 82 |

Liste des Tableaux

| | |
|--|-----------|
| <i>Tableau 1 1 – Travaux et applications actuelles en biomécanique</i> | <i>16</i> |
| <i>Tableau 1 2: Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études</i> | <i>30</i> |
| | |
| <i>Tableau 2 1: Caractéristiques des matériaux et alliages les plus utilisés en biomédical (6)</i> | <i>53</i> |
| | |
| <i>Tableau 3 1 : Matériaux des différents composants</i> | <i>62</i> |
| <i>Tableau 3 2 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire</i> | <i>64</i> |

INTRODUCTION GENERALE :

L'implantologie dentaire est une discipline qui se concentre sur la restauration des dents manquantes à l'aide d'implants dentaires. Ces implants, généralement en titane, sont insérés dans l'os maxillaire ou mandibulaire, offrant une base solide pour la fixation de prothèses dentaires. Cependant, le succès à long terme des implants dentaires dépend de plusieurs facteurs interdépendants, notamment la biomécanique et la structure osseuse, ainsi que l'utilisation de biomatériaux et le processus d'ostéo-intégration.

La biomécanique joue un rôle crucial dans la réussite des implants dentaires. Lorsqu'une force est appliquée sur une dent naturelle, elle est transmise à l'os environnant par le biais du ligament parodontal, qui agit comme un amortisseur. En revanche, les implants dentaires sont directement ancrés dans l'os, ce qui nécessite une répartition efficace des forces masticatoires. Une mauvaise conception de l'implant ou une charge excessive peuvent entraîner des contraintes excessives sur l'os, pouvant entraîner des complications telles que la perte osseuse ou la défaillance de l'implant. Par conséquent, une compréhension approfondie de la biomécanique est essentielle pour concevoir des implants dentaires fonctionnels et durables.

La structure osseuse joue également un rôle clé dans le succès des implants dentaires. L'os maxillaire ou mandibulaire doit être suffisamment dense et en bonne santé pour permettre une ostéo-intégration adéquate, c'est-à-dire la fusion osseuse avec l'implant. L'ostéo-intégration est un processus biologique complexe par lequel l'os se lie étroitement à la surface de l'implant, assurant ainsi une stabilité et une durabilité à long terme. Des conditions telles que l'insuffisance osseuse ou la résorption osseuse peuvent compromettre l'ostéo-intégration et entraîner des complications post-implantaires. Par conséquent, une évaluation minutieuse de la structure osseuse est nécessaire avant la pose d'implants dentaires.

En outre, les biomatériaux utilisés dans la fabrication des implants dentaires jouent un rôle crucial dans le succès de l'ostéo-intégration. Les matériaux tels que le titane sont largement utilisés en raison de leur biocompatibilité et de leur capacité à favoriser la croissance osseuse. Des recherches continues sont menées pour développer des biomatériaux innovants qui améliorent l'ostéo-intégration et la biocompatibilité des implants dentaires, ouvrant ainsi la voie à de meilleures performances cliniques et à des résultats prévisibles.

Pour l'étude du comportement mécanique des implants, deux logiciels populaires sont utilisés dans le domaine de la modélisation et de la simulation : SolidWorks et Abaqus. SolidWorks est un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) principalement utilisé pour la modélisation 3D de pièces, d'assemblages et de dessins techniques. Quant à Abaqus, c'est un logiciel de simulation par éléments finis (FEA) qui permet d'effectuer des analyses structurelles et thermiques avancées.

Dans cette étude, nous examinerons les différents aspects liés au comportement mécanique de la distance inter-implantaire sous chargement statique. Nous explorerons les facteurs influençant sa performance mécanique et discuterons des implications cliniques de ces résultats. La compréhension de ces aspects permettra d'améliorer les protocoles de traitement et d'optimiser les résultats cliniques dans le domaine de l'implantologie dentaire. Objectif est d'établir une corrélation entre les forces appliquées et les contraintes mécaniques générées, afin de déterminer les zones où les contraintes se concentrent lors de la mastication. Pour ceci nous suivons le plan décrit par les quatre chapitres qui constituent cette thèse :

Chapitre 1 : Dans ce chapitre, nous explorerons la relation étroite entre la biomécanique et la structure osseuse dans le contexte des implants dentaires. Nous discuterons des forces masticatoires et de leur transmission à l'os environnant, en mettant l'accent sur la répartition efficace des contraintes pour assurer la stabilité et la durabilité des implants dentaires. De plus, nous examinerons la structure osseuse et son rôle crucial dans l'ostéo-intégration.

Chapitre 2 : Ce chapitre sera consacré à l'implantologie dentaire, qui englobe les principes, les procédures et les techniques utilisées pour la pose et la gestion des implants dentaires. les formes et les types des implants. la chirurgie d'implantation et la phase de restauration prothétique. la sélection de l'implant approprié, et les biomatériaux utilisés d'implant.

Chapitre 3 : Dans ce chapitre, nous explorerons l'utilisation de logiciel de modélisation 3D sur Solidworks pour la conception et la modélisation des implants dentaires. Nous examinerons les différentes étapes de la modélisation, y compris la création de la géométrie de l'implant, l'ajout de structures internes et externes, ainsi que l'optimisation de la conception pour une adaptation anatomique et fonctionnelle optimale.

Chapitre 4 : Dans ce dernier chapitre, nous présenté la simulation numérique pour évaluer le comportement mécanique des implants dentaires. A l'aide du logiciel Abaqus nous avons effectué des analyses de la prothèse dentaire composée de trois implants sous un chargement statique simulant des efforts masticatoire dans les trois directions. Nous discuterons des avantages de la simulation numérique dans la prédiction des performances cliniques des implants dentaires et dans l'optimisation des conceptions pour une durabilité et une stabilité accrues.

Chapitre 01 :

Biomécanique

et

Structure

osseuse

1.1 INTRODUCTION :

La biomécanique est la science qui étudie les mouvements et les forces des organismes vivants, ainsi que les interactions entre les tissus et les structures qui les composent. Elle comprend l'analyse de la mécanique des os, des muscles, des tendons et des ligaments, ainsi que des mouvements corporels associés, tels que la marche, la course et le saut.

La structure osseuse dentaire, quant à elle, fait référence aux os qui soutiennent les dents et à leur organisation dans la bouche. Les dents sont maintenues en place dans la mâchoire par le biais des racines dentaires, qui s'insèrent dans l'os alvéolaire de la mâchoire. La structure osseuse dentaire est donc essentielle pour maintenir la stabilité et la fonction des dents.

La biomécanique joue un rôle essentiel dans divers domaines de l'odontologie, tels que la dentisterie restauratrice, la prothèse, l'implantologie, l'orthodontie, la chirurgie maxillo-faciale et l'occlusodontie. Tout au long du cursus dentaire, selon Waters [1]. Il est crucial de comprendre les fondements de la plupart des problèmes en dentisterie, qui sont liés à la "conception" (la forme). En ce qui concerne la dentisterie restauratrice, il est important de comprendre l'impact des contraintes mécaniques sur les dents intactes, dégradées ou restaurées. Cela nous permet de déterminer les formes de cavités appropriées, de sélectionner les matériaux adéquats et de concevoir des restaurations simples ou multiples.

1.2 Histoire de la biomécanique :

Antiquité :

- Aristote (384-322 av. J.-C.), philosophe grec, a introduit les concepts de temps et de durée, ainsi que l'étude des causes des mouvements. On le considère comme le père de la cinésiologie.
- Archimède (287-212 av. J.-C.), mathématicien et savant grec, a étudié le principe du levier, le centre de gravité des segments corporels et a formulé le principe de la flottabilité ou de la poussée d'Archimède.

XV^e siècle :

- Léonard de Vinci (1452-1519) s'est intéressé aux mouvements du corps sous l'angle des lois de la mécanique.

XVII^e siècle :

- Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), médecin et mathématicien italien, est le premier à déterminer expérimentalement la position du centre de gravité. Il a défendu l'idée que les muscles sont un ensemble de leviers obéissant aux lois mathématiques, connues sous le nom de lois de Borelli, Weber et Fick en kinésithérapie.
- Isaac Newton (1642-1727), mathématicien, astronome et philosophe anglais, a établi les trois lois universelles du mouvement (principe d'inertie, principe fondamental de la dynamique et principe d'action/réaction). Il est considéré comme le père de la mécanique classique et est surtout connu pour sa théorie de la gravitation universelle.

XIX^e siècle :

- Eduard Friedrich Weber (1806-1891), physiologiste allemand, a étudié expérimentalement la marche et a proposé une théorie d'un mouvement pendulaire pur, qui a été par la suite réfutée.
- Jules-Étienne Marey (1830-1904), physiologiste français, a développé la chronophotographie et un générateur dynamographique pneumatique, jetant ainsi les bases d'une approche cinématique et dynamique du mouvement humain. Il a travaillé en étroite collaboration avec Georges Demeny.
- Georges Demeny (1850-1917), photographe et précurseur du cinéma, a inventé le phonoscope et un chronophotographe, dont il a vendu les droits à la société Gaumont.
- Bernstein a perfectionné la chronophotographie.

XIX^e siècle :

- l'orthopédie et la physiologie du travail dans l'industrie (ergonomie) ont pris de l'importance. La rénovation des Jeux olympiques a également accru l'intérêt pour l'amélioration des techniques sportives et l'application rationnelle des lois mécaniques aux APS (Activités Physiques et Sportives) pour en expliquer les principes fondamentaux. À la fin du XX^e siècle, l'automatisation et la mécanisation de la production industrielle ont également suscité un intérêt croissant pour la biomécanique.

XX^e siècle :

- Au début du siècle, Christian Wilhelm Braune (1831-1892) et Otto Fischer (1861-1917) se sont inspirés des travaux de Marey pour étudier la marche et proposer une nouvelle méthode de détermination du centre de gravité.
- En URSS, de nombreux dynamographes spéciaux ont été développés pour mesurer les performances sportives sur le plan biologique (Abalakov).
- En 1931, le premier cycle de conférences intitulé "Biomécanique des exercices physiques" a été organisé à l'Institut de Culture Physique de Leningrad. La cinésiologie (terme américain) ou l'analyse du mouvement (terme français) y a été abordée, bien que l'objet d'étude soit encore sujet à discussion.
- À partir de la Seconde Guerre mondiale, la biomécanique a été considérée comme une discipline scientifique indépendante.
- En 1960, la première conférence internationale sur les questions fondamentales de la biomécanique des gestes sportifs s'est tenue à Leipzig, en Allemagne. [2]

1.3 Domaines d'application de la biomécanique

La biomécanique offre de vastes perspectives d'étude et implique diverses spécialités. [3]

- Comprendre le comportement mécanique du monde animal et végétal,
- Étudier la locomotion humaine normale et pathologique,
- Améliorer la performance d'une personne ayant une incapacité physique,
- Améliorer la performance d'un athlète de haut niveau,
- Améliorer la performance par les aides orthopédiques ou le matériel sportif,
- Établir des normes de sécurité.

Les principaux domaines d'applications actuels sont : [3]

Tableau 1 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 | Aspects biomécaniques de la croissance et génie tissulaire ; Vibrations des organes et des tissus biologiques ; Modélisation du |

| | |
|--------------------------------------|---|
| Orthodontie | système musculosquelettique, tissus biologiques, articulations ; Techniques d'imagerie médicale, techniques d'éléments finis et d'optimisation,... |
| Organes artificiels | Reins, coeur, 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 | Coeur artificiel, endoprothèse ; Pompe ventriculaire, ballon aortique ; Machine coeur-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,... |

Les principaux acquis théoriques utilisés concernent : **[3]**

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

1.4 Propriétés biomécaniques dentaire

La conception d'un implant, nous impose de respecter les points suivants :

- La surface de l'implant : pour garantir une intégration osseuse réussie, il est essentiel que le pourcentage de la surface de l'implant qui est effectivement en contact avec les tissus durs soit optimisé.
- Les propriétés mécaniques des tissus interfaciaux : les propriétés mécaniques des tissus mous et de l'os cortical environnant ont un impact sur la charge supportable par l'implant.
- La distribution de la charge : la mesure dans laquelle l'implant s'appuie sur le support mécanique de l'os trabéculaire par rapport à l'os cortical est également importante pour assurer une charge uniforme et une distribution équilibrée de la force.
- La réponse des tissus interfaciaux : la réponse des tissus interfaciaux aux conditions mécaniques imposées par les charges sur l'implant doit être prise en compte pour garantir une intégration stable et durable de l'implant.

Des études sont menées pour mieux comprendre ces facteurs et pour développer des implants dentaires de plus en plus performants, résistants et durables. [4]

1.5 Structure et comportement mécanique de l'os humain

1.5.1 Comportement mécanique de l'os

Le comportement mécanique de l'os est complexe et dépend de plusieurs facteurs tels que la nature de la charge, la direction de la charge, la vitesse d'application de la charge et la densité de l'os. L'os a la capacité de s'adapter à différentes contraintes mécaniques en se remodelant et en se renforçant pour maintenir sa résistance et sa rigidité. Lorsque l'os est soumis à une charge de compression, il a une grande résistance à la compression axiale et est capable de supporter des charges élevées sans se déformer. En revanche, lorsque l'os est soumis à une charge de traction, il est beaucoup plus faible et peut se rompre facilement.

1.5.2 Structure du tissu osseux

Le tissu osseux est l'un des tissus les plus solides du corps. C'est aussi une substance Dynamique, constamment remodelant, capable d'ajuster la densité à la demande de plus, il minimise le stress dans les zones les plus sollicitées Une fonction mécanique qui soutient le corps et protège les organes.

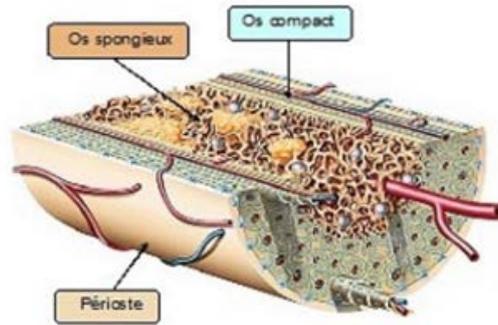


Figure 1. 1: structure du tissu osseux [5]

1.5.2.1 Os cortical ou compact

L'os cortical, qui constitue 80 % de la masse totale du squelette humain, forme une couche externe solide de l'os et protège la partie interne qui est composée de tissus spongieux. Cette couche externe, appelée os compact, est dense et dure, offrant une rigidité nécessaire. Elle est particulièrement épaisse dans la partie centrale des os longs. L'os cortical est composé d'unités structurelles cylindriques appelées ostéons, qui sont agencées de manière dense. [6]

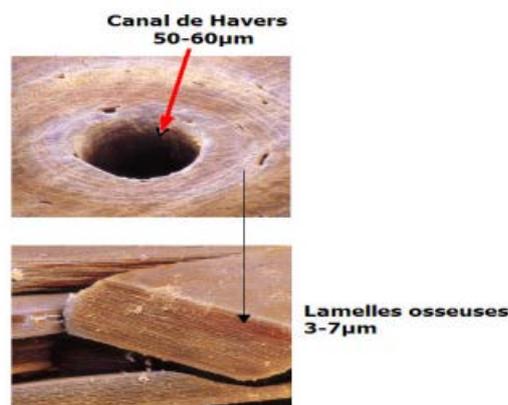


Figure 1. 2 : Structure microscopique du tissu osseux cortical [7]

1.5.2.2 Os spongieux ou trabéculaire

Le tissu osseux spongieux, situé sous la couche de tissu osseux cortical, est la partie interne de l'os qui présente une structure en éponge. Il est principalement présent au niveau des épiphyses des os longs, comme les têtes du fémur, où les contraintes sont les plus importantes. Le tissu spongieux joue un rôle d'amortisseur grâce à la présence de moelle osseuse dans ses alvéoles. Le tissu spongieux est caractérisé par sa structure friable et est composé d'unités structurelles élémentaires appelées arches ou plaques, qui ressemblent à des ostéons déroulés avec une texture lamellaire. Ces unités s'assemblent les unes aux autres au niveau des lignes cimentant pour former des trabécules osseuses, qui sont des travées ou des piliers osseux de

direction variable. Ces trabécules, d'une épaisseur de 0,1 à 0,5 mm, délimitent de petites cavités et forment une structure alvéolaire. [6]

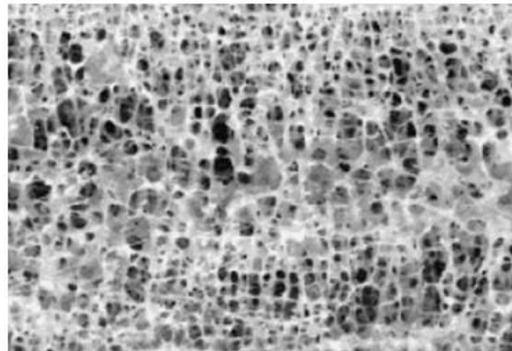


Figure 1. 3: Structure microscopique du tissu osseux spongieux [8]

1.5.3 Les cellules osseuses

Le tissu osseux est composé de quatre types de cellules, regroupées en deux catégories distinctes. D'un côté, il y a les cellules ostéoformatrices, comprenant les ostéoblastes, les ostéocytes et les cellules bordantes. De l'autre côté, nous avons les cellules ostéorésorbantes, appelées ostéoclastes. [9]

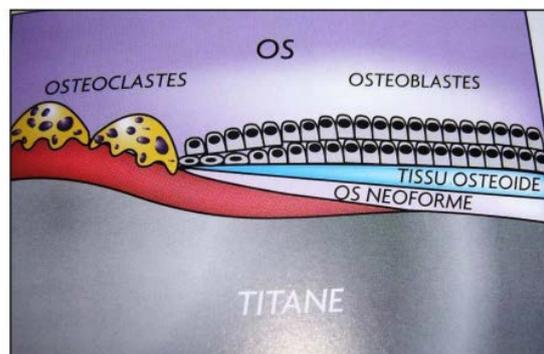


Figure 1. 4 : Cellules impliquées dans la réparation osseuse [9]

1.5.3.1 Les ostéoclastes

Ils sont capables de dissoudre les minéraux et dégrader la matrice organique. Cette résorption osseuse leur permet de contrôler l'homéostasie du calcium. Ces cellules géantes multi nucléées se trouvent sur les surfaces osseuses de l'endoste, dans les systèmes de Havers et parfois sur la surface du périoste, et sont présentes au niveau des sites actifs de remaniements osseux (Figure1.5). [6]

1.5.3.2 Les ostéoblastes

Ces cellules sont responsables de la synthèse de la matrice osseuse qui les entoure ainsi que des protéines de cette matrice. Ce tissu est appelé tissu ostéoïde et prendra le nom de « tissu osseux » seulement après calcification. Les ostéoblastes sont actifs pendant la phase d'édification des structures osseuses mais aussi pendant les périodes de remaniement osseux (Figure 1.5).

1.5.3.3 Ostéocytes

Ces cellules sont les plus abondantes. Elles correspondent à des ostéoblastes qui se sont retrouvés coincés au sein de la matrice osseuse qu'ils ont eux-mêmes formée. Elles communiquent entre elles par un système de prolongements dendritiques qui les relient les unes aux autres, formant ainsi un réseau canaliculaire (Figure 1.5).

1.5.3.4 Cellules bordantes

Elles forment une frontière entre l'os et les autres compartiments de l'organisme. Peu actives, elles dérivent des ostéoblastes et sont impliquées dans l'ostéogénèse (Figure 1.5).

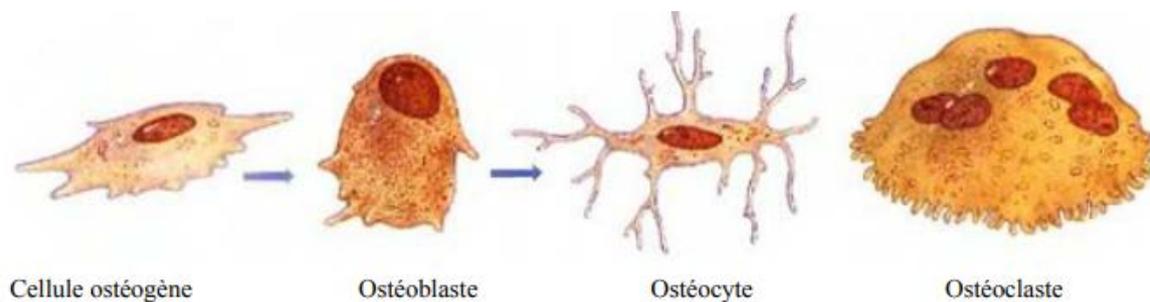


Figure 1.5 : Cellules osseuses

1.5.4 Fonctions de tissu osseux:

Le tissu osseux, tout comme le tissu cartilagineux, est un type de tissu conjonctif spécialisé appelé "tissu squelettique". Il se distingue par sa matrice extracellulaire (MEC) solide. Une particularité de la matrice osseuse est sa capacité à se calcifier, ce qui la rend visible aux rayons X, permettant ainsi l'étude des os par radiographie. Le squelette remplit trois fonctions principales [10] :

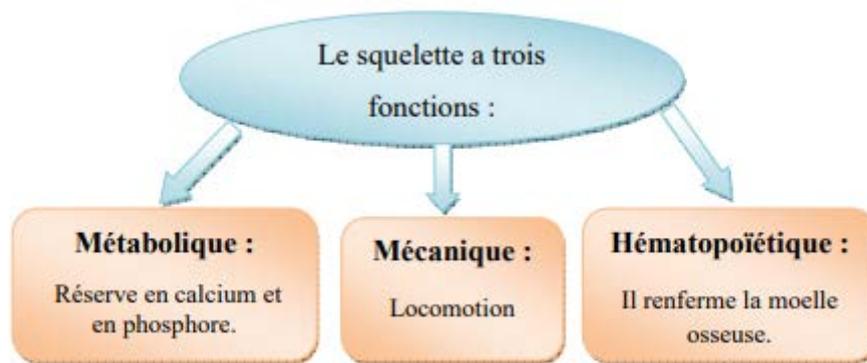


Schéma présente les fonctions de tissu osseux [11]

Fonction mécanique : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.

Fonction métabolique : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.

Fonction hématopoïétique : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules-souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoïétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules-souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes...).

1.5.4 Remodelage osseux

Au terme du 19^{ème} siècle, Wolff a observé la corrélation entre la charge exercée sur un os et sa structure [11]. Depuis lors, plusieurs chercheurs ont entrepris de comprendre et de modéliser le processus par lequel l'os ajuste en permanence ses caractéristiques en réponse aux contraintes qu'il subit, connu sous le nom de remodelage osseux [12] [13]. Ce phénomène permet à l'os de rechercher un équilibre optimal entre des propriétés mécaniques adaptées à sa fonction et une masse minimale, réduisant ainsi la dépense énergétique au maximum.

Le remodelage osseux constitue un mécanisme physiologique complexe qui met en jeu diverses cellules, une matrice extracellulaire calcifiée et une régulation par des facteurs systémiques et locaux. Ce processus de réaménagement favorise un renouvellement constant du tissu osseux tout au long de la vie d'un individu. Cette capacité de renouvellement permet

également à l'os de se réparer et de s'adapter aux contraintes auxquelles il est constamment exposé.

La figure 1.6 illustre le caractère cyclique du processus de remodelage osseux.

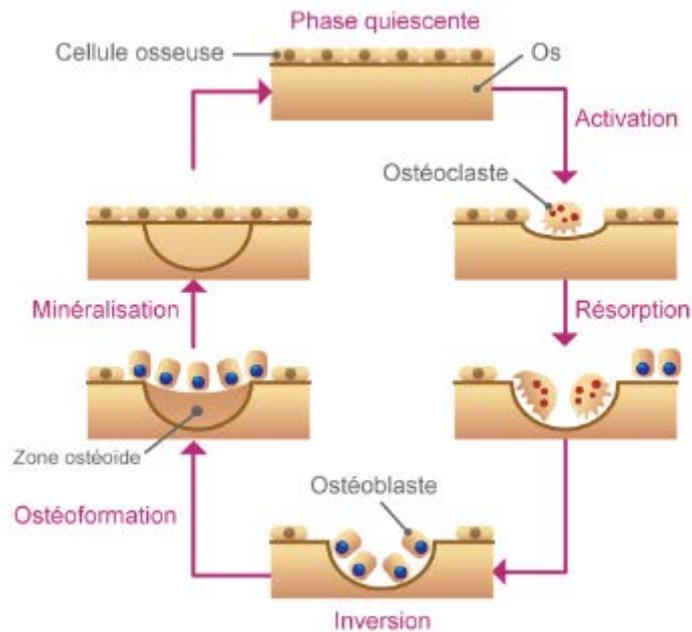


Figure 1.6: Le remodelage osseux [14]

Phase d'Activation : à partir d'une surface osseuse "à l'état de veille" ou quiescente, cette phase conduit au recrutement d'ostéoclastes, qui vont "reconnaître" une surface destinée à être résorbée. **Phase de résorption** : les ostéoclastes multi nucléés adhérents à la surface, forment des micro-chambres de résorption sous lesquelles la phase minérale est dissoute par acidification, et la phase organique est mise à nu, puis dégradée par des enzymes spécifiques. **Phase intermédiaire ou d'inversion** : cette phase, aboutit par le biais de cellules macrophagiques, au "lissage" de la surface résorbée, à la formation de la ligne cimentant. C'est au cours de cette phase que s'effectue le couplage entre la résorption et la formation, par transmission du signal inducteur de la formation osseuse. **Phase de Formation** : les ostéoblastes sont attirés vers la surface résorbée, ils adhèrent, synthétisent une matrice colla génique qui se minéralise. **Phase de quiescence** : le tissu osseux revient à "l'état de veille", jusqu'à la nouvelle phase de remodelage, dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local.

La résorption précède toujours la formation osseuse, ces deux processus sont couplés, et leur régulation est complexe. La balance osseuse qui est à l'équilibre chez l'adulte a tendance à

devenir négative (résorption>apposition), après la ménopause chez la femme, et plus tard au cours du vieillissement chez l'homme (ostéoporose). [14]

1.6 Structure et mécanique du système masticatoire

1.6.1 Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) :

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) est également appelée articulation craniomandibulaire ou articulation squameuse. [15], L'articulation qui relie la mâchoire inférieure (mandibule) au crâne. Ils sont au nombre de deux et sont situés de part et d'autre du visage, juste devant les oreilles. Ces articulations sont les plus complexes du corps et doivent simultanément s'ouvrir, se fermer et glisser vers l'avant d'un côté et de l'autre lors du mouvement. L'articulation temporo-mandibulaire est composée de muscles, de vaisseaux sanguins, de nerfs, de ligaments et d'os. Comme les autres articulations, elle est recouverte de cartilage. [16]

Les deux articulations temporo-mandibulaires fonctionnent en synergie [16] :

- De manière différente (lors des mouvements de latéralité) ;
- Ou de manière identique (ouverture, fermeture, protrusion et rétrusion).

Elles permettent les mouvements de la mandibule (mâchoire) par rapport au crâne et offrent plusieurs fonctions :

- La déglutition, salivaire ou prandiale (alimentaire) ;
- La mastication ;
- La phonation ;
- Le bâillement

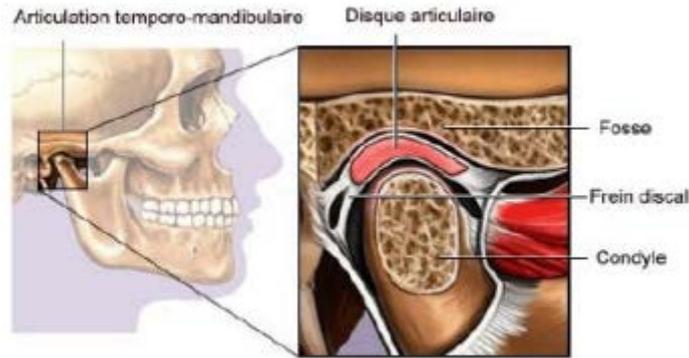


Figure 1.7: articulation temporo-mandibulaire (ATM) [17]

1.6.2 Os temporal :

Les deux os temporaux font partie de la face supérieure et inférieure du crâne. Ils protègent également les organes responsables de l'ouïe et de l'équilibre. Un conduit auditif (appelé conduit auditif externe) traverse la partie inférieure temporale et permet le passage du conduit auditif. Séparez le processus zygomatique de la partie temporale. C'est une bosse qui s'élève à l'arrière du temporo, se courbe vers l'avant et se connecte à l'os zygomatique (os zygomatique), formant l'arc zygomatique. Au milieu de cet arc zygomatique se trouve une petite saillie descendante appelée os temporal. La partie antérieure de l'os temporal forme la paroi latérale du crâne, légèrement au-dessus de l'avant de l'oreille, et rejoint la grande aile du sphénoïde pour former la région temporale du crâne. La partie antérieure du muscle temporal est appelée aire pariéto-temporale car elle est également reliée au lobe pariétal par la suture pariéto-temporale. [18]

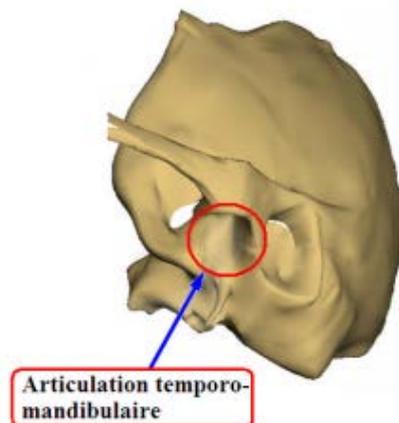


Figure 1. 8 : OS temporal, vue latérale externe [6]

1.6.3 Mécanique de la mastication :

La mastication est la première étape de la digestion chez la plupart des mammifères. Pour préparer les aliments à avaler, diverses activités motrices sont employées. La fragmentation et le transport des aliments sont assurés par une activité coordonnée de la langue et des mouvements mandibulaires rythmés pendant la séquence masticatoire. La mastication est essentiellement le processus de modification mécanique de la texture des aliments afin qu'ils puissent être facilement avalés. Procédure complexe, la mastication combine les actions des dents, des lèvres, des joues et de la langue, mais c'est la salive qui la rend vraiment rythmée. Le concassage, le découpage et le broyage des aliments nécessitent la synchronisation de ces composants. Mâcher n'est pas simplement une tâche symétrique, mais plutôt asymétrique. Alternier entre la mastication unilatérale gauche et droite fait partie du processus physiologique.

Ces mouvements peuvent être présentés ainsi :

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

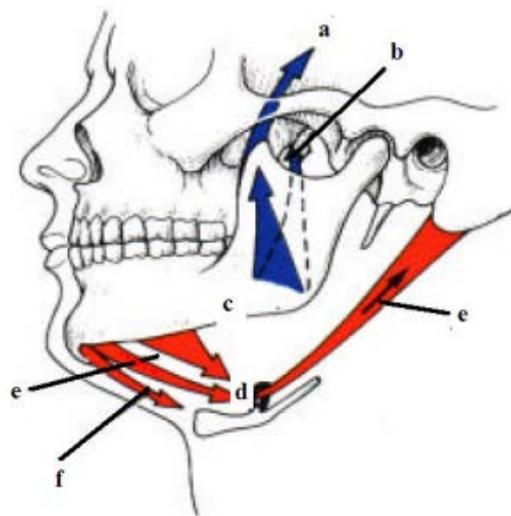


Figure 1 9: Physiologie de mastication [19]

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

1.6.4 Muscles masticateurs :

Les muscles utilisés pour la mastication, qui sont à l'origine de tous les mouvements de la mandibule et où ils se connectent, sont généralement appelés le groupe de muscles masticateurs et forment un groupe autonome. [20]

- Ils ont la même origine embryologique.
- Ils sont groupés autour de l'articulation temporo-mandibulaire qu'ils mobilisent.
- Ils ont une vascularisation et une innervation commune.

1.6.5 Mouvements et profil de la mastication :

Les mouvements de la mastication sont essentiels pour le processus de broyage des aliments et impliquent une série de mouvements complexes de la mâchoire inférieure (mandibule) et des muscles associés.

1. *Mouvement d'ouverture* : Le mouvement initial de la mastication est l'ouverture de la bouche. La mandibule s'abaisse grâce à l'action des muscles abaisseurs de la mandibule, tels que le muscle digastrique et le muscle ptérygoïdien latéral.

2. *Mouvement de fermeture* : Après l'ouverture de la bouche, la mandibule se déplace vers le haut pour fermer la bouche. C'est le résultat de l'action des muscles élévateurs de la mandibule, tels que le muscle temporal, le muscle masséter et le muscle ptérygoïdien médial.

3. *Mouvements latéraux* : Une fois la bouche fermée, la mandibule peut effectuer des mouvements latéraux. Ces mouvements permettent de déplacer les aliments d'un côté à l'autre de la bouche pour une mastication efficace. Les muscles ptérygoïdiens latéraux jouent un rôle important dans ces mouvements latéraux.

4. *Mouvements de broyage* : Pendant la mastication, la mandibule effectue des mouvements de broyage pour décomposer les aliments en particules plus petites. Ces mouvements sont un mélange de mouvements d'ouverture, de fermeture et de mouvements latéraux, et ils sont coordonnés par les muscles masticateurs.

En ce qui concerne le profil de la mastication, il peut varier d'une personne à l'autre en fonction de plusieurs facteurs tels que la forme des arcades dentaires, l'occlusion dentaire et la coordination musculaire. D'une façon simplifiée, l'action combinée des muscles masticateurs produisent les profils de mouvement représentés sur la (figure 1.13).

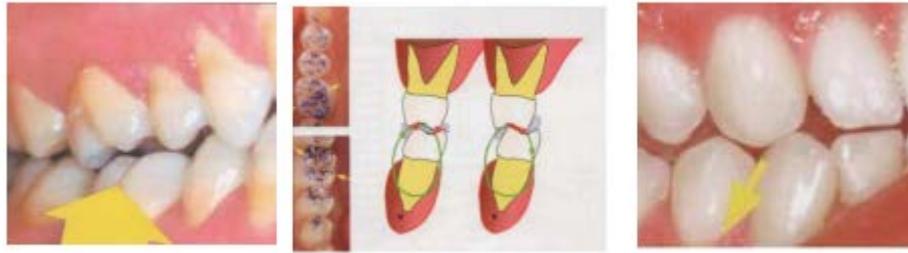


Figure 1 10: Profils masticatoires [21]

1.7 Fonction Mandibulaire et biomécanique :

La fonction mandibulaire se réfère aux mouvements et à l'action effectuée par la mandibule, lors de la mastication, de la parole et de la déglutition. La biomécanique de la mandibule étudie les aspects mécaniques et fonctionnels de cette structure osseuse et des tissus environnants, en se concentrant sur la manière dont ils interagissent pour permettre les mouvements et les fonctions de la mâchoire.

La fonction mandibulaire implique une coordination complexe entre les muscles, les articulations temporo-mandibulaires (ATM), les dents et les tissus environnants. Les muscles de la mâchoire, tels que les muscles masséters et les muscles ptérygoïdiens, sont responsables des mouvements de la mandibule, tandis que les ATM assurent l'articulation et la mobilité de la mâchoire. [22]

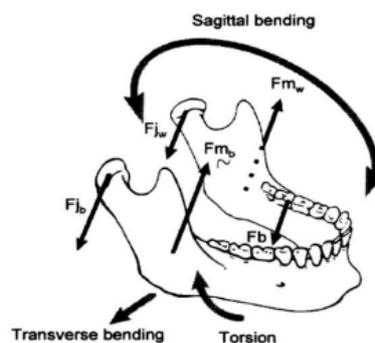


Figure 1 11 : Chargement de la mandibule lors de la mastication unilatérale . F_b est la force de morsure, F_{mb}, F_{mw}, F_{ib} et F_{jw} sont les forces musculaires et articulaires sur les côtés de balance et de travail. [23]

1.7.1 Déformations du corps mandibulaire :

Selon Alvarez-Arenal et coll.[24], trois types de déformations (figure 1.12) sont observées au niveau mandibulaire avec des réactions diverses sur les prothèses implantaires :

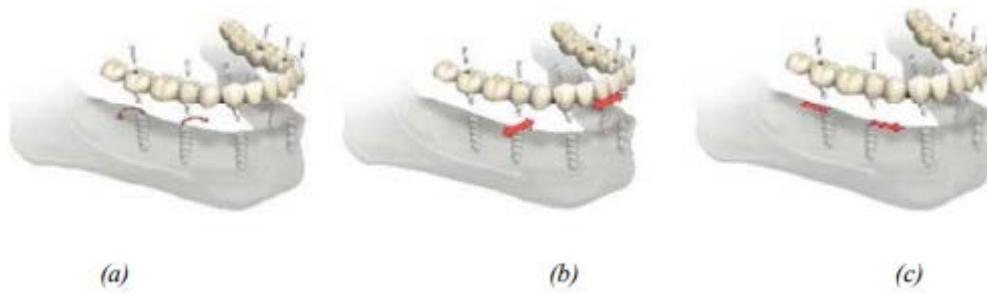


Figure 1 12: Déformations du corps mandibulaire [25]

(a) : rotation des corps mandibulaires ; (b) : rapprochement des corps mandibulaires ;(c) : cisaillement dorso-ventral

a) Rotation des corps mandibulaires : Cela se réfère à une rotation de l'ensemble du corps mandibulaire autour d'un axe central. Par exemple, si vous ouvrez grand la bouche et fermez ensuite en gardant la position ouverte, vous pouvez sentir une rotation de votre mandibule.

b) Rapprochement des corps mandibulaires : Cela signifie simplement que les deux côtés du corps mandibulaire se rapprochent l'un de l'autre. Lorsque vous serrez les dents ensemble, les corps mandibulaires se rapprochent pour permettre l'occlusion dentaire.

c) Cisaillement dorso-ventral : Le terme "cisaillement" fait référence à un mouvement de glissement ou de frottement. Dans le contexte de la mandibule, le cisaillement dorso-ventral implique un mouvement où l'extrémité postérieure (dorsale) de la mandibule se déplace par rapport à l'extrémité antérieure (ventrale), ou vice versa. Ce mouvement peut se produire lors de mouvements latéraux de la mâchoire.

1.7.2 Module de YOUNG

Le tableau 2.1 résume les résultats des principales études relevées dans la littérature et réalisées sur l'os mandibulaire.

Tableau 1 2: Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études

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

C: Cortical C/S : Cortical et spongieux (trabéculaire)
 Ec : Module d'Young de l'os cortical
 Es : Module d'Young de l'os spongieux (trabéculaire)

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

1.8 Biomécanique dentaire

1.8.1 Anatomie de la dent :

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, dont la partie visible émerge de l'os (figure 1.13). Les dents permettent de mastiquer la nourriture, ce qui constitue la première étape de la digestion. En soutenant les lèvres et les joues, les dents jouent un rôle dans l'esthétique du visage et dans la prononciation des sons.

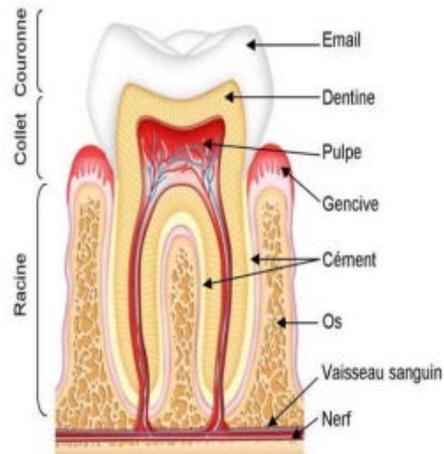


Figure 1 13: Anatomie de la dent [26]

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé couronne, est recouverte d'émail, substance la plus dure du corps. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe contenue dans la dentine, un tissu calcifié moins dur que l'émail. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de ciment, se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire. [26]

- **Émail** : L'émail est une substance dure et blanche qui recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. C'est la substance la plus dure dans le corps humain.
- **Dentine** : La dentine est un tissu calcifié dur recouvert par l'émail au niveau de la couronne, et par le ciment au niveau des racines. Le terme ivoire est utilisé pour se référer à ce tissu. Comme l'émail, la dentine est principalement composée d'hydroxyapatite, mais elle est moins dure.
- **Pulpe** : Tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. C'est le plus sensible des tissus dentaires et il peut se nécroser.
- **Gencive** : la gencive adhère à l'os qui soutient les dents et les protèges. Saine, elle est rose, mate d'aspect granité (peau d'orange). Cet aspect est garant de bonne santé gingivale et de sa résistance aux agressions.
- **Racine** : partie de la dent située dans l'os.

- **Cément** : Tissu minéralisé recouvrant la racine. C'est le moins dur des trois tissus dentaires durs. S'il est mis à nu au niveau des collets, il s'usera rapidement. Comme le montre la figure 14, la denture d'un adulte est composée de 8 dents par hémimâchoire.
- **Os** : creusé d'alvéoles qui contiennent les dents, cet os fait corps avec les os maxillaires et mandibulaires.
- **vaisseau sanguin** : extrémité ouverte de la racine pour laisser le passage aux nerfs et aux vaisseaux sanguins.

1.8.2 Forces et mouvements dentaires

Il est nécessaire d'appliquer une force adéquate pour atteindre le seuil d'activation des tissus tout en respectant les conditions mécaniques spécifiques afin d'effectuer des mouvements thérapeutiques qui se rapprochent des mouvements physiologiques. Il est également important de prendre en compte la durée et l'étendue de la force appliquée.

De manière schématique, l'effet de toutes les forces appliquées sur la dent peut être décomposé comme suit :

- Une force verticale qui passe par l'axe de rotation vertical de la dent.
- Une force linguo-buccale dans le plan LB qui passe par l'axe longitudinal de la dent.
- Une force disto-mésiale dans le plan DM qui passe par l'axe longitudinal de la dent.
- Une force horizontale dans le plan horizontal qui passe par le point de rotation de la dent et qui est perpendiculaire aux trois premières forces mentionnées. [27]

Cette décomposition des forces permet de considérer les différentes composantes et directions de force qui sont appliquées sur la dent lors de traitements orthodontiques ou dentaires, en prenant en compte les interactions complexes entre la dent et les tissus environnants.

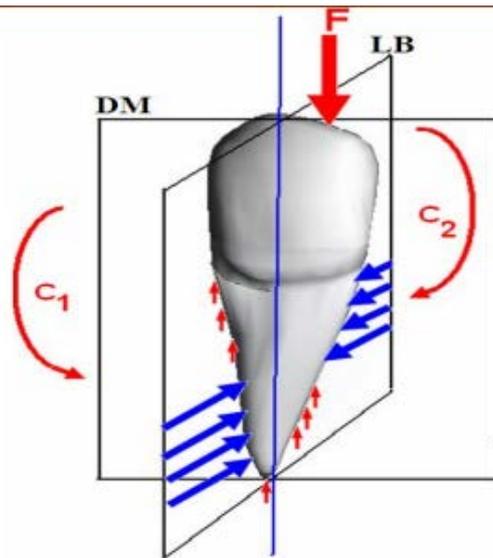


Figure 1 14: Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale d'une première prémolaire inférieure amène selon Tylman [28]

C1: plan méso-distal; C2: plan bucco-lingual.

Chaque force appliquée à un point de la couronne dentaire peut être décomposée et analysée selon un système d'axes et de plans définis, comme illustré dans la figure 1.14 :

- Les effets de torsion dans le plan disto-mésial (C1) et dans le plan linguo-buccal (C2).
- Les réactions exercées sur la racine par la charge axiale.
- Les contraintes induites par un couple dans le sens des aiguilles d'une montre, sur deux plans.
- Les forces réactionnelles causées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

Cette approche permet d'analyser et de comprendre les différentes forces et contraintes qui agissent sur les dents, en prenant en compte les différentes directions et plans dans lesquels elles s'exercent. [29]

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal (figure 1.15), quatre groupes sont à considérer [29] :

➤ **Forces fonctionnelles :**

- **Forces de basse intensité et de longue durée** : Ces forces sont exercées par la musculature de la langue et sont responsables de la forme des arcades dentaires. Elles jouent également un rôle dans les déplacements orthodontiques des dents.
- **Forces masticatoires** : Elles sont de haute intensité mais de courte durée, et sont complètement dissipées dans le parodonte (les tissus de soutien des dents). Elles n'ont pas d'influence sur la position des dents.
- **Forces pathologiques** :
 - **Forces masticatoires avec pic** : Ces forces présentent des pics d'intensité et peuvent provoquer des fractures dans les structures dentaires.
 - **Forces parafunctionnelles** : Ce sont des forces excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être associées à des mouvements dentaires indésirables, et leur durée peut influencer les déplacements dentaires.

En résumé, les forces fonctionnelles normales sont généralement de basse intensité et de longue durée, tandis que les forces pathologiques peuvent être plus intenses et avoir des effets néfastes sur les dents et les tissus environnants.

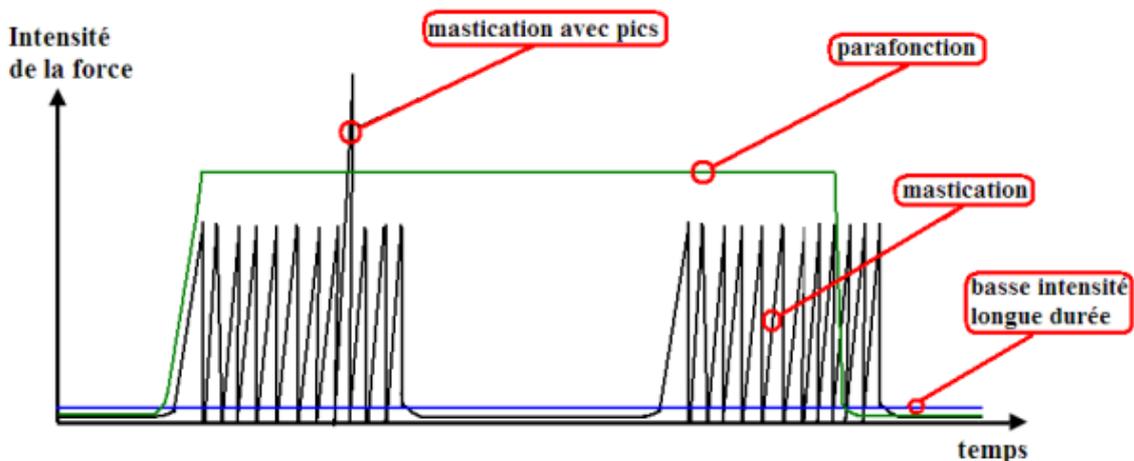


Figure 1 15 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral [30]

1.9 Propriétés mécaniques des matériaux :

Plusieurs solutions ont été proposées pour amortir les forces occlusales par l'utilisation de matériau ayant un faible module d'élasticité ou de composant implantaire résilient. Les modèles expérimentaux et numériques prouvent que les contraintes transmises à l'os péri implantaire ne sont pas diminuées par un matériau occlusal type résine ou céramique basse fusion, Ces résultats sont confirmés par la comparaison sur 6 ans de reconstitutions supra-

implantaires partielles avec des faces occlusales en résine composite ou en céramique, aucune différence de niveau osseux n'est trouvée entre les deux groupes. L'incorporation d'un élément élastique résilie dans la connexion implantaire ne semble pas non plus bénéfique, ils ont une résilience de l'ordre de 100 u, insuffisantes pour amortir les chocs occlusaux, et ils sont associés à un taux de complication plus élevé que les connexions rigides. En effet, une analyse rétrospective comparant les systèmes implantaires avec des connexions rigides (ITI) et des connexions résilientes (IMZ), montre que les connexions rigides sont beaucoup plus fiables sur le plan clinique que les connexions comportant un élément résilient. De même, diminuer le module d'élasticité du titane constitutif de l'implant ne modifie pas la répartition des contraintes. La reconstruction implantaire doit donc être strictement constitutive.

1.10 Considérations biomécaniques des implants dentaires

L'implant ostéointégré est en tension lorsque des charges horizontales et verticales sont appliquées. A l'interface os-implant, l'os environnant peut se déformer. Une tension excessive peut entraîner des fractures et une perte de sang-froid. Le composant ou l'implant lui-même doit éviter la surcharge pour éviter la perte osseuse. L'échec de l'implant peut survenir en raison de problèmes d'interface implant-os. Le taux de réussite de la mise en œuvre peut être affecté. Les résultats s'appuient sur cela en répartissant et en réduisant la force de morsure transmise. Les forces agissant directement sur l'implant sont liées au tissu osseux entourant l'implant. Environnement implantaire. Le tissu subit un changement qui provoque une réponse due à sa présence.

Les objectifs fondamentaux pour la conception optimale biomécanique d'un implant dentaire [31] sont :

- 1) Réduire la concentration de contraintes au niveau de l'interface os/implant.
- 2) Améliorer la stabilité primaire et secondaire de l'implant dans l'os.
- 3) Réduire et répartir les forces occlusales transmises à l'interface os/implant à travers l'optimisation des caractéristiques géométriques et de surface des implants.

Sur des mâchoires entièrement édentées, des recherches ont montré que la pose d'implants était efficace. Les implants positionnés dans les os de la mâchoire, comme le démontrent les recherches, semblent avoir une incidence réduite de dysfonctionnement par rapport à ceux implantés ailleurs. Édenté dans une certaine mesure, Kourtis et al. [32] Remarqué dans leurs recherches la mise en place d'implants dentaires. Une meilleure probabilité de succès et des

taux d'échec statistiquement plus faibles ont été observés chez les personnes qui ne sont pas en couple. Les patients partiellement ou complètement implantés connaissent une disparité dans leurs taux de survie par rapport à ceux qui n'ont pas d'implants..

1.11 CONCLUSION

En conclusion, la biomécanique joue un rôle fondamental dans la compréhension des mouvements et des forces impliqués dans le fonctionnement des organismes vivants, y compris dans le domaine de la structure osseuse dentaire. La structure osseuse dentaire, composée de l'os alvéolaire et des racines dentaires, est cruciale pour maintenir la stabilité des dents et assurer leur fonction masticatoire. La biomécanique nous permet d'étudier les interactions entre les forces appliquées sur les dents et l'os environnant, ce qui est essentiel pour le développement de traitements dentaires et d'interventions chirurgicales efficaces. Comprendre la biomécanique de la structure osseuse dentaire est essentiel pour prévenir les problèmes dentaires, améliorer les traitements orthodontiques, et favoriser une santé bucco-dentaire optimale.

Chapitre 02 :

Implantologie

Dentaire

2.1 Introduction :

L'implantologie est une discipline de la médecine dentaire qui se concentre sur la restauration et la réhabilitation des dents manquantes à l'aide d'implants dentaires. Les implants dentaires sont des dispositifs médicaux en titane ou en zircone, insérés chirurgicalement dans l'os de la mâchoire, qui servent de support pour les prothèses dentaires telles que les couronnes, les bridges ou les prothèses amovibles.

L'objectif principal de l'implantologie est de remplacer les dents manquantes de manière durable et fonctionnelle, en offrant une solution plus stable et esthétique par rapport aux prothèses dentaires traditionnelles. Les implants dentaires sont conçus pour fusionner avec l'os de la mâchoire grâce à un processus appelé ostéointégration, ce qui permet de créer une base solide pour les dents artificielles.

L'implantologie a révolutionné le domaine de la dentisterie en offrant une option de traitement efficace pour les personnes souffrant de perte de dents. En plus de restaurer la fonction masticatoire et l'esthétique du sourire, les implants dentaires contribuent également à préserver la santé de l'os de la mâchoire en évitant sa résorption progressive qui peut survenir en cas de dents manquantes.

2.2 Généralités sur l'implantologie :

2.2.1 Historique et l'origine de l'implantologie :

L'implantologie dentaire a une histoire riche qui remonte à plusieurs milliers d'années. Voici un aperçu de son historique et de son origine :

- Les premières preuves d'implants dentaires remontent à l'Égypte ancienne, où des dents en ivoire ou en os d'animaux étaient utilisées pour remplacer des dents manquantes. Ces premières tentatives étaient rudimentaires et ne permettaient pas une intégration osseuse solide. [33]

- Au 18^{ème} siècle, les implants dentaires en métal ont commencé à être expérimentés. Le chirurgien français Pierre Fauchard a développé des techniques pour implanter des dents en or dans les mâchoires des patients. Cependant, ces tentatives se sont heurtées à des problèmes d'infection et de rejet.

- Dans les années 1950, le professeur suédois Per-Ingvar Brånemark a fait une découverte révolutionnaire : l'ostéointégration. Il a observé que les implants en titane placés dans l'os

pouvaient fusionner de manière solide avec l'os environnant, offrant ainsi une base stable pour les prothèses dentaires. Cette découverte a ouvert la voie au développement de l'implantologie moderne. [34]

- Depuis lors, l'implantologie dentaire a connu des avancées majeures. Les techniques chirurgicales et les matériaux utilisés se sont améliorés, permettant des résultats plus prévisibles et durables. Les progrès dans l'imagerie médicale et la planification assistée par ordinateur ont également contribué à une meilleure précision dans la pose des implants.

Aujourd'hui, l'implantologie dentaire est largement pratiquée à travers le monde et est considérée comme la référence en matière de remplacement des dents manquantes. Les implants dentaires offrent une solution durable, fonctionnelle et esthétique pour restaurer le sourire et améliorer la qualité de vie des patients.



Figure 2 1 : Bridge "All-On-Four"[35]

2.2.2 Définition de l'implantologie :

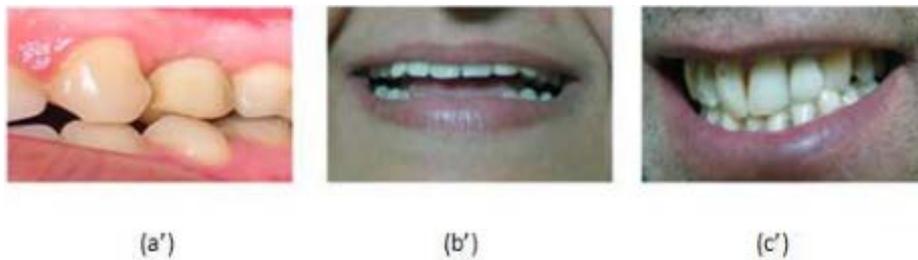
L'implantologie est une branche de la médecine dentaire qui se concentre sur la mise en place d'implants dentaires pour remplacer les dents manquantes ou endommagées. Les implants dentaires sont des dispositifs en titane ou en zircone qui sont insérés dans l'os de la mâchoire, offrant une base solide pour la fixation de couronnes, de ponts ou de prothèses dentaires. L'objectif de l'implantologie est de restaurer la fonction masticatoire, l'esthétique dentaire et la qualité de vie des patients en leur offrant une solution durable et stable pour remplacer les dents naturelles perdues. [36]



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

Elle doit être capable de supporter toutes les contraintes qui s'exerceront sur elle.

Pour cela elle doit être bien ancrée dans l'os. La figure 2.2 représente une vue clinique après la mise en place de différente couronne, (a)unitaire, (b) plusieurs, (c) complète.



**Figure 2 3 : vue clinique après la mise en place de différente couronne,
(a') unitaire, (b') plusieurs, (c') complète. [37]**

2.2.3 Implant dentaire:

Un implant dentaire ou ancrage dentaire est un dispositif médical sorte de vis en titane ou zircone ou polymère, inséré dans le maxillaire ou la mandibule et destiné à créer un ancrage capable de recevoir une prothèse dentaire amovible ou fixe.



Figure 2 4 : Implant dentaire entre deux racines [38]

La plupart des implants dentaires utilisés aujourd'hui sont fabriqués en titane ou en alliage de titane avec une surface modifiée (figure 2.5), et sont insérés dans l'os des maxillaires pour faire office de « racine artificielle ».



Figure 2 5 : Implants fabriqués en alliage de titane [39]

2.2.3.1 Les différentes parties de l'implant

De manière générale, un implant dentaire cylindrique ou cylindro-conique se divise en trois parties principales (figure 2.6): un col, un corps et un apex, comme le montre la figure ci-dessous.

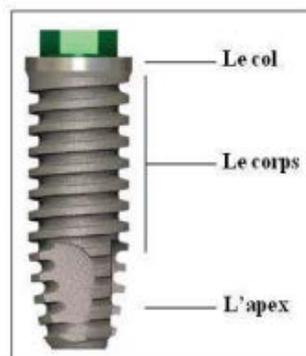


Figure 2 6 : Structure d'un implant cylindrique en vis [39]

1 Col de l'implant :

Le col de l'implant fait référence à la partie supérieure de l'implant dentaire, située au niveau de la gencive. C'est la partie visible de l'implant une fois qu'il est intégré dans l'os de la mâchoire. Le col de l'implant est conçu de manière à créer une interface entre l'implant et la prothèse dentaire qui sera fixée dessus, telle qu'une couronne ou un bridge. Il joue un rôle essentiel dans l'esthétique et la fonctionnalité de la restauration dentaire, en permettant une apparence naturelle et une bonne adaptation de la prothèse à la gencive environnante. La conception et la forme du col de l'implant peuvent varier en fonction du type d'implant utilisé et des besoins spécifiques du patient.

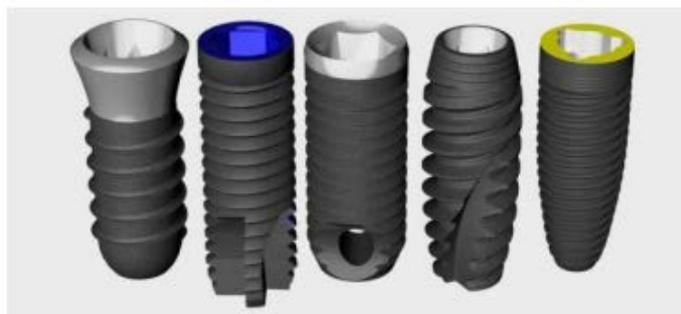


Figure 2 7: Différents types de col implantaire [39]

2 Corps de l'implant

Le corps de l'implant désigne la partie principale de l'implant dentaire, qui est insérée dans l'os de la mâchoire. Il s'agit de la partie de l'implant qui assure la stabilité et l'intégration osseuse. Le corps de l'implant est généralement en titane ou en zircone, des matériaux biocompatibles qui favorisent l'ostéointégration, c'est-à-dire la fusion de l'implant avec l'os environnant. Les trois formes les plus répandues sont les implants à vis cylindriques, à vis cylindro-coniques et ceux à vis coniques.

- ***Les spires :***

Elles représentent une composante essentielle du corps de l'implant et s'étendent jusqu'à l'apex avec un pas de vis identique ou non. Elles contribuent à la stabilité primaire de l'implant en exerçant une pression entre elles et l'os. Leur forme géométrique peut être symétrique ou asymétrique, ce qui détermine leur capacité à s'auto-tarauder ou non lors de leur insertion. Les hélices assurent la stabilité primaire de l'implant et servent de point de dispersion des forces, répartissant ainsi plus efficacement les contraintes dans l'os lorsque les implants sont soumis à des charges fonctionnelles. [39].

- ***Le pas de vis :***

Il représente la distance parcourue en translation par une hélice lors d'un tour complet. Cette distance peut être doublée ou triplée, correspondant à un filetage double ou triple. Brånemark [40] a démontré dans son protocole d'implantologie que la présence d'un pas de vis :

- Augmente la surface de contact entre l'implant et l'os.
- Améliore la résistance aux forces de cisaillement.
- Permet une répartition plus efficace des contraintes dans le tissu osseux.
- Améliore la stabilité primaire de l'implant.

Le pas de vis varie généralement de 0,4 à 1,25 mm au niveau du corps de l'implant, et de 0,2 à 0,3 mm au niveau du micro filetage situé au col de l'implant.

3 Apex

L'apex de l'implant fait référence à l'extrémité ou à la pointe de l'implant dentaire. C'est la partie la plus basse de l'implant qui est insérée dans l'os de la mâchoire. L'apex de l'implant est généralement conçu pour être pointu ou arrondi, facilitant ainsi son insertion dans l'os. L'apex de l'implant joue un rôle crucial dans l'ostéointégration, c'est-à-dire la fusion de



Figure 2 8 : Différents types d'apex [41]

2.2.3.2 Forme implantaire

➤ **Implant cylindrique ou vis standard**

L'implant cylindrique de forme standard présente un filetage externe qui s'étend sur toute la hauteur de son corps. Il est conçu pour être auto taraudant, et son col peut être légèrement évasé ou avoir le même diamètre que le corps de l'implant. L'apex de l'implant a une forme tronconique et sécante. Une fois l'implant positionné, il est placé au niveau de la crête osseuse. [42].



Figure 2 9 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/cylindrique [42].

L'implant classique est couramment utilisé dans des sites de guérison où la densité osseuse est favorable. Cependant, dans les sites d'extraction dentaire, il peut ne pas occuper

complètement l'espace laissé par la dent extraite. En conséquence, il est souvent préféré pour les zones antérieures ou postérieures de la mandibule. [43]

➤ **Implant conique (ou anatomique)**

L'implant conique présente une morphologie similaire à celle de la racine dentaire, et il est auto taraudant. Sa forme conique lui permet de s'adapter efficacement au site de forage dans l'os [42]. Ce type d'implant a été spécifiquement développé pour répondre à des indications particulières. [43].



Figure 2 10 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/conique [42]

Dans le cas de cet implant, la compression périphérique exercée sur l'os offre une stabilité primaire améliorée par rapport à une vis cylindrique, notamment dans les os de faible densité ou lors de la mise en charge immédiate [42].

➤ **Implant cylindro-conique**

L'implant en question présente un corps qui ressemble à une racine dentaire, avec un col de forme classique, un corps cylindrique qui se transforme en une forme conique, et un apex arrondi. Ces implants sont spécifiquement conçus pour une implantation immédiate après l'extraction dentaire.



Figure 2 11 : Implant dentaire/en titane/octogone interne/Implant cylindro-conique [42]

2.2.3.3 Morphologie de la connexion implantaire

Lorsque la pièce femelle est positionnée sur le pilier prothétique, on parle de connexion externe. En revanche, lorsque la pièce femelle est intégrée à l'implant lui-même, on parle de connexion interne. Dans ce cas, c'est le pilier implantaire qui s'insère dans l'implant. À l'origine de l'implantologie, la connexion interne n'était pas envisageable en raison de l'épaisseur trop faible des parois qu'elle laissait dans le corps de l'implant (inférieure à 0,5 mm). Cette épaisseur était incompatible avec les propriétés mécaniques du titane de grade 1 ou 2, qui était utilisé à l'époque en raison de sa pureté. La connexion interne a commencé à se développer avec l'utilisation d'autres matériaux tels que le titane de grade 4 ou de grade 5 (alliage). Aujourd'hui, la connexion interne prédomine par rapport à la connexion externe. [44]

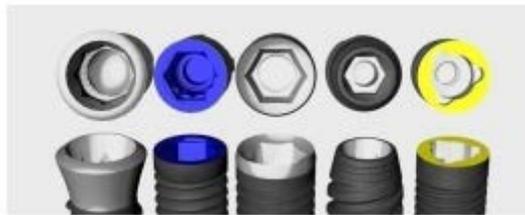


Figure 2 12 : Différentes formes des connexions [44]

2.2.3.4 Diamètre implantaire

La diversité des diamètres d'implants correspond à la variété des mâchoires et des situations cliniques rencontrées. On distingue trois types de diamètres : petit, standard et large. Le choix du diamètre permet de s'adapter aux conditions cliniques spécifiques, telles que la qualité et la quantité d'os, l'emplacement de l'édentement, l'espace prothétique disponible et le type d'occlusion. Chaque diamètre présente ses propres avantages et inconvénients.

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

2.2.3.5 La distance entre les implants :

Il est important de souligner que la distance inter-implant appropriée peut varier en fonction de chaque cas clinique spécifique, en prenant en compte des facteurs tels que l'anatomie du patient, la qualité de l'os, les forces masticatoires, la conception de la prothèse. Une planification minutieuse et une évaluation individuelle sont nécessaires pour déterminer la distance inter-implant optimale dans chaque situation clinique afin de minimiser les risques de complications liées à une concentration excessive de pression sur l'un des implants.

La distance inappropriée entre les implants dentaires peut varier en fonction de plusieurs facteurs, tels que le diamètre des implants, la qualité de l'os, la géométrie de la prothèse et les forces de mastication exercées par le patient. Une distance inappropriée peut conduire à une concentration excessive de pression sur l'un des implants, ce qui peut entraîner des complications telles que la perte osseuse, l'échec de l'implant ou la fracture de l'implant.

Si la distance inter-implant est trop réduite, cela peut entraîner une surcharge mécanique sur les implants et l'os environnant. Cela peut provoquer une accumulation excessive de contraintes sur l'implant le plus sollicité. D'autre part, si la distance inter-implant est trop grande, cela peut entraîner une distribution inégale des charges et des contraintes lors de la mastication. Cela peut entraîner une surcharge sur les implants adjacents à l'implant le plus sollicité,

Selon certaines études et recommandations, une distance minimale d'environ 3 millimètres entre les implants est souvent considérée comme adéquate pour permettre une bonne cicatrisation osseuse et éviter les complications. Cependant, il est important de noter que cette distance peut varier en fonction de chaque cas individuel.

2.2.4 Pilier :

Définition :

Le pilier dentaire est un élément essentiel pour établir la liaison entre l'implant dentaire et la prothèse implantaire. Il se compose de plusieurs parties, par exemple pour un implant de type "bone level" avec une connexion interne :

- Une partie connectique qui s'insère dans l'implant à l'aide d'un cône morse et d'une vis. Cette partie assure la mise en tension du cône morse et l'assemblage, et peut également comporter un crénelage (dispositif anti-rotation), généralement de forme hexagonale ou octogonale.
- Une partie transgingivale qui permet de positionner la limite prothétique de manière verticale au niveau de la gencive. Dans certains types de piliers, cette partie contribue également à la formation des tissus gingivaux au-dessus de l'implant.
- Une partie coronaire qui assure la fixation de la prothèse dentaire, que ce soit par scellement ou par vissage à travers le pilier.

Le pilier dentaire joue un rôle crucial dans la connexion entre l'implant et la prothèse implantaire. Il comprend une partie connectique pour l'assemblage avec l'implant, une partie transgingivale pour l'esthétique gingivale et une partie coronaire pour la fixation de la prothèse. [45]

Le deuxième étage d'une prothèse dentaire va être formé par le pilier prothétique qui a désormais le plus souvent une morphologie reproduisant la forme d'une dent taillée (figure 2.13). Il fait la liaison entre le milieu intérieur endo-osseux (l'implant) et la cavité buccale.



Figure 2 13 : Ressemblance dent taillée / pilier [46]

Le pilier dentaire se compose de deux parties distinctes, à savoir le col et la partie coronaire. Le col du pilier, également appelé col transgingival, est la partie du pilier en contact direct avec la muqueuse péri-implantaire. La fixation du pilier à l'implant peut se faire à l'aide d'une vis, en fonction du type de connexion utilisé. Les caractéristiques de cette vis, telles que sa taille, son diamètre, la forme de sa tête et son filetage (nombre de spires, pas, etc.), peuvent varier d'un système d'implant à un autre. La partie coronaire, quant à elle, fait la jonction avec l'élément prothétique final. [43]



Figure 2 14 : Structure d'un pilier [42]

La pièce prothétique, qui est également en titane, est fixée dans l'implant à l'aide d'une vis. Elle peut avoir un axe aligné avec celui de l'implant (axe droit) ou former un angle allant jusqu'à 15° avec l'implant. Cette configuration permet au praticien et au prothésiste de rétablir la force de mastication dans l'axe de l'implant, ce qui est essentiel sur le plan clinique pour assurer la durabilité de l'implant. (Figure 2.15)



Figure 2 15 : Piliers implantaires angulés [45]

2.2.5 Différents types d'implants dentaires

❖ Implants juxta-osseux



Figure 2 16 : Exemple d'un implant dentaire juxta-osseux [47]

La figure 2.16 illustre des implants dentaires juxta-osseux, qui diffèrent des implants classiques en étant positionnés à la surface de l'os plutôt qu'à l'intérieur. Ils sont réalisés à l'aide d'une technique spécifique d'empreinte et leur fabrication est réalisée par seulement quelques laboratoires de prothèses dans le monde. Cependant, en raison des difficultés techniques considérables associées à cette technique, elle a été largement abandonnée.

❖ Implants trans-osseux



Figure 2 17 : Exemple d'un implant dentaire trans-osseux [48]

Ce type d'implant présente une indication spécifique et est utilisé exclusivement dans la mandibule. Il offre une stabilité exceptionnelle et fonctionne efficacement comme l'équivalent de quatre implants dentaires standard. La figure 1.17 illustre ce type d'implant, qui se compose d'une base inférieure horizontale sous-mandibulaire servant de support à trois à cinq tiges de rétention verticales qui s'ancreront dans le corps mandibulaire. Deux autres composants filetés traversent la crête osseuse [49]. Cependant, cette méthode n'a pas connu de développements significatifs et est rarement utilisée par les dentistes en raison de sa complexité et de la nécessité d'une hospitalisation dans la plupart des cas. Néanmoins, elle constitue une option intéressante lorsque la mâchoire inférieure est sévèrement atrophiée et présente une épaisseur réduite. [50]

❖ Implants endo-osseux :

L'implant endo-osseux, également appelé implant ostéo-intégré, est inséré directement dans l'os maxillaire et, au fil du temps, il s'intègre solidement à la mâchoire elle-même. Cette avancée représente la plus grande innovation en dentisterie restauratrice depuis l'introduction de la perceuse haute vitesse il y a plus de quarante ans. Elle est le fruit de près de vingt ans de recherche menée par le Dr P. I. Brånemark et son équipe en Suède, ainsi que par de nombreux autres centres qui continuent d'avancer dans le domaine de l'implantologie [52]. Les implants endo-osseux sont actuellement les plus largement utilisés, et plusieurs systèmes ont été

développés, offrant des applications étendues pour ces implants dentaires. Selon leur mode d'insertion, on peut distinguer plusieurs types d'implants endo-osseux :

➤ **Les implants dentaires à insertion verticale :**

Parmi les implants endo-osseux, il existe différents types de formes et de modèles. L'une de ces formes est cylindrique (ou cylindro-conique), ce qui signifie qu'ils ressemblent à des racines. En fonction de la forme de leur contour, ces implants peuvent varier:

a) Emmanchés et impactés (figure 2.18) : Il existe des implants endo-osseux qui présentent une forme tubulaire en cylindre creux, ce qui pourrait améliorer la répartition des contraintes dans l'os. D'autres implants, quant à eux, sont dotés d'un profil à étages. [51]

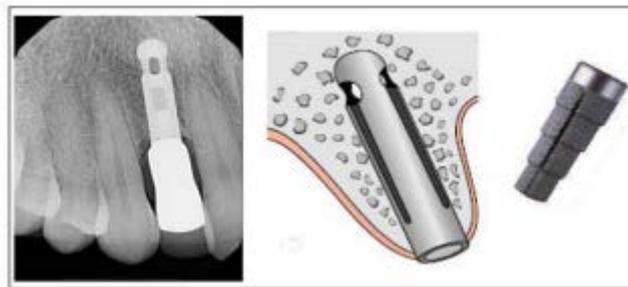


Figure 2 18 : Implants dentaires à insertion verticale cylindriques impactés [51]

b) Vissés (figure 2.19) : La plupart du temps, ils ont une forme cylindrique, bien que certains soient coniques, et ils sont généralement conçus pour être insérés dans une cavité osseuse fraîche. Ces implants dentaires sont les plus couramment utilisés dans les applications cliniques et sont directement placés dans la mâchoire, similairement à une racine dentaire naturelle. Ils servent de support pour des dents artificielles individuelles ou multiples, ainsi que pour la fixation de prothèses dentaires partielles ou complètes [52]. Les revêtements de surface peuvent varier considérablement. Les spirales de la vis peuvent différer d'un fabricant à l'autre, pouvant être asymétriques ou reproduisant la forme d'une vis à bois pour une meilleure adhérence à l'os.



Figure 2 19 : Implants dentaires à insertion verticale en forme de vis [53]

c) En forme de lame : ce sont des implants extrêmement fins de 1 à 2 millimètres d'épaisseur, ils seraient plus volontiers indiqués au niveau des crêtes minces et quand la hauteur d'os disponible est suffisante par rapport aux obstacles anatomiques (sinus, canal mandibulaire), mais leur longueur est importante et l'adaptation de l'implant au logement préparé reste assez aléatoire, même en utilisant des disques calibrés. Elles peuvent comporter un ou deux fûts d'ancrage, la version à deux fûts permettant la réalisation d'un pont fixé implanto-porté en cas d'édentement mandibulaire sans appui dentaire postérieur. [51]



Figure 2 20 : Implants dentaires endo-osseux en forme de lame [53]

d) En forme aiguille : En 1961, Jacques Scialom a inventé l'implant de trépied, qui s'avère être une solution pratique. Il a utilisé chacune des trois aiguilles pour former une jambe du trépied. Chaque partie du trépied peut être retirée facilement individuellement en raison de sa faible largeur (2 mm) et de sa surface lisse (voir figure I.24). Les broches sont fixées à des angles différents, et leurs têtes sont pliées ensemble pour créer un support pour une prothèse.

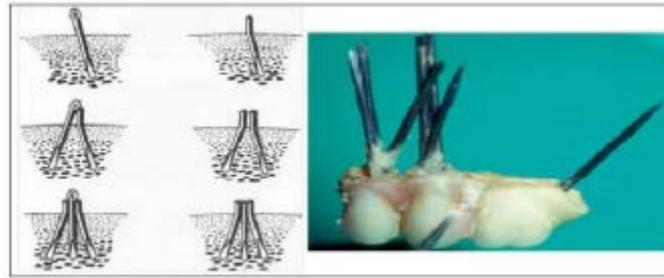


Figure 2 21 : Implants dentaires endo-osseux en forme aiguille [55]

➤ **Les implants dentaires à insertion latérale (tridimensionnels T3D) :**

Ces implants en forme de T sont généralement utilisés lorsque le volume osseux est limité. Depuis 1984, le Dr Gérard Scortecchi a développé le concept des implants à insertion latérale, connus sous le nom d'Implants Victory, sous la forme de disques simples, doubles et triples. Ces implants sont adaptés à différents types de morphologies osseuses alvéolaires. Le protocole d'installation est simple : après une incision au niveau de la crête osseuse, un lambeau est soulevé pour permettre une visualisation claire de la crête. L'ostéotomie est réalisée à l'aide de cutters en titane spécifiques à chaque type de Diskimplant, montés sur une turbine avec une pression minimale de 4 bars et une irrigation abondante. L'objectif est d'atteindre les corticales internes et externes, puis l'implant est inséré latéralement par impact. [56]



Figure 2 22 : Implants dentaires endo-osseux à insertion latérale [56]

2.3 Biomatériaux utilisés pour l'implantologie orale

2.3.1 Le titane et ses alliages en implantation dentaire

Le titane est un métal abondant qui se classe au quatrième rang des éléments métalliques les plus courants sur Terre, après le fer, l'aluminium et le magnésium. Il est considéré comme l'un des matériaux les plus biocompatibles, aux côtés de l'or et du platine. Ses alliages, tels que mentionnés précédemment, sont largement utilisés dans le domaine biomédical. Ce qui les

distingue, en plus de leur grande biocompatibilité et de leur résistance à la corrosion, c'est leur structure cristalline qui leur confère une grande résistance et une compatibilité mécanique élevée avec les tissus osseux [57]. Par conséquent, ils sont fréquemment utilisés comme implants ou substituts osseux en chirurgie orthopédique et dentaire. L'alliage le plus couramment utilisé est le Ti-6Al-4V, initialement développé pour l'industrie aéronautique, en raison de sa disponibilité et de sa maîtrise métallurgique.

Cependant, le Ti-6Al-4V présente quelques inconvénients, tels que la présence de vanadium considéré comme toxique pour l'organisme, et un module d'élasticité (110 GPa) beaucoup plus élevé que celui de l'os (environ 30 GPa). Cela entraîne un phénomène de bouclier anti-contraint, connu sous le nom de stress shielding, qui limite la durabilité de l'implant ou de la prothèse. Par conséquent, la durée de vie d'une prothèse totale de hanche en Ti-6Al-4V est estimée à environ vingt ans. Avec l'augmentation de l'espérance de vie, une seconde intervention devient de plus en plus nécessaire, ce qui constitue un enjeu de majeure [58].

Le tableau suivant résume les trois caractéristiques mécaniques principales de ce biomatériau, tout en incluant celles de l'acier inoxydable 316L et de l'alliage Co-Cr-Mo :

Tableau 2 1: Caractéristiques des matériaux et alliages les plus utilisés en biomédical [6]

| Alliage | Module d'élasticité (GPa) | Résistance en traction (MPa) | Densité (g/cm ³) |
|-----------------------|---------------------------|------------------------------|------------------------------|
| Titane | 110 | 760 | 4.5 |
| Ti-6Al-4V | 116 | 960-1100 | 4.4 |
| Acier inoxydable 316L | 190 | 590-1350 | 8.8 |
| Co-Cr-Mo | 210-250 | 650-1900 | 7.8 |

2.3.2 Propriétés du titane

Le titane possède plusieurs propriétés remarquables qui en font un matériau précieux dans de nombreux domaines, notamment en implantologie dentaire. Voici quelques-unes de ses principales propriétés :

1. Biocompatibilité : Le titane est extrêmement biocompatible, ce qui signifie qu'il est bien toléré par les tissus biologiques sans provoquer de réaction allergique ou de rejet. Il est largement utilisé dans les implants dentaires en raison de sa capacité à se lier directement à l'os (ostéo-intégration), favorisant ainsi la stabilité et la durabilité des implants.

2. Résistance à la corrosion : Le titane possède une excellente résistance à la corrosion, ce qui le rend durable dans des environnements humides et acides présents dans la cavité buccale. Cette propriété protège l'implant dentaire de l'oxydation et de la détérioration, assurant une longévité accrue.

3. Légèreté : Le titane est un matériau léger, ce qui le rend idéal pour les implants dentaires, car il réduit le poids sur les structures osseuses et offre un meilleur confort pour les patients.

4. Résistance mécanique élevée : Le titane présente une résistance mécanique exceptionnelle, ce qui signifie qu'il peut supporter des charges et des forces importantes sans se déformer ou se casser. Cette propriété est cruciale pour les implants dentaires, qui doivent résister aux contraintes masticatoires et aux forces exercées lors de la mastication.

5. Durabilité : En raison de sa résistance à la corrosion et de sa grande résistance mécanique, le titane offre une durabilité à long terme. Les implants dentaires en titane ont une espérance de vie estimée de plusieurs décennies.

2.4 Conclusion

Les implants dentaires sont devenus une solution de remplacement durable et esthétique pour les dents manquantes. Ils offrent une alternative solide aux prothèses amovibles ou aux ponts dentaires, en remplaçant la racine naturelle de la dent par un implant en titane fixé dans l'os de la mâchoire.

En conclusion, l'implantologie et les biomatériaux jouent un rôle crucial dans le domaine de la médecine en permettant la restauration et le remplacement de structures osseuses et dentaires endommagées. L'ostéo-intégration, qui est la connexion directe entre un implant médical et le tissu osseux environnant, est un élément clé de la réussite de ces procédures.

Chapitre 03 :

Modélisation

des implants

dentaire

3.1 INTRODUCTION

La conception précise et la modélisation des implants dentaires sont des étapes cruciales dans le processus de fabrication et d'installation réussi d'une prothèse dentaire.

Dans cette étude, l'objectif est de présenter une méthodologie de modélisation d'un implant dentaire en utilisant le logiciel SolidWorks. SolidWorks est un puissant logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur) qui offre des fonctionnalités avancées pour la conception et la modélisation 3D.

En utilisant les fonctionnalités avancées de SolidWorks, il est possible de créer des modèles précis et détaillés qui facilitent le processus de fabrication et garantissent la compatibilité et la fonctionnalité de l'implant avec les autres composants de la prothèse.

3.2 Présentation de Solidworks :

SolidWorks est un logiciel de conception assistée par ordinateur (CAO) largement utilisé dans l'industrie pour la modélisation 3D, la simulation, l'analyse et la documentation de produits. Il offre des fonctionnalités puissantes pour soutenir le processus de conception et de développement de produits, de la conception initiale à la fabrication finale. Développé par la société Dassault Systèmes, SolidWorks offre une gamme complète d'outils et de fonctionnalités pour soutenir le processus de conception et d'ingénierie.

Voici quelques aspects clés de SolidWorks :

1. Modélisation 3D : SolidWorks permet de créer des modèles 3D précis en utilisant une variété d'outils, tels que la création de croquis, les fonctionnalités de base et avancées, la gestion des assemblages, et bien plus encore. Il offre une interface conviviale et intuitive pour faciliter la conception.

2. Assemblages : SolidWorks permet de gérer et de créer des assemblages complexes en intégrant des composants 3D, en définissant des contraintes et des relations entre les pièces, et en vérifiant l'ajustement et les mouvements entre les composants.

3. Simulation et analyse : SolidWorks propose des fonctionnalités intégrées pour effectuer des analyses statiques, dynamiques, thermiques, de flux de fluides, d'optimisation de conception, etc. Cela permet aux ingénieurs de tester virtuellement les performances et le comportement des produits avant leur fabrication.

4. Rendu et visualisation : SolidWorks offre des capacités de rendu avancées pour créer des images réalistes de modèles 3D, ce qui permet de mieux communiquer les concepts de conception. Il prend également en charge la visualisation de modèles dans des environnements virtuels immersifs.

5. Gestion de données : SolidWorks propose des outils de gestion de données pour organiser, gérer et partager les fichiers de conception, les versions et les révisions. Cela facilite la collaboration entre les membres de l'équipe et le suivi des modifications apportées aux modèles.

6. Documentation technique : SolidWorks permet de créer automatiquement des dessins techniques détaillés, des mises en plan et des nomenclatures à partir des modèles 3D, ce qui facilite la communication avec les fabricants, les fournisseurs et les autres parties prenantes.

3.3 Méthodologie SolidWorks

Voici les principales actions pour créer et assembler un modèle dans SolidWorks :

1. Création d'un nouveau fichier : Lancez SolidWorks et créez un nouveau fichier de pièce pour votre première composante.

2. Conception de la pièce : Utilisez les outils de dessin et de modélisation de SolidWorks pour créer la première pièce de votre modèle. Utilisez des croquis 2D et appliquez des opérations de création telles que l'extrusion, la révolution ou la découpe pour donner forme à la pièce.

3. Ajout de détails et de fonctionnalités : Ajoutez des détails supplémentaires à votre pièce, tels que des trous, des chanfreins, des congés, des nervures, etc., pour améliorer sa fonctionnalité et son esthétique.

4. Répétition et duplication : Utilisez des fonctionnalités de répétition ou de duplication pour créer des copies de votre pièce ou pour générer des motifs répétitifs. Cela peut inclure des fonctionnalités telles que l'array circulaire, l'array linéaire ou les composants configurables.

5. Création d'autres composantes : Répétez les étapes 2 à 4 pour créer les autres composantes de votre modèle. Assurez-vous de concevoir les pièces de manière à ce qu'elles s'assemblent correctement.

6. Assemblage des composantes : Créez un nouveau fichier d'assemblage dans SolidWorks. Importez les composantes créées précédemment et positionnez-les correctement par rapport les unes aux autres. Utilisez les contraintes et les outils d'assemblage de SolidWorks pour fixer les composantes ensemble.

7. Vérification de l'assemblage : Vérifiez la validité de l'assemblage en utilisant les outils d'analyse de SolidWorks pour détecter les interférences, les contraintes excessives ou d'autres problèmes potentiels. Effectuez les ajustements nécessaires pour résoudre ces problèmes.

8. Création de mises en plan : Créez des dessins techniques pour chaque composante et pour l'assemblage complet. Spécifiez les dimensions, les tolérances et les annotations nécessaires pour la fabrication.

9. Simulation et analyse : Si nécessaire, effectuez des simulations ou des analyses sur votre modèle assemblé pour évaluer son comportement mécanique. Utilisez les outils d'analyse de SolidWorks pour effectuer des tests de contrainte, de déformation ou d'autres caractéristiques de performance.

10. Documentation et rendu final : Ajoutez des annotations, des côtes et d'autres éléments de documentation à vos mises en plan. Utilisez les fonctionnalités de rendu de SolidWorks pour créer des images réalistes de votre modèle assemblé.

11. Révision et ajustement : Effectuez des révisions et des ajustements en fonction des commentaires ou des exigences spécifiques. Modifiez les dimensions, les formes ou les fonctionnalités pour répondre aux besoins du projet.

12. Finalisation du modèle : Une fois satisfait de votre modèle assemblé, enregistrez-le et exportez-le dans le format requis pour une utilisation ultérieure ou pour l'intégration dans d'autres logiciels ou systèmes.

3.4 Modélisation numérique en implantation dentaire

Le modèle choisi est un implant dentaire situé dans la mâchoire inférieure, dans la région de la deuxième prémolaire

3.4.1 Modélisation de l'implant :

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

plusieurs pièces. 3 implants modélisés et chaque implant de 4.2 mm diamètre et de 10 mm de longueur.

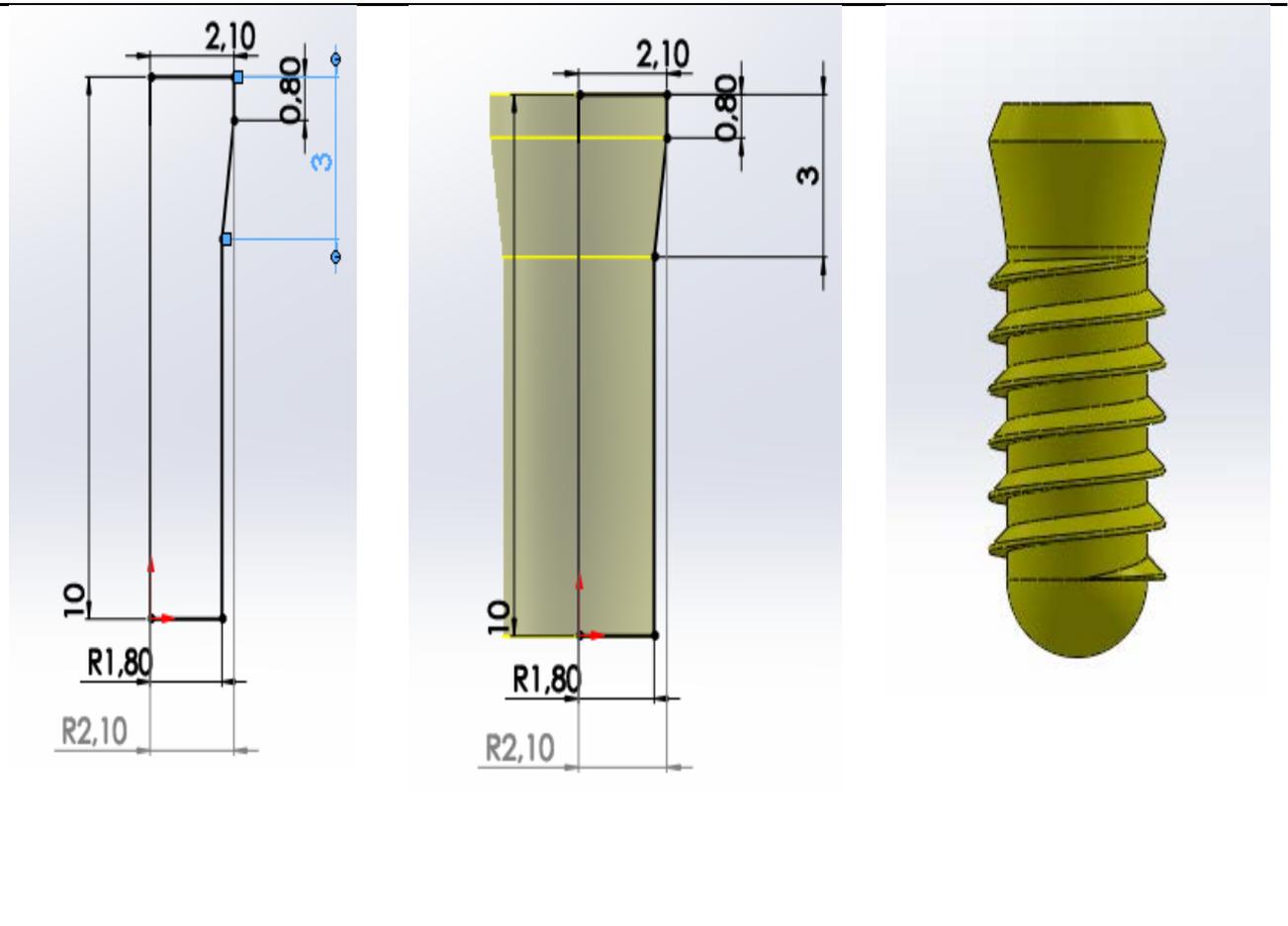


Figure 3 1: Esquisse et représentation 3D de l'implant

3.4.2 Modélisation d'abutment :

C'est un élément prothétique qui est visé dans l'implant. Cet élément sort donc de la gencive et sert d'ancrage à la future couronne. Elle est réalisée généralement en titane. Modélisés 3 abutment et chaque abutment de 3.8 mm diamètre et de 8 mm longueur.

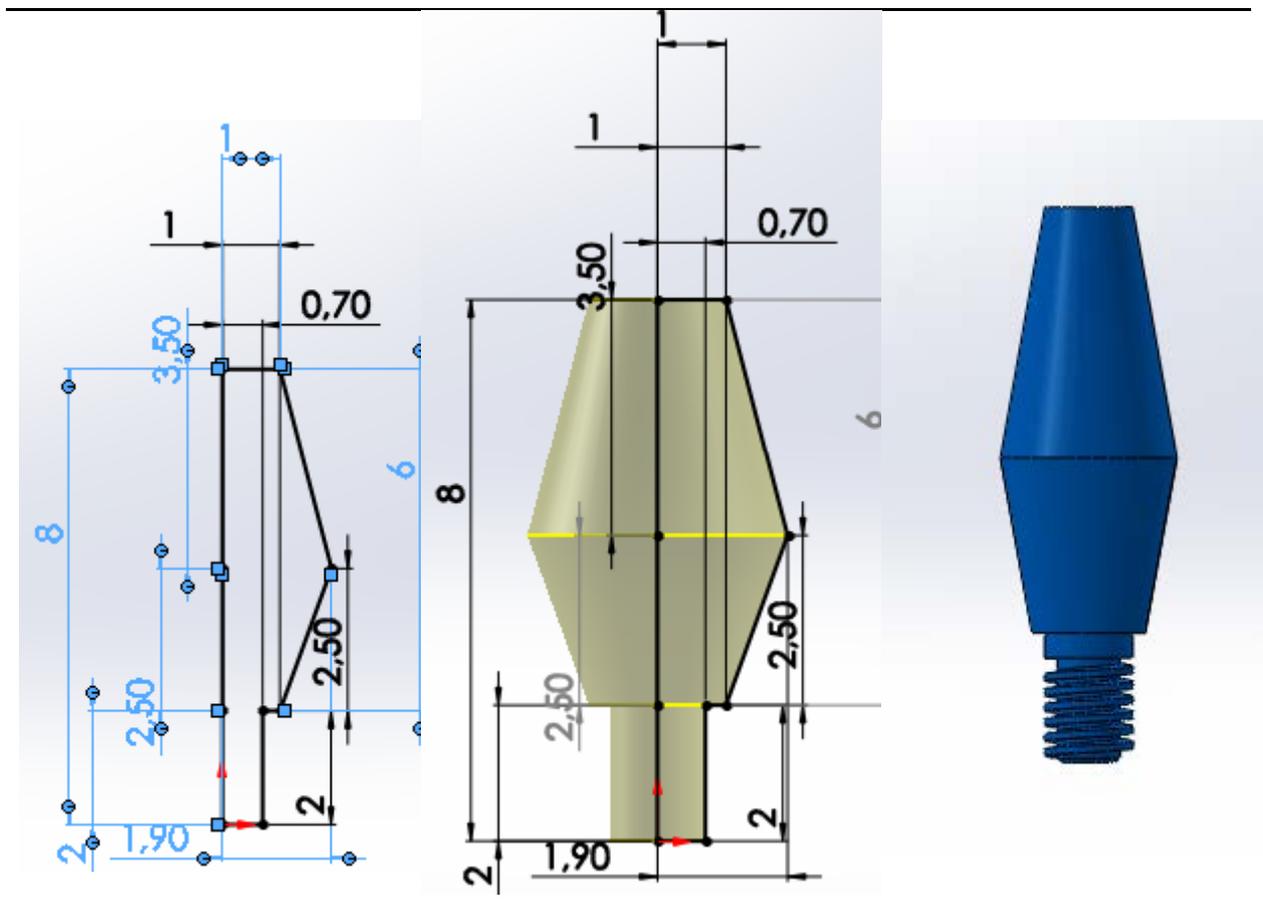


Figure 3 2: Esquisse et représentation 3D de l'abutment

3.4.3 Modélisation de la mâchoire :

La mâchoire est représentée en deux parties (coté extérieur et coté intérieur), le coté extérieur represent l'os corticale et la coté intérieur l'os spongieux .la partie trabéculaire de l'os a été modélisée comme étant une structure pleine de 25.49 mm de hauteur et 19.43 mm de largeur fondue dans une couche de 1.90 mm cortical.

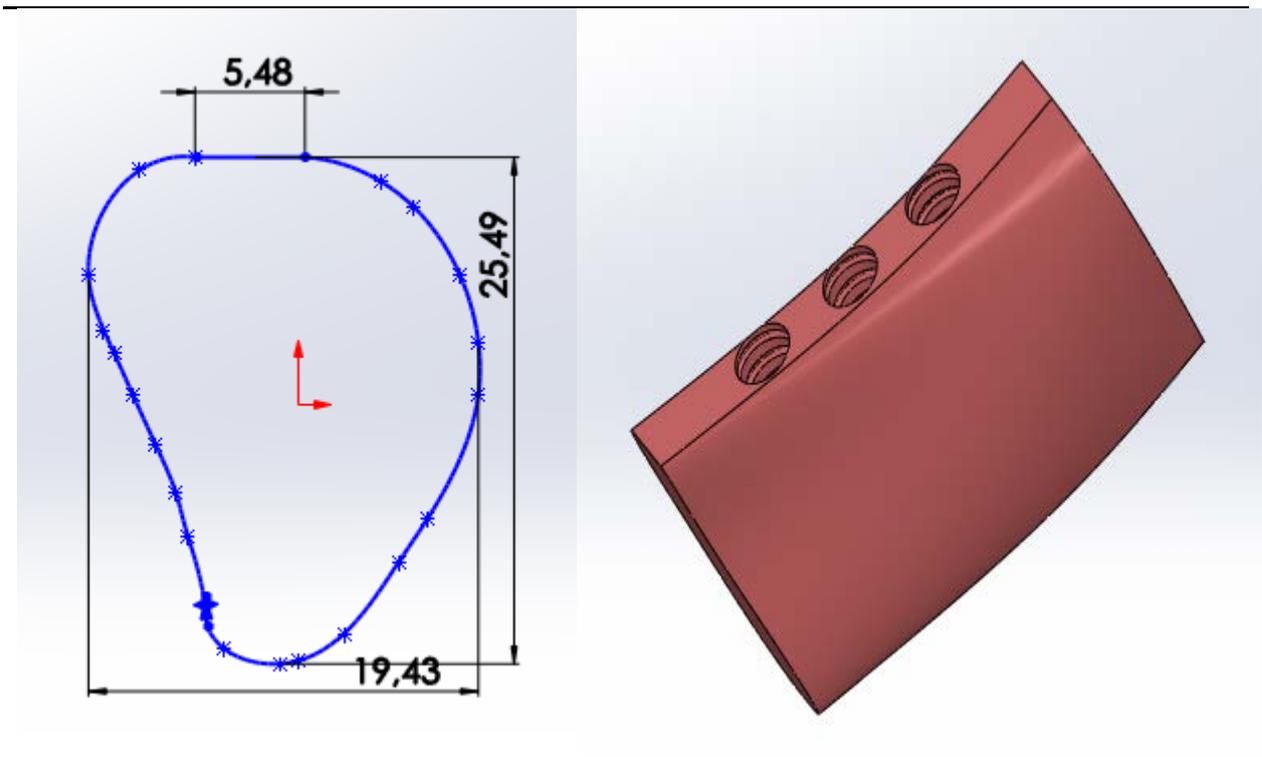


Figure 3 3: Esquisse et représentation 3D de l'os spongieux

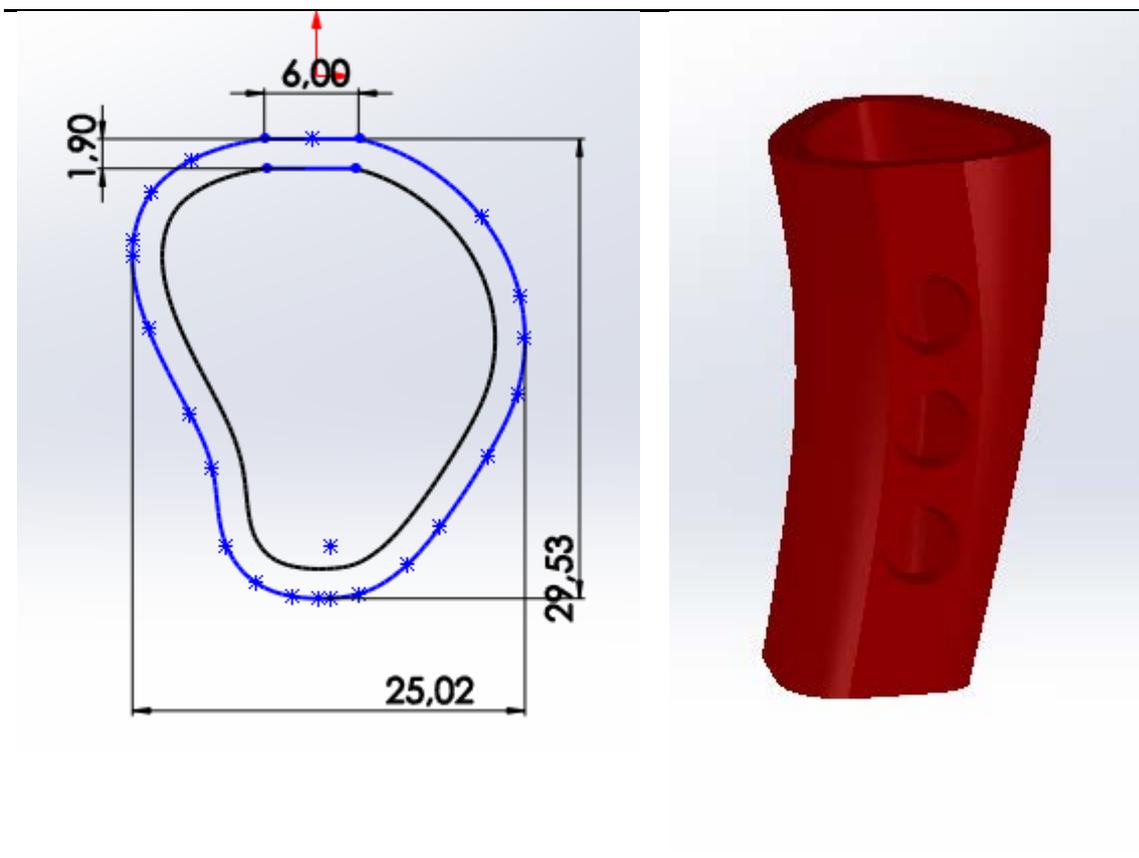


Figure 3 4: Esquisse et représentation 3D de l'os cortical

L'objectif de cette étude est d'effectuer une analyse numérique en utilisant la méthode des éléments finis pour évaluer la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans une prothèse dentaire pendant la mastication.

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

Tableau 3 1 : Matériaux des différents composants

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

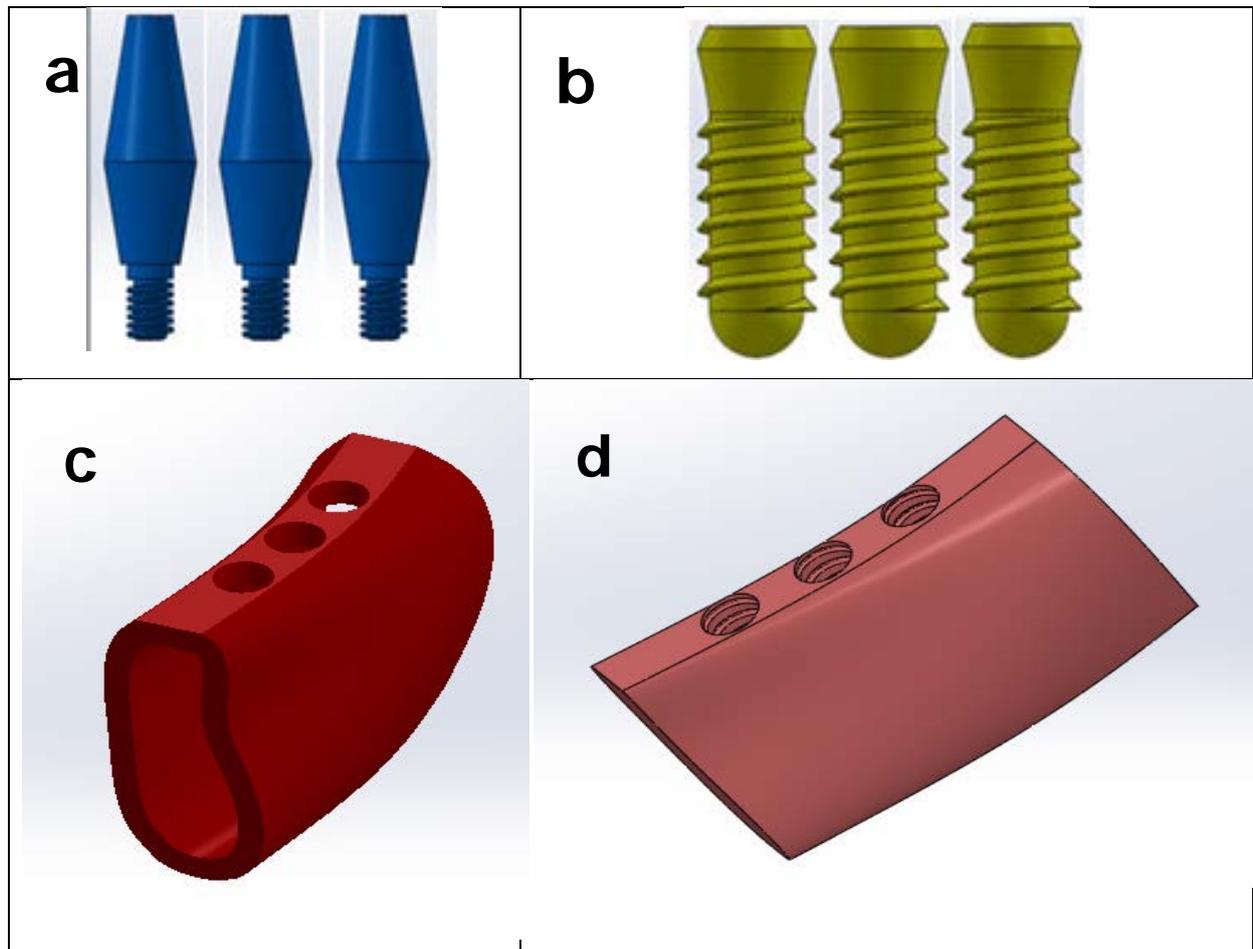


Figure 3 5: Représentation de ces composants

- a : des abutment
- b : des implants
- c : os cortical
- d : os spongieux

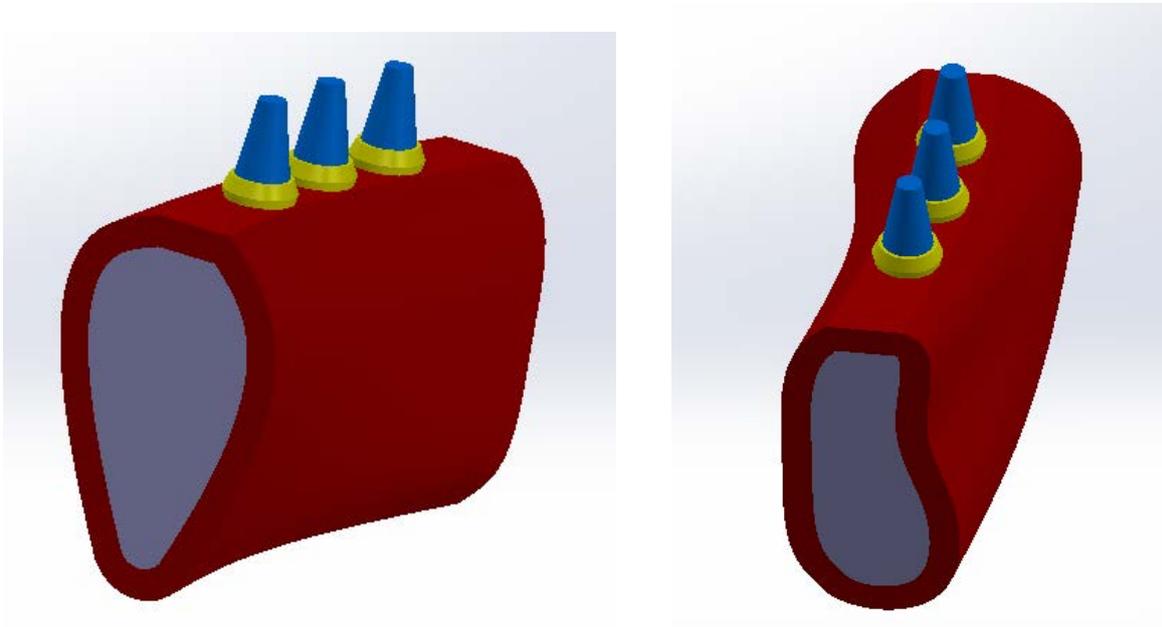


Figure 3 6: Représentation de l'assemblage de la prothèse dentaire

3.4.4 Matériaux utilisés :

Les matériaux utilisés dans la prothèse dentaire étudiée sont les suivants :

- ✚ L'implant et l'abutment sont fabriqués en alliage de titane (Ti6Al4V).
- ✚ La mâchoire est composée d'os spongieux entouré d'os cortical.
- ✚ L'os cortical, également appelé os compact, forme la couche externe des os. Il se compose d'une organisation dense d'unités structurales cylindriques appelées ostéons, qui sont reliées entre elles par des lamelles interstitielles provenant d'ostéons précédents. Cette structure confère à l'os cortical une composition compacte, hétérogène et anisotrope.
- ✚ L'os spongieux, également connu sous le nom d'os trabéculaire, constitue la partie interne des vertèbres, des épiphyses des os longs, ainsi que des os plats et des os courts. Il est composé de poutres trabéculaire orientées dans différentes directions, formant une structure alvéolaire.

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

Tableau 3 2 : Propriétés mécaniques des matériaux utilisés pour la prothèse dentaire

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

3.5 Conclusion

Ce chapitre de modélisation des implants dentaires sur SolidWorks met en évidence l'utilisation de cette plateforme de conception assistée par ordinateur pour créer des modèles 3D précis et détaillés d'implants dentaires.

La modélisation des implants dentaires sur SolidWorks est une méthode efficace et précise pour concevoir et analyser des implants dentaires. Cela permet d'optimiser la conception, de garantir la durabilité et la fonctionnalité des implants, et de faciliter la communication entre les professionnels dentaires. SolidWorks offre un ensemble d'outils et de fonctionnalités qui répondent aux besoins spécifiques de la modélisation des implants dentaires, ce qui en fait un choix approprié pour ce type d'application.

Chapitre 04 :

Simulation numérique des implants dentaire

4.1 Introduction

L'analyse numérique par simulation est devenue une approche essentielle dans le domaine de l'ingénierie pour évaluer et prédire le comportement des structures soumises à différentes charges et conditions. Dans cette étude, nous nous concentrons sur l'utilisation du logiciel de simulation Abaqus pour effectuer des simulations numériques et analyser le comportement mécanique d'un modèle d'implant dentaire.

L'évaluation du comportement mécanique des implants dentaires est d'une importance capitale pour garantir leur stabilité, leur durabilité et leur compatibilité avec les tissus environnants. Les tests expérimentaux peuvent être coûteux et chronophages, c'est pourquoi la simulation numérique offre une alternative efficace et précise pour étudier le comportement des implants dentaires.

4.2 Présentation d'ABAQUS :

Abaqus est un logiciel de simulation par éléments finis (FEA) développé par Dassault Systèmes Simulia. Il est largement utilisé dans l'industrie pour résoudre des problèmes complexes d'ingénierie et d'analyse numérique. Abaqus offre une large gamme de fonctionnalités pour modéliser et simuler le comportement de structures, de composants et de matériaux soumis à des charges, des contraintes et des environnements variés. Abaqus est utilisé dans divers domaines de l'ingén.

Voici quelques points clés sur Abaqus et ses fonctionnalités :

1. Modélisation géométrique : Abaqus permet de créer des modèles géométriques complexes en utilisant des outils de modélisation 3D avancés. Vous pouvez importer des modèles à partir de logiciels de CAO, tels que SolidWorks, ou créer des géométries directement dans Abaqus.

2. Discrétisation par éléments finis : Abaqus divise le modèle en éléments finis appropriés, tels que des éléments de poutre, de coque, de solide ou d'interface, en fonction des caractéristiques de votre problème. Il offre également des options de raffinement de maillage pour améliorer la précision des résultats.

3. Définition des propriétés matérielles : Abaqus permet d'attribuer des propriétés matérielles aux différentes parties du modèle, telles que les propriétés élastiques, thermiques, électromagnétiques, etc. Il prend en charge une large gamme de modèles de comportement des matériaux, y compris les modèles linéaires et non linéaires.

4. Conditions aux limites et charges : Vous pouvez définir les conditions aux limites, telles que les forces, les déplacements, les températures, les pressions, etc., ainsi que les charges qui agissent sur le modèle. Abaqus offre une grande flexibilité pour spécifier ces conditions de manière précise et réaliste.

5. Analyses statiques et dynamiques : Abaqus prend en charge une variété d'analyses, y compris les analyses statiques, les analyses de flambement, les analyses dynamiques, les analyses de réponse en fréquence, les analyses de fatigue, etc. Vous pouvez étudier le comportement structurel, la réponse aux vibrations, la résistance aux chocs, etc.

6. Interaction entre composants : Abaqus permet de modéliser l'interaction entre différents composants, tels que les contacts, les frottements, les liaisons, les assemblages, etc. Il prend en compte les effets de l'interaction entre les différentes parties du modèle sur le comportement global.

7. Résolution numérique : Abaqus utilise la méthode des éléments finis pour résoudre les équations mathématiques qui décrivent le comportement du modèle. Il utilise des algorithmes de résolution avancés pour obtenir des résultats précis et efficaces.

8. Post-traitement : Une fois l'analyse terminée, Abaqus permet d'analyser et de visualiser les résultats sous forme de graphiques, de tableaux, d'animations, etc. Vous pouvez étudier les déformations, les contraintes, les champs de température, les réactions, les déplacements, etc.

4.3 Structure et tâches :

Abaqus est composé de plusieurs modules fonctionnels, chacun contenant des outils spécifiques pour réaliser une partie de la tâche de modélisation.

4.3.1 Module « PART »

Le module Part d'Abaqus offre la possibilité de créer tous les objets géométriques requis pour un problème donné, que ce soit en les dessinant directement dans Abaqus ou en les important depuis un logiciel de dessin tiers.

4.3.2 Module « PROPERTY »

Le module Property d'Abaqus permet de définir toutes les caractéristiques d'un objet géométrique ou d'une partie spécifique d'un objet.

4.3.3 Module « ASSEMBLY »

Le module Assembly d'Abaqus permet de regrouper les différents objets géométriques créés dans un même système de coordonnées global. Un modèle Abaqus contient généralement un seul assemblage où tous les composants sont regroupés.

4.3.4 Module « STEP »

Le module Step d'Abaqus permet de définir toutes les étapes et les instructions de post-traitement pour une simulation. Il permet de spécifier le moment à partir duquel une force est appliquée et la durée pendant laquelle elle s'applique (temps). Le module Step permet également de créer des forces ou des conditions limites qui s'activent à des moments spécifiques pendant la simulation.

4.3.5 Module « INTERACTION »

Le module Interaction d'Abaqus permet de spécifier toutes les interactions entre les différentes parties et zones du modèle, qu'elles soient de nature mécanique, thermique ou autre. Il est important de noter qu'Abaqus ne tient compte que des interactions définies explicitement, ce qui signifie que la proximité géométrique n'est pas automatiquement prise en compte.

4.3.6 Module « LOAD »

Le module Load d'Abaqus permet de spécifier tous les chargements mécaniques et thermiques ainsi que les conditions limites applicables à la simulation. Il est important de noter que les chargements et les conditions limites sont dépendants des Steps. Par exemple, une force appliquée au Step 1 peut être inactive au Step 2.

4.3.7 Module « MESH »

Le module Mesh d'Abaqus regroupe tous les outils nécessaires pour générer un maillage par éléments finis sur un assemblage. Abaqus offre une grande variété de types de maillage disponibles, comprenant notamment :

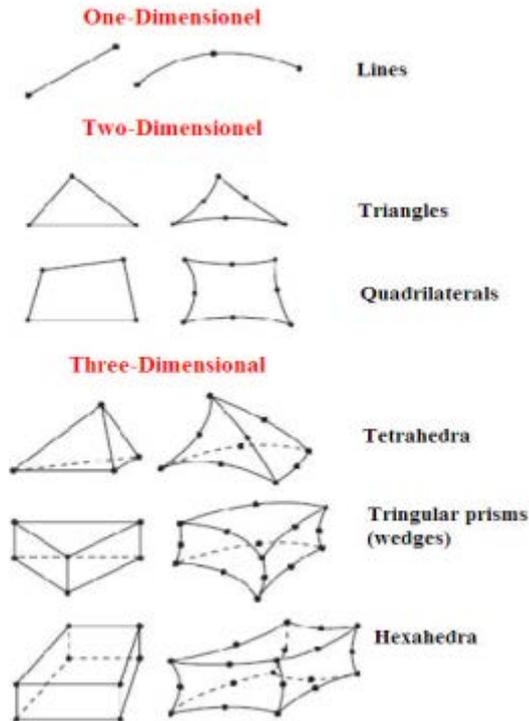


Figure 4 1: Types de maillages possibles dans Abaqus

Lorsque l'utilisateur utilise le module Mesh, Abaqus applique une coloration aux différentes régions du modèle en fonction des méthodes qu'il va utiliser pour générer le maillage des instances :

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

Il est important de noter que plusieurs instances peuvent être créées à partir d'une même pièce dans Abaqus. De plus, en utilisant l'option "Dépendant", les modifications apportées à une partition d'une instance sont automatiquement transmises à une autre. En se basant sur ce principe, Abaqus permet également de générer des maillages indépendants pour les instances d'une même pièce.

4.3.8 Module « JOB »

Une fois que toutes les étapes de définition du modèle sont terminées, le module Job est utilisé pour lancer l'analyse du modèle. Abaqus effectue ensuite les calculs nécessaires pour obtenir les résultats souhaités.

4.3.9 Module « VISUALIZATION »

Le module Visualization d'Abaqus offre des fonctionnalités permettant de visualiser le modèle et les résultats obtenus, tels que les courbes de contraintes et de déformations. Il permet d'afficher graphiquement les données de simulation pour faciliter l'analyse et l'interprétation des résultats.

4.3.10 Module « SKETCH »

Le module Sketch d'Abaqus permet de créer des formes bidimensionnelles qui ne sont pas directement liées à un objet spécifique. Il est utile pour réaliser des extrusions, entre autres applications.

4.4 Méthodologie Abaqus :

Voici une reformulation des actions principales permettant de créer un modèle Abaqus :

1. Création du modèle : Commencer par dessiner le profil 2D de la forme souhaitée, puis le développer en 3D et ajouter les détails nécessaires, le cas échéant.

2. Attribution des propriétés aux objets : Créer le matériau requis, établir les sections auxquelles les matériaux doivent être appliqués, et affecter les matériaux aux sections correspondantes.

3. Assemblage du modèle : Créer des instances des objets et les positionner dans le repère global pour former l'assemblage complet.

4. Définition des étapes d'analyse : Déterminer les différentes étapes d'analyse nécessaires pour le modèle.

5. Création des interactions entre les instances : Établir les surfaces d'interaction, spécifier les types de contacts requis, et associer les surfaces aux types de contact appropriés.

6. Application des conditions aux limites et des chargements : Définir les étapes d'application des conditions aux limites et des chargements, et spécifier les types de conditions aux limites ou de chargements requis.

7. Maillage du modèle : Partitionner le modèle en éléments, choisir les techniques de maillage appropriées, et sélectionner les types de maillage adéquats.

4.5 Simulation numérique :

4.5.1 Maillage

Le maillage est un processus essentiel dans la modélisation avec Abaqus. Il consiste à diviser le modèle continu en éléments finis, qui sont des éléments géométriques de petite taille. Chaque élément fini est défini par des nœuds, qui sont des points dans l'espace où les calculs sont effectués. Le maillage permet de discrétiser le modèle continu en une représentation discrète, ce qui facilite les calculs numériques.

Une fois le maillage créé et vérifié, vous pouvez procéder à l'analyse numérique de votre modèle dans Abaqus en appliquant les conditions aux limites, les chargements et les interactions appropriés.

Dans cette étude Des réseaux structuraux tétraédriques ont été créés à partir du modèle géométrique de transplantation. Les différents composants sont combinés en éléments linéaires tétraédriques dans quatre nœuds c3d4 (fig.3) selon les surfaces paramétriques spécifiées.

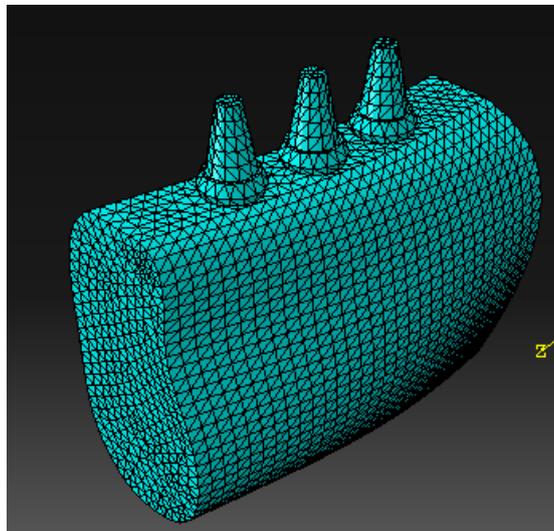


Figure 4 2Maillage global de l'ensemble

4.5.2 Analyse statique

La mastication est un processus répétitif qui engendre des charges dynamiques, à la fois normales et tangentielles, sur la surface supérieure de la couronne dentaire. Lorsqu'un implant est soumis à une charge, les forces peuvent être décomposées en deux composantes. La

première est la composante verticale, qui est parallèle à l'axe longitudinal de l'implant. La seconde est la composante horizontale, qui se situe dans le plan de la prothèse, comme illustré dans la (figure4.3). Des études ont démontré que la force horizontale représente environ un dixième de la force verticale (66). De plus, les forces verticales agissent dans une seule direction, tandis que les forces horizontales agissent dans les directions linguo-buccale et disto-mésiale.

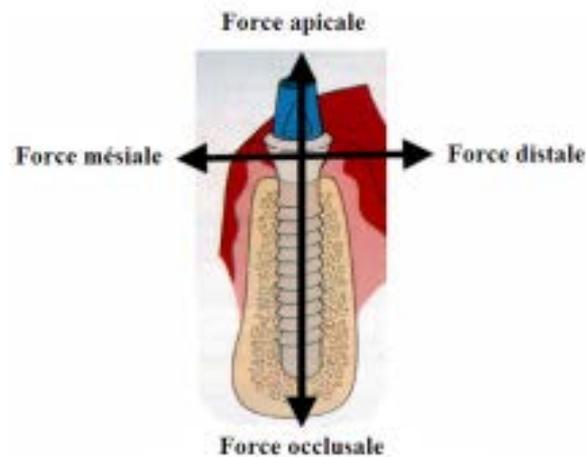


Figure 4 3 : Forces agissant sur un implant ostéo-intégré [59]

Les conditions aux limites sont définies de la manière suivante :

- Les charges produites par la mastication sont considérées dans un système statique selon trois directions sur la surface supérieure de l'abutment, un force de 30 MPa dans la direction corono-apicale, un force de 15 MPa dans la direction disto-mésiale et un force 15 MPa dans la direction, linguo-buccale. (Figure 4.4)

-Le plan inférieur est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls. (Figure 4.5).

-Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges zéro).

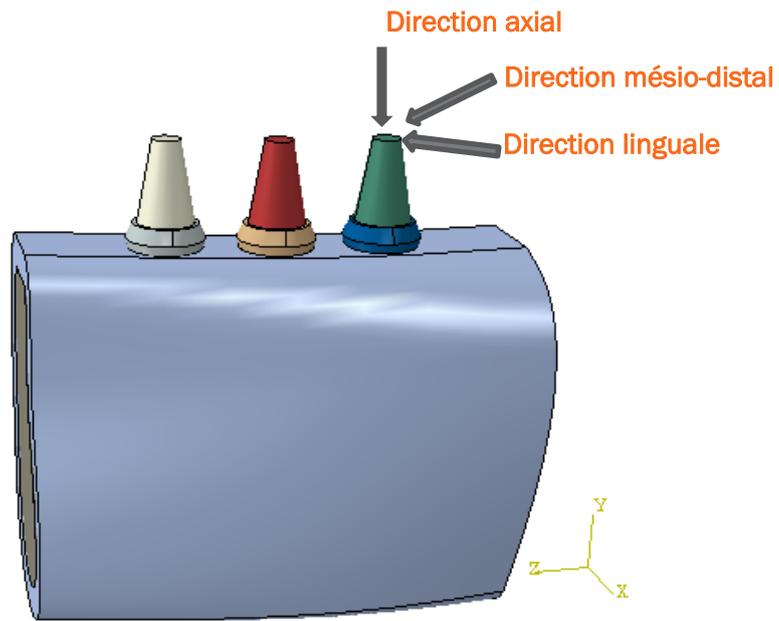


Figure 4 4: Chargements appliqués à la prothèse dentaire.

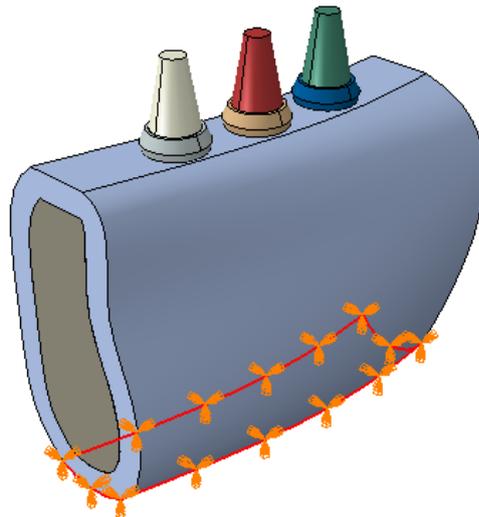


Figure 4 5: condition d'encastrement

Je vais effectuer une simulation sur quatre éléments dans les cas suivants :

- ❖ *a : les abutment*
- ❖ *b : os cortical*
- ❖ *c : les implants*
- ❖ *d : os spongieux*

4.6.2.1 Effets de chargement simple

Un chargement mécanique simple est appliqué à la structure dentaire dans une seule des trois directions possibles.

4.6.2.1.1 Effet du chargement corrono-apicale (ca)

Il convient de rappeler que ce type de chargement est appliqué à la structure dentaire dans la direction verticale (figure 4.6), également connue sous le nom de direction corono-apicale. Aucun effort n'est exercé sur cette structure dans les autres directions. Les résultats de ce chargement mécanique sont illustrés sur (figure 4.7).

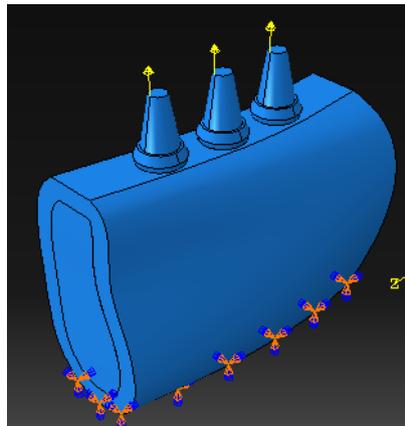


Figure 4 6: force concentre corrono-apical

La figure 4.7 : montre que les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de l'abutment le niveau de ces contraintes équivalentes de Von Mises est plus élevé que celui des mêmes contraintes induites dans l'implant. L'intensité de ces contraintes diminue progressivement au fur et à mesure où l'on s'éloigne de cette zone.

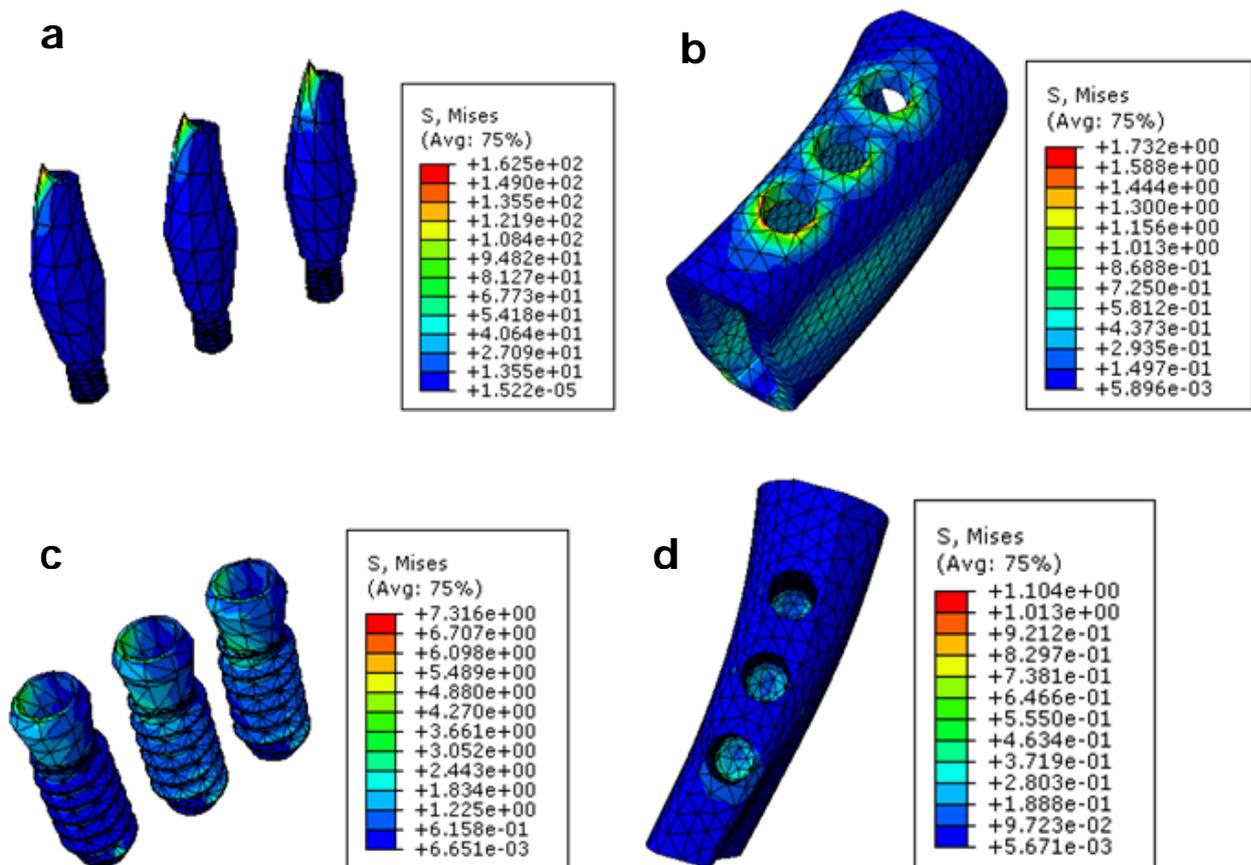


Figure 4 7: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge corono-apicale).

4.6.2.1.2 Effet du chargement bucco-lingual (bl)

Dans cette analyse, La prothèse dentaire subit un chargement mécanique purement bucco-lingual (figure 4.8), ce qui signifie qu'aucun effort n'est appliqué à la prothèse dans les directions corono-apicale et mesio-distale. Les résultats obtenus à partir de cette analyse sont représentées sur la figure 4.9. Comparativement au chargement corono-apicale, les efforts bucco-linguale induisent dans l'os des contraintes équivalentes plus fortes.

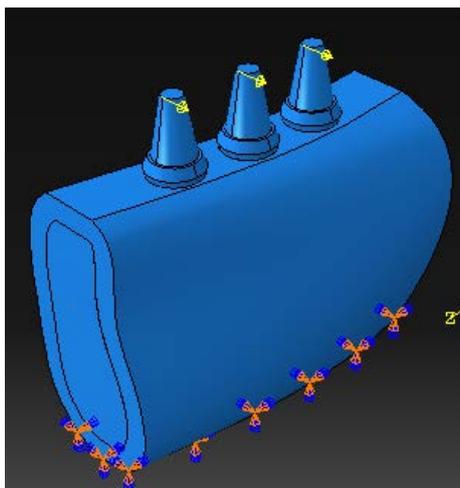


Figure 4 8: force concentre bucco-lingual

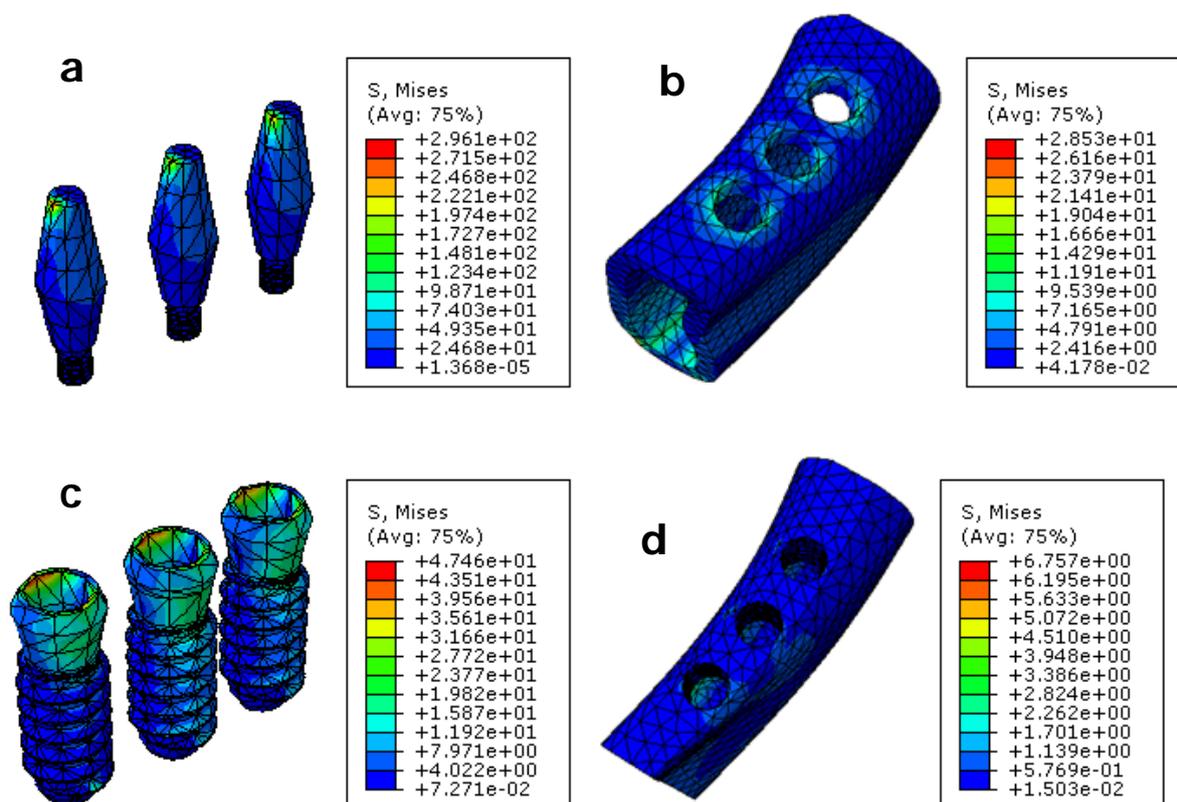


Figure 4 9: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge bucco-linguale).

4.6.2.1.3 Effet du chargement mesio-distale (md)

Dans cette partie Le chargement mécanique appliqué à la prothèse dentaire est purement mésio-distal, ce qui signifie qu'aucun effort n'est exercé dans les directions corono-apicale et bucco-linguale (figure 4.10). Cette information est représentée dans la figure 4.11. Cette

dernière engendre des contraintes dans l'os plus importantes que celles résultant des efforts appliqués dans la direction verticale (corono-apicale) et aussi plus significatives que celles engendrées par un chargement appliqué dans la direction horizontale (bucco-linguale).

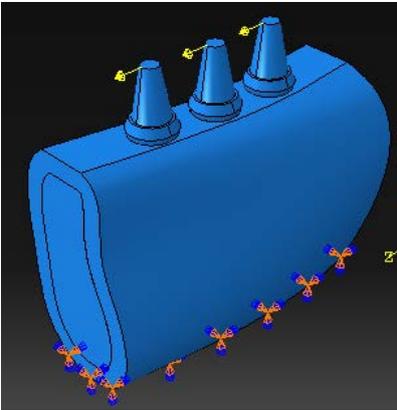


Figure 4 10: force concentre mesio-distale

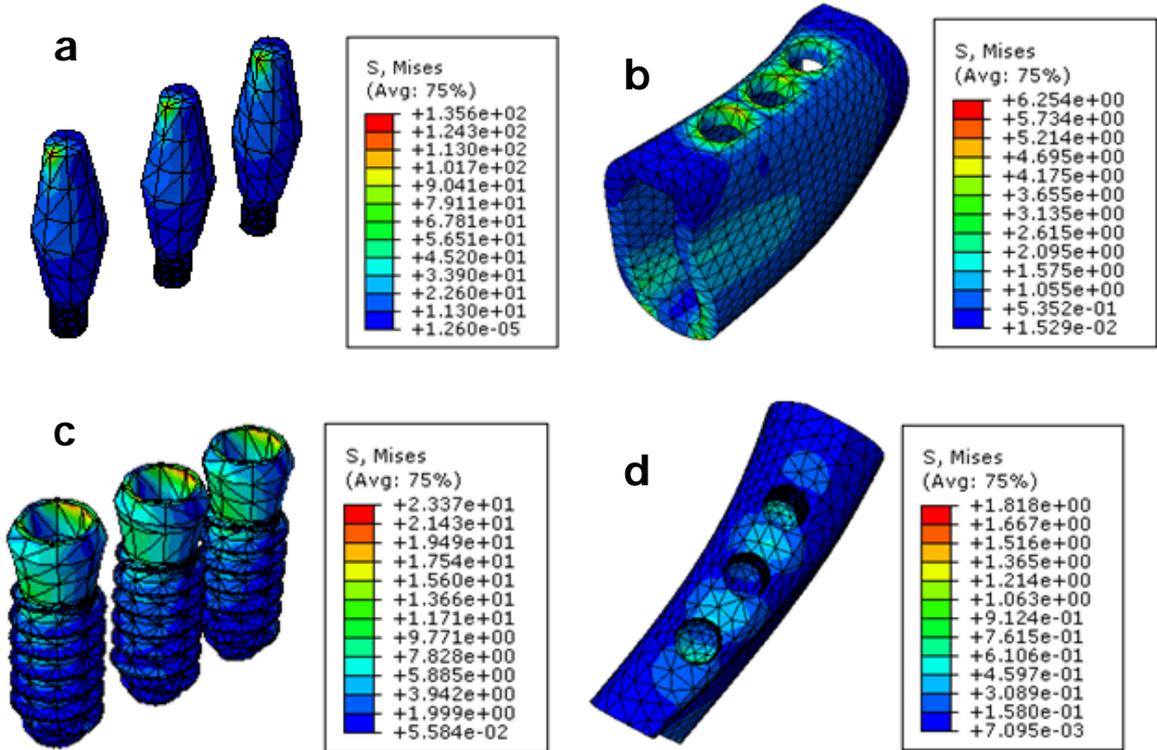


Figure 4 11: Niveau de répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure (charge mesio-distale).

4.6.2.2 Effets du chargement combiné bi axial

Afin d'étudier plus précisément le comportement mécanique de la structure dentaire, nous analysons l'effet conjoint du chargement mécanique qui lui est appliqué.

4.6.2.2.1 Effet du chargement coronno-apicale, bucco-linguale (ca-bl)

A la prothèse dentaire est appliquée des efforts mécaniques dans les directions normales et horizontales dites coronno-apical et bucco-linguale (figure 4.12). La figure 4.13 illustre l'influence de ce type de sollicitation sur l'amplitude de la contrainte équivalente et de sa distribution dans les trois éléments de la prothèse dentaire (os, implant, abutment). L'amplitude des contraintes générées par la combinaison des deux forces. Légèrement supérieur à celui résultant de deux contraintes individuelles.

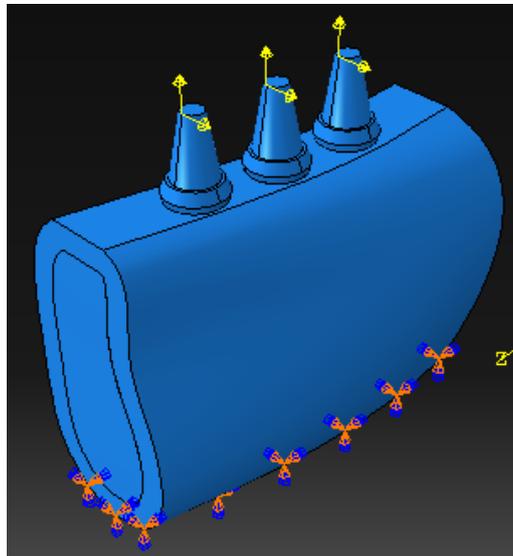


Figure 4 12: force concentre ca-bl

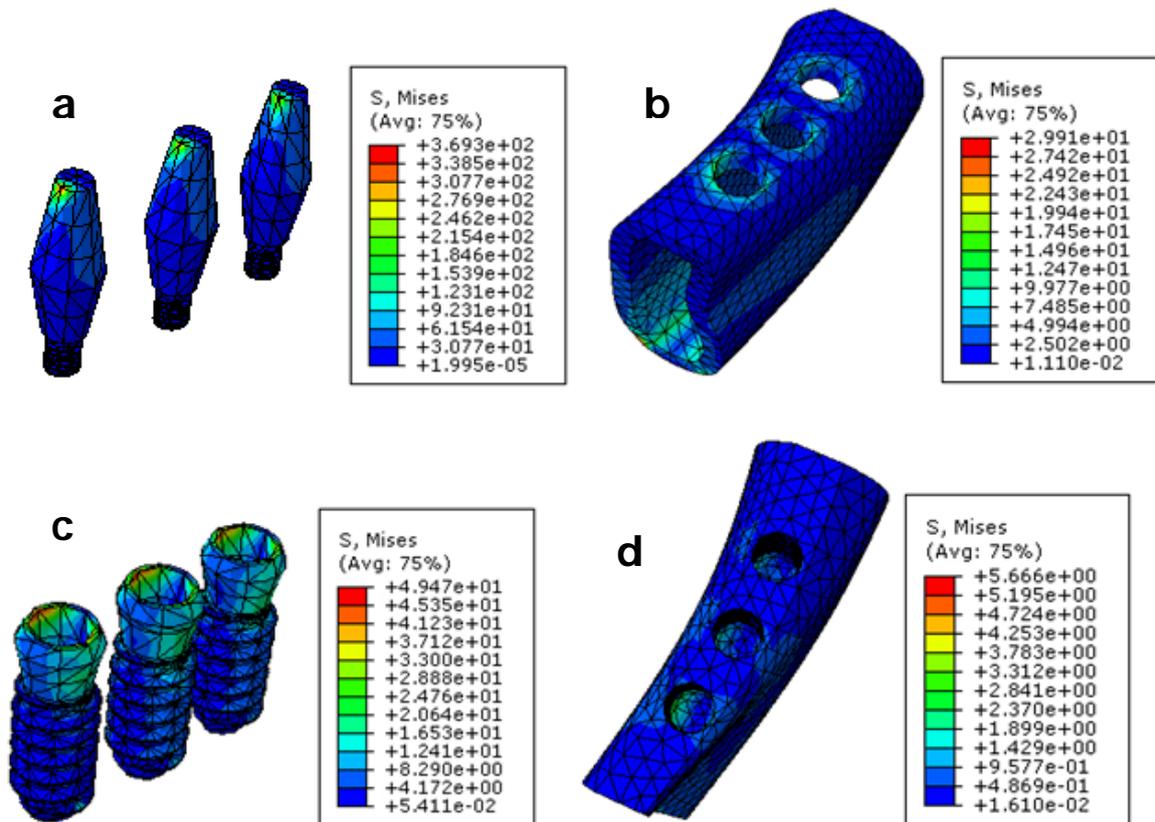


Figure 4 13: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge ca-bl)

4.6.2.2.2 Effet du chargement linguo-buccale, mesio distale (lb-md)

La prothèse dentaire, qui comprend l'abutment, l'implant et l'os (os cortical et spongieux), subit un chargement bi-axial dans les directions linguo-buccale et mesio-distale (figure 4.14). La figure 4.15 montre que Les contraintes induites dans les trois éléments de la prothèse dentaire par ce chargement sont beaucoup plus élevées que celles résultant des sollicitations combinées corrono-apicale et linguo- buccale.

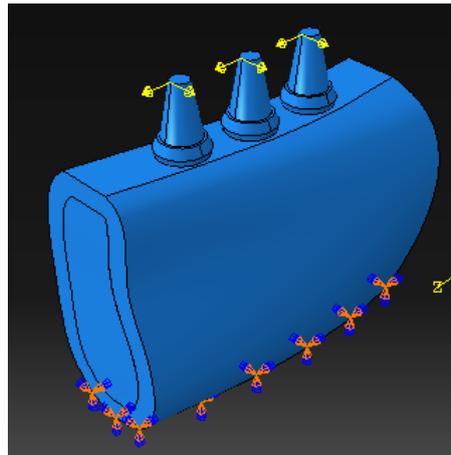


Figure 4 14: force concentre lb-md

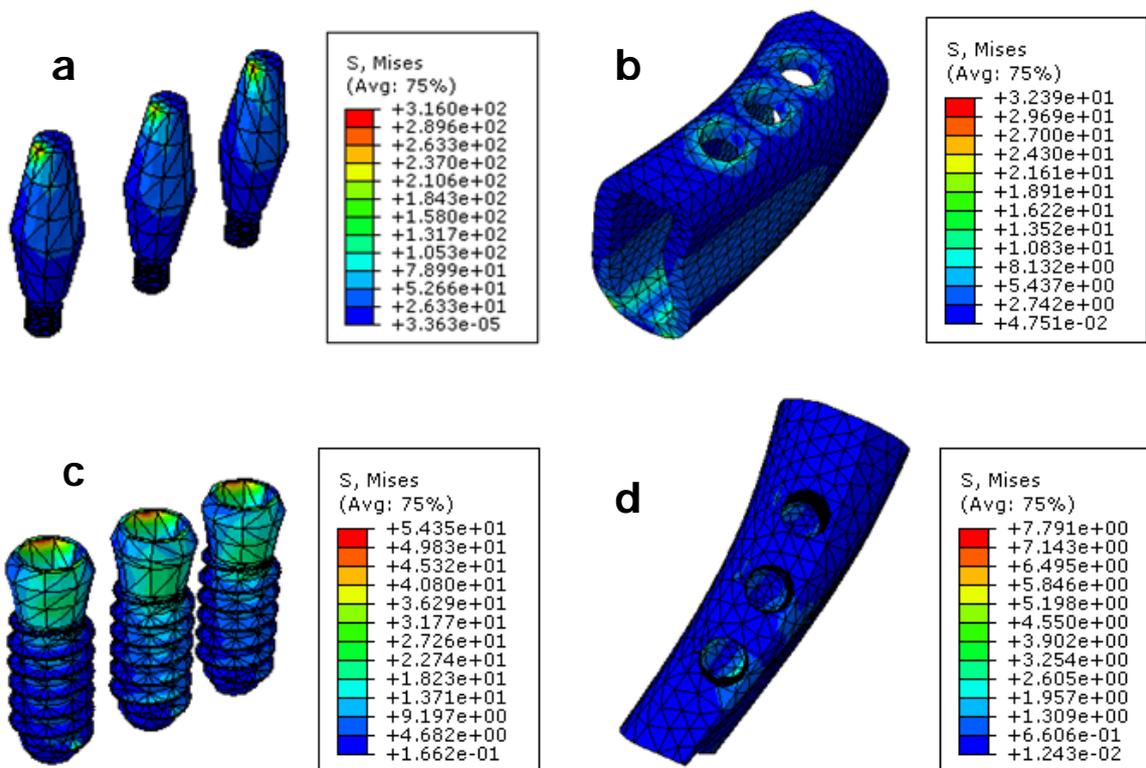


Figure 4 15: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge lb-md)

4.6.2.2.3 Effet du chargement coronno-apicale, mesio distale (ca-md) :

La prothèse dentaire est soumise à des forces bi-axiales dans les directions verticale et horizontale, connues respectivement comme les directions coronno-apicale et mesio-distale (figure 4.16). Les résultats de cette sollicitation sont représentés dans (figure 4.17) Les contraintes induites dans les trois éléments de la prothèse dentaire par ce chargement sont très inférieures à celles résultant des sollicitations combinées coronno-apicale et linguo- buccale et combinées linguo-buccale et mesio distale.

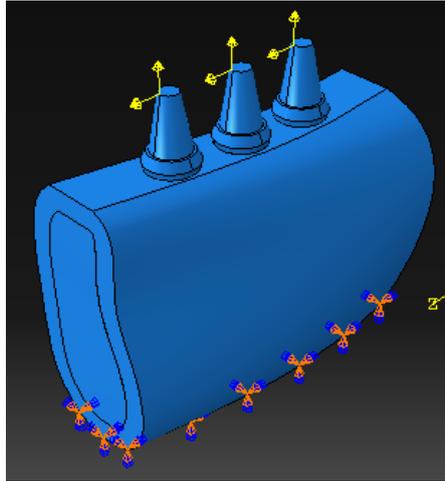


Figure 4 16: force concentre ca-md

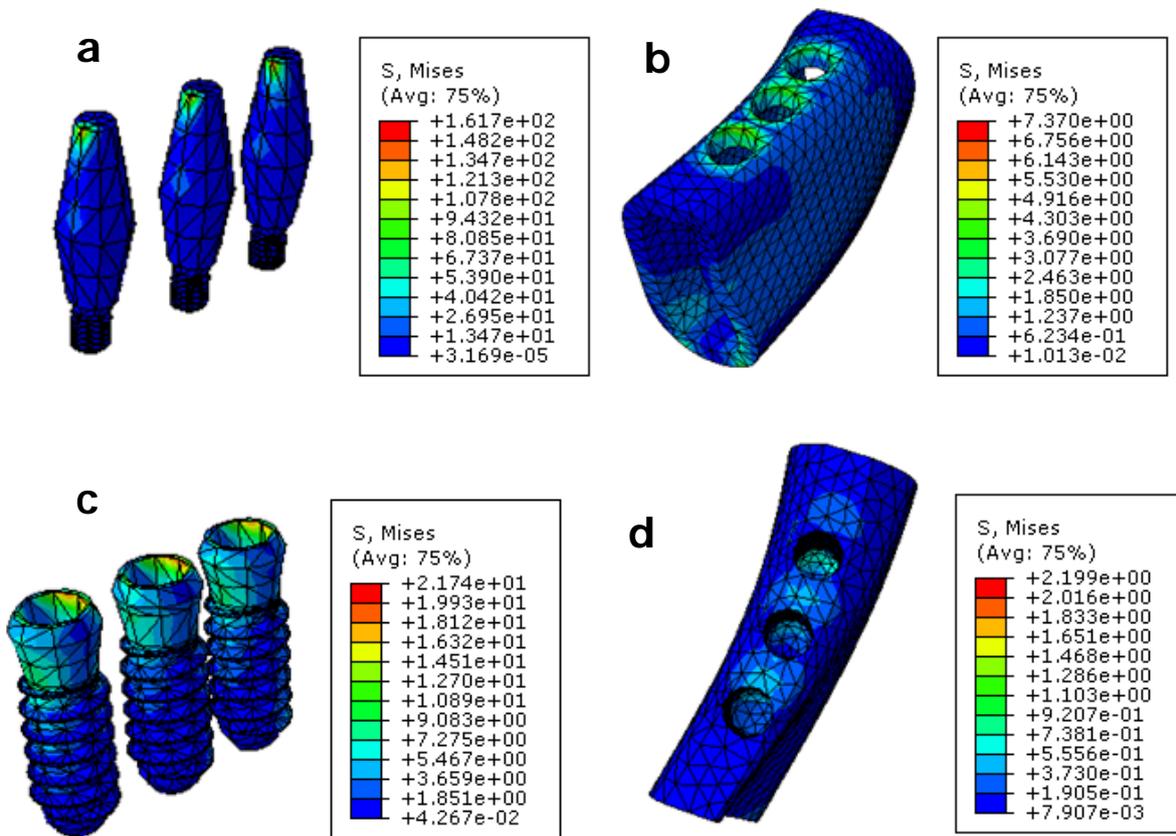


Figure 4 17: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Ca-md)

4.6.2.3 Effets du chargement combiné triaxial

Dans ce scénario, la prothèse dentaire composée de l'abutment, de l'implant et de l'os est soumise à des forces triaxiales selon les trois directions : une direction verticale et deux directions horizontales (figure 4.18). L'analyse de la figure 4.19 révèle que de telles sollicitations engendrent des contraintes de plus grande amplitude dans les trois composants de la structure dentaire par rapport aux chargements mono-axiaux et bi axial.

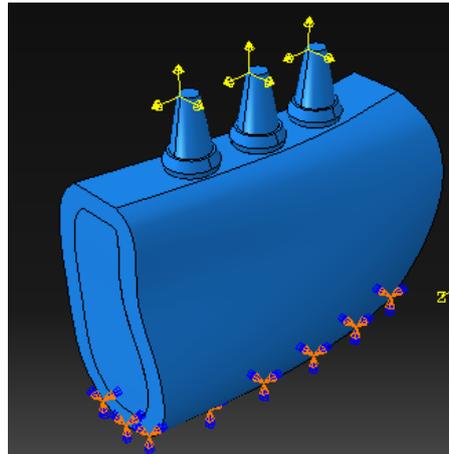


Figure 4 18: force concentre triaxial

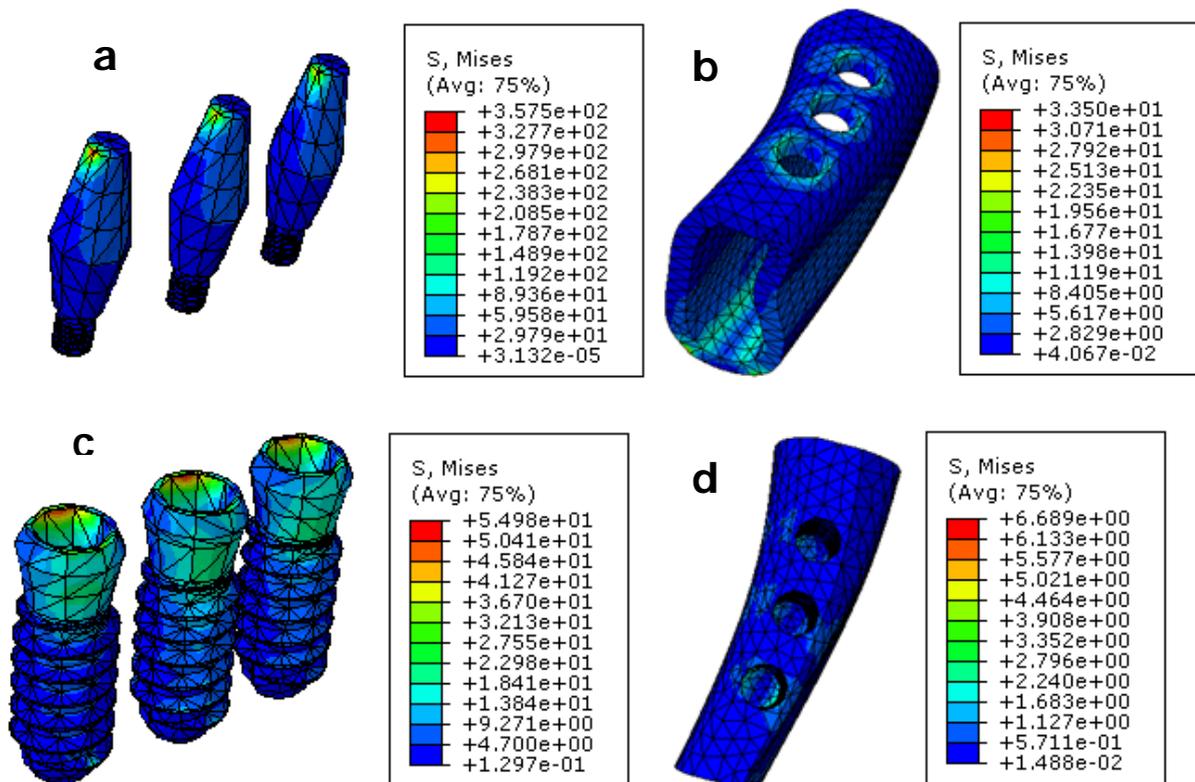


Figure 4 19: Niveau plus répartition de la contrainte équivalente de Von Mises induite dans les éléments de la structure. (Charge triaxiale)

4.5.3 Discussion

Les résultats de cette étude ont clairement montré que les contraintes les plus intenses sont localisées sur la partie supérieure de l'abutment. Le niveau de ces contraintes équivalentes de Von Mises est plus élevé que celui des mêmes contraintes induites dans l'implant. L'intensité de ces contraintes diminue progressivement au fur et à mesure lorsqu'on s'éloigne de cette zone (c'est-à-dire de l'abutment vers l'os spongieux). La charge appliquée à la surface du pilier entraîne une forte concentration de contraintes dans la partie supérieure de l'os cortical et des contraintes relativement faibles dans la région apicale de l'os spongieux. Nous remarquons également l'impact des pressions sur l'un des implants plus que sur les autres, en raison de la distance entre les implants, qui joue un rôle important dans la répartition des pressions résultant de la mastication.

4.6 Conclusion

Il convient de noter que la simulation numérique ne remplace pas les essais cliniques et expérimentaux, mais elle peut être utilisée comme un outil complémentaire pour évaluer et prédire le comportement des implants dentaires avant leur utilisation clinique.

En conclusion, cette étude démontre que la localisation des contraintes les plus intenses se situe généralement sur la partie supérieure de l'abutment, avec des contraintes plus élevées que celles présentes dans l'implant lui-même. La charge appliquée entraîne une concentration de contraintes dans l'os cortical, tandis que la distance entre les implants influence la répartition des pressions. Ces informations sont cruciales pour une conception optimale des implants dentaires, en garantissant une répartition adéquate des charges et en minimisant les risques de défaillance ou de complications à long terme.

CONCLUSION GENERALE

En conclusion, cette étude a permis de vérifier la validité et la compatibilité du modèle de prothèse conçu ainsi que la procédure de modélisation utilisée. Les résultats obtenus sont conformes aux objectifs initiaux de l'étude. Cependant, il convient de noter que seuls les essais cliniques peuvent constituer une preuve unanimement reconnue par la communauté scientifique. Ainsi, une perspective future importante consistera à effectuer une validation clinique du modèle conçu, en utilisant SolidWorks pour la conception et Abaqus pour la simulation.

Une autre perspective de recherche importante serait d'étudier la réaction de l'os face à l'implant dentaire, à la fois à une échelle macroscopique et microscopique. Comprendre en détail la manière dont l'os réagit et interagit avec l'implant permettrait d'améliorer encore davantage la conception et la performance des implants dentaires.

Enfin, il convient de souligner que la recherche continue et les progrès dans ce domaine sont essentiels pour améliorer constamment les performances des implants dentaires et assurer leur succès à long terme.

Références bibliographique

- [1] Waters NE. Dental biomechanics and the dental curriculum. J Dent. 1992 Aug ;20(4) :195-8. Doi : 10.1016/0300-5712(92)90072-k. PMID : 1430506.
- [2] <http://calamar.univ-ag.fr/uag/staps/cours/anat/new/biom.htm>.
- [3] Allard P. La Biomécanique, Paris: Presses Universitaires de France, 1999, p 127.(N°3456).
- [4] https://www.researchgate.net/publication/20081480_Biomaterial_and_biomechanics_in_dental_implant_design
- [5] <https://images.app.goo.gl/85Vs99vdFT5JDMEs5>
- [6] Mr Ali Merdji. *Étude Du Comportement Mécanique Des Implants Dentaires*. 2015. Thèse de Doctorat. ASJP. Génie Mécanique. Université Djillali Liabès - Sidi Bel Abbès.
- [7] Park JB. Biomaterials: An introduction, Plenum, NY 1979
- [8] Piekarski, dans SC Cowin, Mechanical properties of Bone, AMD 1981
- [9] https://www.editions-ellipses.fr/PDF/9782340024335_extrait.pdf
- [10] https://univ.ency-education.com/uploads/1/3/1/0/13102001/histolantissu_osseux2022benneker.pdf
- [11] BERT M. et MISSIKA P. Implantologie chirurgicale et prothétique, Paris : Cdp, 1996.
- [12] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. J Prosthet Dent 1996; 76(6):633-40.
- [13] Waters NE. Some mechanical and physical properties of teeth. In: Symposia of the Society for Experimental Biology (The Mechanical Properties of Biological Materials). London: Cambridge University Press; 1980.
- [14] https://www.google.com/imgres=Fosteoporose_remodelage_osseux_v2.
- [15] Hylander WL, Johnson KR. Relation Between Masseter EMG and Force During Mastication in Macaques. J Dent Res. 1986 ; 65 : 754-762.
- [16] <https://www.laboratoire-odic.com/articulation-temporo-mandibulaire-2>.
- [17] <http://www.orthodiet.org/fr/dysfonctionnement-temporo-mandibulaires>.
- [18] <https://www.doctissimo.fr/sante/dictionnaire-medical/os-temporal-2>
- [19] Pathologie maxillo-faciale et stomatologie, 2^o édition - LEZY & PRINC- collection Abrégés, Edition Masson199
- [20] Justin MG, Anthony S. Dynamic Evaluation of Forces During Mastication. Thèse, Worcester Polytechnic Institute.http://www.wikiwand.com/fr/Muscle_digastrique.

- [21] Lotfi H. Modélisation mécanique de la fracture et de la fragmentation d'aliments céréaliers modèle sous des conditions aux limites de la mastication. Thèse de doctorat, Université de Nantes. 2010
- [22] T. M. van Eijden, « Biomechanics of the mandible, » (in eng), Crit Rev Oral Biol Med, vol. 11, no. 1, pp. 123-36, 2000
- [23] Mr Sifi Miloud. COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES BIOMATERIAUX APPLICATION AUX IMPLANTS DENTAIRE.S.2018. Thèse de Doctorat. ASJP. Génie Mécanique. Université Djillali Liabès - Sidi Bel Abbès.
- [24] Alvarez-Arenal A., Brizuela-Velasco A., DeLlanos-Lanchares H., Gonzalez-Gonzalez I. Should oral implants be splinted in a mandibular implant-supported fixed complete denture
- [25] Dimensional-model finité élément analyses. J Prosthet Dent. 2014;112(3):508-14.
- [26] Estelle V, docteur en chirurgie-dentaire, ed. Luigi Castelli. n°197, décembre 2009, Autisme et mercure dentaire, p.10.
- [27] -TYLMAN SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris : édition Prélat, 1975 – 917p.
- [28] Guevara Perez, S. (2019). *Developpement par éléments finis d'un modèle virtuel personnalisable de la mandibule humaine comme un outil de simulation biomécanique en sciences dentaires* (Doctoral dissertation, Aix-Marseille).
- [29]-Mr. BENKHEIRA Ameer. Effet de l'écrasement des aliments durs sur la distribution des contraintes dans les implants dentaires.Novembre 2012
- [30]-WISKOTT A. et BELSER U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative Dentistry: historical review and clinical guidelines. J Prosthet Dent.1995; 73:169-183
- [31] Guevara Perez, S. (2019). *Developpement par éléments finis d'un modèle virtuel personnalisable de la mandibule humaine comme un outil de simulation biomécanique en sciences dentaires* (Doctoral dissertation, Aix-Marseille).
- [32] Sabatini AL, Goswami T. Hip implants VII: finite element analysis and optimization of cross-sections. Mater Des 2008; 29:438-1446.
- [33] Orthlieb J.D., Brocard D., Schittly J., Maniere-Ezvan A. Anatomie, implications cliniques. In « Occlusodontie pratique » Eds CDP, Rueil-Malmaison, 2000;3-11.
- [34] Albrektsson T., Brånemark P.I., Hansson HA., Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52(2):155-70.
- [35] <https://fr.wikipedia.org/wiki/Implantologie>
- [36] Source: Thesavior.e-monsite.com – <http://www.mediafire.com>
- [37] Carl E. Misch. Dental Implant Prosthetics, 2nd edition. Elsevier Inc. 2015.
- [38] B. jakubowicz-kohen, s. szmukler-moncler, m. davarpanah, k. davarpanah, p. rajzbaum, g. demurasvili, n. capelle-ouadah., morphologie implantaire, Sélection de la morphologie et du diamètre implantaire, Extrait Ch. 5, Paris, Mis en ligne : juillet 2013.

- [39] Arthur, Jorioz, Choix du design implantaire : une comparaison des cinq systèmes majeurs en implantologie, Thèse de doctorat, université Claude Bernard-lyon, 2014.
- [40] Brånemark PI, Svensson B, Van Steenberghe D, 10 year survival rates of fixed protheses on four or six implants and modum branemark in full edentulism, Clin Oral Impl Res., vol. 6, pp. 227-231, 1995.
- [41] <http://dandal.ir/en/news/what-are-dental-implants-made-of-b75.html>.
- [42] <http://www.poiriertremblay.com/remplacer-une-seule-dent-perdue>.
- [43] Noharet R., Cannas B., Gillot L. Piliers implantaires : anticiper le choix. L'information dentaire. 2010 ; 92 (20) : 18-22.
- [44] <http://www.rotec-fr.com/catalog/index.php>.
- [45] <http://www.medicaexpo.fr/fabricant-medical>.
- [46] Édouard Millac. Implantologie : document pédagogique pour la formation initiale. Médecine humaine et pathologie. 2018. (dumas-01702361)
- [47] <http://www.dentalimplantsnek.com/our%20work%20-%20subperiosteal.html>.
- [48] <http://www.shutterstock.com/pic-229121056/stock-vector-transosteal-implant-the-implant-is-placed-under-the-jaw-bone-with-posts-passing-through-the-bone.html>
- [49] Ngo TEN. Les Techniques Chirurgicales et leur Evolution en Implantologie Orale. Thèse de doctorat, Université Cheikh Anta Diop de Dakar. 2002.
- [50] JAMES JS. Dental Implants and the Dry Mouth Patient. College of Dentistry. University of Florida. 2012.
- [51] Dubruille JH, Dubruille MT, Goudot P, Muster D, Pigot JL, Vanhakendover S. Réhabilitation orale et implantologie. Encyclopédie Médico-Chirurgicale 23-330-A-10. Editions Scientifiques et Médicales. Elsevier SAS, Paris. 2000. [37]
- [52] ÖMER P. Design and Mechanical Analysis of a New Dental Implant that Would Mimic Natural Tooth with a Periodontal Ligament. Mémoire de master en science, Middle East Technical University. 2012
- [53] <http://www.dentalimplantskerala.com/wp-content/uploads/2011/07/Single-PieceImplants.jpg>
- [54] <http://www.1888implant.com/french/images/dental-implant-types-blade.png>.
- [55] Leonard L. Theories and Techniques of Oral Implantology (vol.1). Linkow Library.1970.
- [56] Denis DG. Apport de l'implantologie basale dans les reconstructions implantaires fixes : une alternative aux greffes osseuses ? Revue implantologie. Novembre 2007 ; 55-61.
- [57] Fu L, Fuping W, Tadao S, Kaoru I, Liancheng Z, Formation of hydroxyapatite on Ti-6Al-4V alloy by microarc oxidation and hydrothermal treatment. Surface and Coatings Technology, 2005. .
- [58] Les Journées Technologiques Titane 2008 se tiendront les 20 et 21 Mai, à Nantes.

[59] Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in dental implant design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3:85-97.