

République Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université Ibn Khaldoune Tiaret

Faculté des Sciences Appliquées

Département de Génie Mécanique



PROJET DE FIN DE CYCLE

MASTER

Domaine : Sciences et Technologie

Filière : Génie Mécanique

Parcours : Master

Spécialité : Construction Mécanique

Thème

Analyse numérique des effets
bénéfiques de la barrière de contraintes
en élastomère sur la durabilité des
implants dentaires.

Préparé par :

M^{elle} HASSANI Chourouk

M^{elle} KANTAR Hanene

Soutenu publiquement le :29 /07/2022, Devant le jury composé de :

Mr.AISSAT Sahraoui

Maître de Conférences "A"(Univ. Ibn Khaldoun) Président

Mr. ZAGANE Mohammed El Sallah

Maître de Conférences "A"(Univ. Ibn Khaldoun) Examineur

Mm.BENARBIA Djamila

Maître Assistant "B" (Univ. Ibn Khaldoun) Examineur

Mr.BALTACHAbdelghani

Maître de Conférences "A" (Univ. Ibn Khaldoun) Encadrant

Année universitaire : 2021– 2022

Remerciements

Nous remercions **ALLAH** le tout puissant de nous avoir donné le courage, la volonté et la patience de mener à terme ce présent travail.

Nos vifs remerciements à notre encadreur Mr **BLTACH ABDELGHANI** de nous avoir proposé ce thème et de nous encadrer tous le long de notre travail.

Nous remercions Mr **AISSAT SAHRAOUI** qui nous a fait l'honneur de présider, et les membres du jury madame **BENARBIA DJAMILA** et Mr **ZAGANE MOHAMED EI SALAH**.

Nous tenons à remercier les enseignants qui nous ont formés au cours du cursus universitaire et en particulier ceux de la construction mécanique.

Et un vif remerciement à toutes nos familles qui n'ont jamais arrêté de nous soutenir.

HASSANI & KANTAR.

Dédicace

Je dédié ce modeste travail à,

Mes chers parents, qui par leur amour, leurs précieux conseils, et leurs soutiens, m'ont guidé, vers la voie de la réussite.

Mes frères et mes sœurs,

Mon binôme HASSANI CHOUROUK,

Tous les collègues de la section

«Construction mécanique » promo 2021/2022

Mes enseignants de la faculté des sciences Appliquées

KANTAR HANANE.

Dédicace

Je dédié ce modeste travail à,

Mes chers parents, qui par leur amour, leurs précieux conseils, et leurs soutiens, m'ont guidé, vers la voie de la réussite.

Mes frères,

Mon binôme KANTAR HANANE,

Tous les collègues de la section

«Construction mécanique » promo 2021/2022

Mes enseignants de la faculté des sciences Appliquées

HASSANI CHOUROUK.

SOMMAIRE

Introduction générale.....1

Chapitre I. Généralités sur la structure de l'os humain

I.1. Structure et mécanique du système masticatoire3
 I.1.1 Os temporal.....3
 I.1.2. Mandibule.....4
I.2 Physiologie de l'articulation temporo-mandibulaire.....5
I.3. Action physiologique des muscles masticateurs.....7
 I.3.1 Muscles élévateurs.....7
 I.3.2. Muscles abaisseurs.....8
I.4. Anatomie générale de la dent.....8
 I.4.1. Anatomie générale.....8
I.5. Forces et mouvements dentaires.....10
 I.5.1. Différents types de forces.....11
 I.5.1.1 Forces fonctionnelles.....11
 I.5.1.2. Forces pathologiques.....11
 I.5.2. Intensité des forces occlusales.....11

Chapitre II. Les implants dentaires

II.1. Historique13
II.2. Implantologie.....13
 II.2.1. Description d'un implant dentaire.....13
 II.2. 2. Avantage des implants dentaires.....14
 II.2.3. Description des différents types d'implants15
 II.2.3.1. Implant supra-osseux.....15
 II.2.3.2 Implant transe-osseux antérieur mandibulaire.....16
 II.2.3.3 Implant endos-osseux.....16
 II.2.3.3.1 Implant Bränemark16
 II.2.3.3.2 Diskimplant.....17
 II.2.3.3.3. Implant I.M.Z.....18
 II.2.3.3.4 Autres types d'implants.....18

Sommaire

II.3. Choix du type d'implant	19
II.3.1. Différents paramètres implantaires.....	19
II.3.2. Matériaux constituant l'implant.....	21
II.3.2.1 Titane.....	21
II.3.2.2. Céramique.....	22
II.3.2.2.1 Céramiques dentaires traditionnelles.....	23
II.3.2.2.2 Zircon.....	23
II.3.2.2.3. Alumine.....	23
II.4. Ostéo-Intégration.....	24
II.4.1. Définition.....	24
II.4.2. Facteurs biologiques influant l'osteo-integration.....	24
II.4.2.1. Biocompatibilité du matériau.....	24
II.4.2.2. Forme de l'implant.....	24
II.4.2.3. Etat de surface de l'implant.....	24
II.4.2.4. Technique chirurgicale.....	25
II.4.2.5. Condition de mise en charge.....	25
II.4.2.6. Etat de site receveur.....	26
II.5. Pronostic des traitements implantaires.....	26
II.5.1. Critères de succès en implantologie.....	26
II.5.2. Taux de succès implantaire.....	27
II.5.3. Durée de vie implantaire.....	27
II.5.4. Satisfaction des patients.....	28
II.6. Chronologie du traitement implantaire : évolution des concepts	28
II.6.1. Concepts fondamentaux.....	28
II.6.1.1. Stabilité primaire.....	28
II.6.1.2. Réponse biologique.....	29
II .7. Différents protocoles.....	30
II .7.1 Protocole en deux temps chirurgicaux.....	31
II .7.2. Protocole en un temps chirurgical.....	31
II .7.3. Protocole de mise en charge précoce ou rapide.....	31
II .7.4. Protocole de mise en charge immédiate.....	32
II .7.5. Protocole de prothèse immédiate non fonctionnelle	32

Chapitre III . Résultats et discussions

III.1 Introduction.....	33
III.2 Modèle géométrique.....	33
III.3 Propriétés Mécaniques.....	35
III.4 Conditions aux limites.....	36
III.5 Modèle élément finis.....	36
III.6 État des interfaces.....	37
III.7 Résultats et discussion.....	38
Conclusion générale.....	44

Annexe

A.1.1 Introduction	45
A.1.2 Utilisation de la méthode des éléments finis.....	46
A.1.3 Démarche éléments finis	47
A.1.4 Principes de la méthode des éléments finis (MEF)	48
A.1.5 Étapes logiques du calcul par éléments finis.....	48
A.1.6 Vérification des données.....	49
A.1.6.1 Construction des tables.....	49
A.1.6.2 Calcul des matrices élémentaires et assemblage des matrices globales	49
A.1.6.3 Factorisation de la matrice de rigidité globale	49
A.1.6.4 Partition des degrés de liberté	50
A.1.7 Etapes pratiques du calcul par EF	51
A.1.7.1 Pré-processeur.....	51
A.1.7.2 Solveur.....	52
A.1.7.3 Post-processeur.....	52
A.1.8 La modélisation physique de systèmes mécaniques.....	52
A.1.9 Utilisation d'un logiciel éléments finis	53
A.1.9.1 Déroulement d'une étude	53
A.1.10 Organigramme d'un logiciel éléments finis	58
A.2 Généralités sur Abaqus.....	60
A.2.1 Abaqus.....	60
A.2.2 Unités.....	61
A.2.3 Descriptif.....	62
A.2.3.1 Type d'analyse	62
A.2.3.2 Problèmes.....	63

Sommaire

A.2.3.3 Types de non-linéarités.....	63
A.2.3.4 Non-linéarités matérielles.....	64
A.2.3.5 Non-linéarités géométriques.....	64
A.2.3.6 Non-linéarités de contact.....	64
A.2.4 Structure.....	65
A.2.4.1 Le fichier d'entrée.....	65
A.2.4.2 Modularité.....	65
Résumé.....	66

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 Vue de profil d'un crâne [2]..... 3

Figure I.2 Os temporal, vue latérale externe.....4

Figure I.3 Mandibule, vue de face.....5

Figure I.4 Abaissement et élévation [2]..... 6

Figure I.5 Anatomie de la dent.....9

Figure I.6 Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale d'une première prémolaire inférieure amène selon Tylman [2]..... 11

Figure I.7 Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral [2].....12

Figure II.1 Implant esthétique à bague zircone.....14

Figure II.2 Implant supra-osseux.....15

Figure II.3 Implant de BRANEMARK.....17

Figure II.4 Diskimplant monobloc.....17

Figure II. 5 Implant I.M.Z.....18

Figure II.6 L'implant.....20

Figure II.7 Schéma de la diminution progressive de l'ancrage primaire (mécanique) et de l'augmentation de la stabilité biologique (ostéo -intégration). Une zone à risque se trouve au milieu [2]..... 29

Figure II.8 Schéma de la chronologie globale des différents protocoles dans le traitement implantaire.....31

Figure III.1 : Dimensions des modèles 3D analysés dans cette étude.....34

Figure III.2 : Composants des systèmes d'implants.....35

Figure III.3 Conditions aux limites de mandibule et type de chargement.....36

Figure III.4 Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D)..... 37

Figure III.5 Répartition des contraintes de Von Mises dans le cadre de bridges a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle.....38

Figure III.6 Répartition des contraintes de Von Mises dans les implants de soutien ;a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle.....39

Figure III.7 Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os cortical ;a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle.....40

Figure III.8 Répartition des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux ;a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle.....41

Liste des figures

Figure III.9 : Trajectoires cervicales de contraintes dans l'os autour des cols de l'implant de soutien.....	42
Figure III.10 :Trajets inter-implantaires des contraintes dans l'os entre les cous d'implant de soutien.....	43
Figure A.1 : Organisation générale d'un code de calcul [17].....	51
Figure A.2:Composants de la fenêtre principale (viewport)[22].....	61
Figure A.3 : Les éléments que utilisé dans ABAQUS [21].....	63
Figure A.4 : Les éléments non linéarités de déférent neouds [21].....	64

Liste des tableaux

Tableau I.1 les muscles élévateurs et leur mode d'action [2].....7
Tableau II.1. Influence des paramètres cliniques sur le choix implantaire.....21
Tableau III.1. Propriétés mécaniques des composants du modèle d'implant.....35
Tableau III.2. Nombre de nœuds et d'éléments du système étudié.....37
Tableau A.1. Principales sources d'erreurs durant le calcul [15]..... 56
Tableau A.2. Organigramme d'un logiciel éléments finis [15].....60
Tableau A.3. Les unités de ABAQUS [21].....62

INTRODUCTION GENERALE

INTRODUCTION GENERALE

Actuellement, l'utilisation des implants dentaires est un domaine de recherche très actif et un sujet d'actualité. Les implants étaient à l'origine utilisés pour le traitement des patients édentés, étant considérés comme la meilleure alternative après les dents naturelles. Essentiellement, l'implant sert également à restaurer la fonction buccale et les patients peuvent profiter de divers aliments sans difficulté ni inconvénient. Ainsi, les résultats positifs et durables des implants dentaires ont conduit à une augmentation de leur utilisation dans de nombreuses situations cliniques. En effet, plusieurs études cliniques ont montré que le taux de réussite des implants dentaires rapportés pouvait atteindre 99%. Malgré ça, dans certains cas, l'utilisation d'implants dentaires a connu des échecs dus à une mauvaise évaluation des conditions et des contraintes autour de l'os. Ainsi, le succès des implants dentaires est influencé par plusieurs paramètres géométriques ; mécaniques et médicales. Dans ce contexte, la conception et les matériaux de la prothèse affectent le mécanisme de transmission des charges. Par exemple, l'inclinaison des implants porteurs sur la stabilité de la prothèse partielle fixe ont montré que l'implantation joue un rôle important dans la répartition des contraintes et peut être utile dans prévenir la perte osseuse et l'échec de l'implant. De plus, concernant les propriétés biomécaniques, les résultats démontrent que la densité osseuse et les propriétés biomécaniques sont des facteurs critiques dans le comportement biomécanique des systèmes implantaires. La répartition optimale des contraintes dans les os influence la stabilité initiale et l'intégration d'Os-implant. Dans tous les cas, l'introduction d'élastomères à l'interface entre les composants de l'implant dentaire et l'os est une technique efficace pour faciliter l'intégration d'Os-implant, la régénération osseuse et la réduction des contraintes, en absorbant les charges appliquées à l'implant dentaire avec un grand intérêt dans la réduction de la force transfert dans la structure osseuse. Avec les prothèses hybrides en élastomère, les patients édentés bénéficient de la nature rentable des prothèses dentaires avec la sécurité supplémentaire que les implants dentaires peuvent offrir. Néanmoins, les élastomères comme les silicones sont largement utilisés en raison de leurs excellentes caractéristiques (élasticité, coût, anticorrosion et compatibilité biologique) ont fait de grands progrès en biomécanique. Par conséquent, de nombreuses recherches expérimentales et numériques ont été menées en introduisant l'élastomère pour optimiser la contrainte induite dans l'interface implant-os. En effet des simulations numériques ont montrés que les contraintes obtenues à l'interface os-implant en utilisant le nouvel implant proposé avec des élastomères sont généralement inférieures à celles trouvées avec le modèle conventionnel et les matériaux prothétiques avec une rigidité plus faible étaient capables de diminuer ou de retarder les

Introduction Générale

charges transmises aux implants et à l'os. L'objectif de cette étude est basé sur l'intégration de l'élastomère entre le bridge et l'implant dentaire conventionnel par la comparaison entre l'amplitude et la répartition des contraintes au sein de la structure osseuse corticale autour d'un implant dentaire sollicité aux charges de mastication axiales statiques dans la direction coronale-apicale. Pour cela, une analyse numérique en 3D par la méthode des éléments finis utilisant le code de calcul Abaqus a été réalisée sur des modèles classiques sans élastomère et le même modèle modifié par l'introduction de couche de 0,1 mm d'épaisseur d'élastomères (silicone) comme absorbeurs de contraintes bio-inertes. Pour ce faire, nous avons organisé notre travail comme suit :

- ✓ Le premier chapitre s'intéresse sur des travaux scientifiques réalisés sur l'anatomie et le comportement de l'os humain ainsi que la biomécanique du système masticatoire.
- ✓ Le deuxième chapitre est consacré les définitions de l'implantologie dentaire et ses protocoles chirurgicaux tout en comparant les différentes démarches cliniques suivies, les types d'implants utilisés, leurs formes et topographies extérieures ainsi que les matériaux biocompatibles validés pour ce domaine, notamment le titane.
- ✓ Le troisième chapitre nous présentons une initiation sur les éléments finis
- ✓ Dans le dernier chapitre, nous nous sommes concentré sur la simulation numérique. Nous avons étalé en détail les étapes de modélisation via le logiciel Abaqus, commençant par la conception géométrique, passant par les conditions aux limites, le maillage arrivant aux résultats de la simulation.

Cette analyse, nous a conduits à comprendre les phénomènes mis en jeu.

On termine ce mémoire en présentant les conclusions du travail.

Chapitre I

Généralités sur la Structure de l'os humain

I.1. Structure et mécanique du système masticatoire

L'articulation temporo-mandibulaire est une articulation paire qui unit la mandibule à l'os temporal. C'est une articulation synoviale complexe, de type ellipsoïde, individuellement, et bicondylaire dans leur fonctionnement simultané ; d'où la complexité des mouvements. Sur le crâne de profil représenté ci-dessous, on reconnaît les différents os aux alentours de cette Articulation.

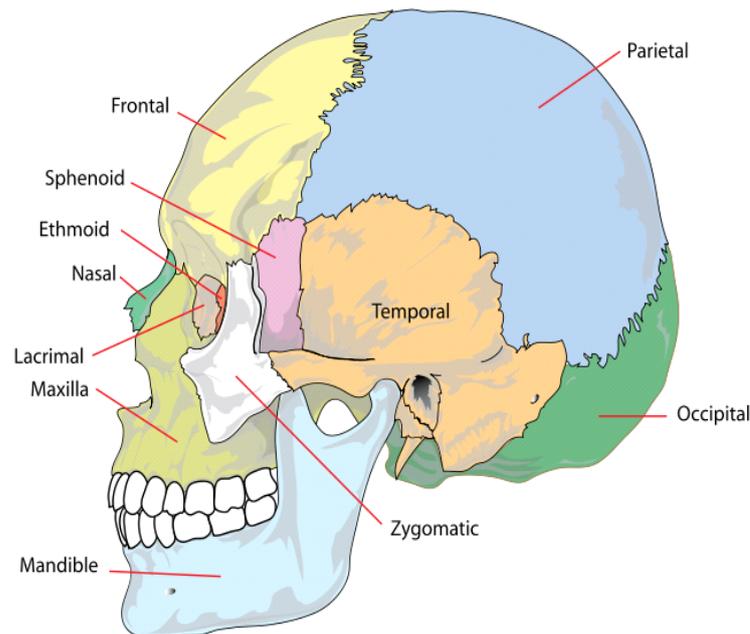
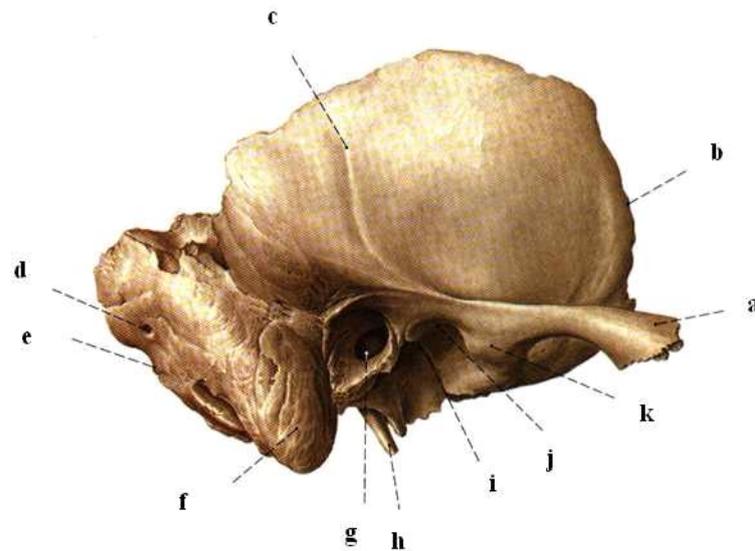


Figure I.1 : Vue de profil d'un crâne [1].

I.1.1 Os temporal

L'os temporal forme la face inférieure du foramen crânien et une partie de la base du crâne. Sur le côté, on remarque la partie écailleuse, la zone fine et plate de l'os temporal, formant les parties antérieure et supérieure des tempes (Fig. I.2). Soulèvement les pommettes dépassent de la partie inférieure de la partie squameuse de l'os articulation facettaire temporale du muscle temporal et de l'os zygomatic. Deux formes arc zygomatic. Partie de la base du crâne de l'os temporal caillouteux ou rocheux. Il est de forme triangulaire et se situe entre les os sphénoïde et occipital. La partie pétreuse contient les oreilles interne et moyenne. Il comprend également des chaînes foramen carotidien et foramen jugulaire. Entre la partie écaille et la partie roche se trouve un nid nodules mandibulaires et articulaires, anatomie de l'articulation temporo-mandibulaire.



- a) processus zygomatique e) bord occipital i) fissure pétro-tympanique
 b) bord sphénoïdal f) processus mastoïde j) fosse mandibulaire
 c) sillon de l'artère temporale moy g) conduit auditif externe k) tubercule articulaire
 d) foramen mastoïdien h) processus styloïde

Figure I.2 : Os temporal, vue latérale externe

I.1.2.Mandibule

La mandibule (Figure.I3) ou mandibule est le plus grand os facial, tandis que plus forte. C'est le seul os mobile de la tête autre que les osselets. Horizontalement, nous a noter que la mandibule est constituée d'une partie horizontale incurvée, du corps et de deux coupe verticale, branche. L'angle mandibulaire est la zone où se trouvent les branches rejoignent le corps. Chaque branche a un condyle attaché à la fosse les nodules articulaires de la mandibule et de l'os temporal forment l'articulation temporo-mandibulaire.

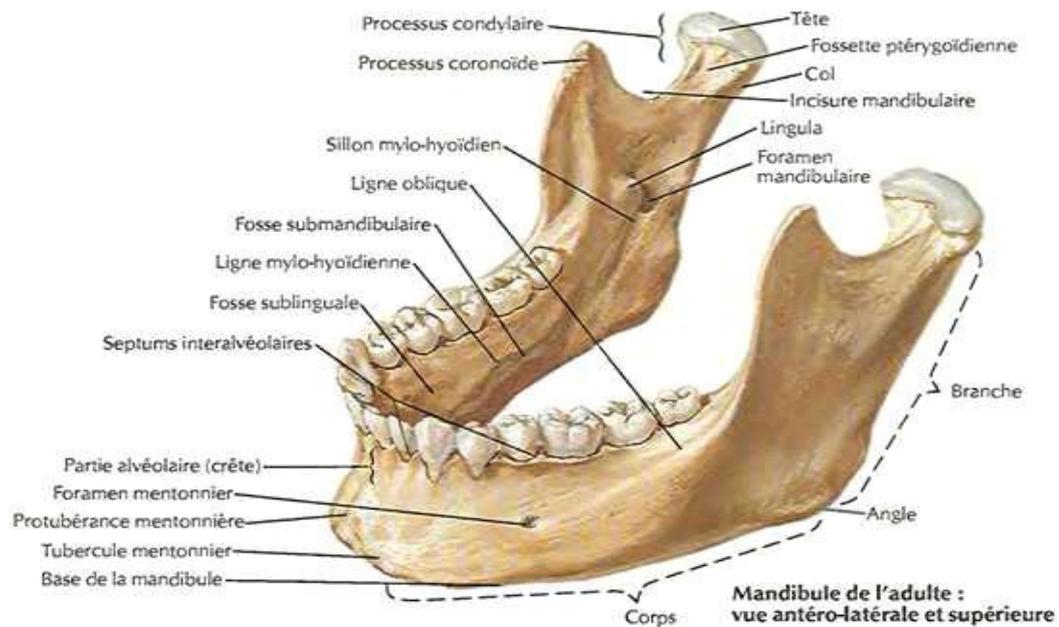


Figure I.3 : Mandibule, vue de face.

I.2 Physiologie de l'articulation temporo-mandibulaire

L'articulation temporo-mandibulaire est l'une des articulations les plus sollicitées environ 10000 mouvements par 24 heures [2]. Ils participent à deux fonctions de base ouvrir la bouche et mâcher. Ils fonctionnent simultanément et présentent globalement trois degrés de liberté. Lorsque l'articulation temporo-mandibulaire a une biomécanique normale, on voit : en quinquante, les condyles occupent une position centrale et symétrique dans la fosse mâchoire inférieure. En dynamique, il y a une symétrie "parfaite" dans le déplacement du condyle. Mouvement d'ouverture, de fermeture et d'avancement et symétrie du mouvement les compensations d'A.T.M. sont relatives les unes aux autres dans le mouvement détecté. L'étude dynamique de la mandibule permet de voir les ouvertures et la fermeture de la bouche suit une trajectoire rectiligne dans le plan frontal. Tout écart indique l'apparition d'un dysfonctionnement. La même rectitude de mouvement doit être respectée lors du mouvement d'avance qui doit être effectué sur le rail fonctionnel. Lors du mouvement de dérivation, le déplacement latéral par rapport au marqueur de fil incisif central doit être similaire en forme et en amplitude sur un guide canin fonctionnel. Chaque articulation est fonctionnellement duale :

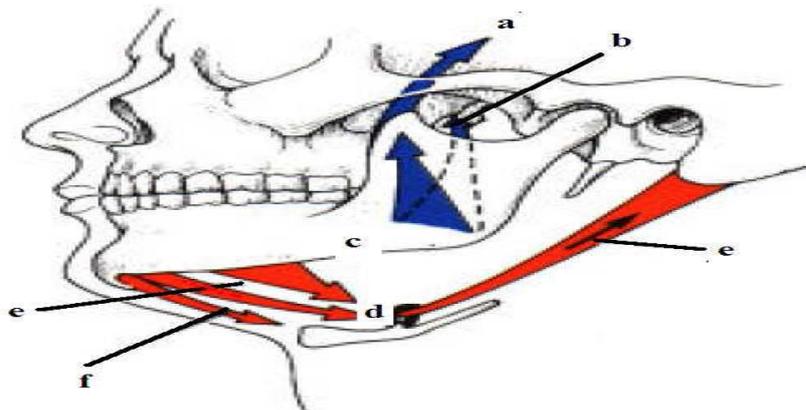
-Mouvement de glissement de l'articulation temporo-mandibulaire du ménisque.

-Il y a un mouvement de rotation au niveau de l'articulation ménisque-mandibulaire.

Le mouvement peut être divisé en trois entités [3]

a) Abaissement élévation

C'est l'ouverture et la fermeture de la bouche. Quand la bouche est fermée ou légèrement ouverte, le disque intervertébral et la tête articulaire mandibulaire couissent d'avant en arrière; puis pour une ouverture modeste, placez la tête de la mandibule sous le tubercule articulaire os temporal. Afin de maximiser l'ouverture de la bouche, la tête mandibulaire subit une rotation. C'est la descente (Figure I .4), donc le mouvement est résolu en translation ensuite, il y a la rotation. Les muscles d'exercice qui contribuent à l'abaissement sont les muscles : muscles digastriques, hyoïde mandibulaire et géni hyoïdien. Pour l'altitude, le mouvement est réciproque de l'abaissement, de la rotation et de la translation. Les muscles sont : temporal, masséter et ptérygoïdien médial. Mesure de l'ouverture physiologique normale de la bouche la distance entre les deux incisives est d'environ 45 mm.



- | | | |
|---------------------------|---------------------|----------------------|
| a) m. temporal | c) m. masséter | e) m. digastrique |
| b) m. ptérygoïdien médial | d) m. mylo-hyoïdien | f) m. génio-hyoïdien |

Figure I.4 : Abaissement et élévation [4].

b) Propulsion – rétropulsion

Ces mouvements se produisent dans l'articulation temporale de chaque ménisque. Propulsion inclure le glissement vers l'avant et vers le bas de la mandibule. Dans ce mouvement, le ménisque et la tête mandibulaire se traduisent par abaissés. Muscles associés est le ptérygoïdien latéral. Le recul est un mouvement inverse. Le muscle est lobe temporal et muscles digastriques.

c) Diduction

Au cours de ce mouvement, la mandibule se déplace latéralement. Net des associés différentes actions sont effectuées simultanément des deux côtés [4]. Bien que l'un des l'articulation fait la rotation et l'autre côté l'autre côté fait la translation antérieure.

I.3. Action physiologique des muscles masticateurs

Les deux types de muscles s'opposent par le type d'action [5].

I.3.1 Muscles élévateurs

Ce sont les plus puissants :

a- Muscle masséter

Le muscle masséter est le releveur de la mandibule et ramène le condyle en arrière bouche ouverte. De plus, c'est le propulseur qui place l'arc inférieur devant l'arc supérieur.

b- Muscle temporal

Ce muscle est releveur par ses fibres antérieure et médiale. Son inverseur de poussée fibre dorsale.

Nom	Origine	Fonction	Terminaison
m. masséter	arcade zygomatique	face latérale de la branche mandibulaire	fermeture de la bouche
m. temporal	os temporal	apex et face médiale du processus coronoïde	fermeture de la bouche et tirer la mandibule en arrière
m. ptérygoïdien latéral	face latérale du processus ptérygoïdien et tubérosité maxillaire	processus condyloïde et disque articulaire de l'ATM	fermeture de la bouche et mouvement vers l'avant, mouvement de broyage
m. ptérygoïdien médial	processus ptérygoïdien (os sphénoïde)	angle de la mandibule	fermeture de la bouche et mouvement de broyage

Tableau I.1 : les muscles élévateurs et leur mode d'action [6].

c - Muscle ptérygoïdien latéral

Un muscle est déductif s'il se contracte d'un seul côté. S'il rétrécit, c'est un propulseur des deux côtés. L'insertion au niveau du col du condyle explique le déplacement du condyle fracture condylienne.

d-Le muscle ptérygoïdien médial

Déduction s'il se rétracte d'un côté, propulseur s'il se rétracte des deux côtés.

I.3.2. Muscles abaisseurs

Ce sont les muscles supra hyoïdiens et infra hyoïdiens. Ils sont considérés comme des muscles accessoires mâchés.

a- Les muscles sus-hyoïdiens

Ils sont situés entre l'os hyoïde et la mandibule :

- Le muscle génio-hyoïdien : Il abaisse la mandibule et soulève os hyoïde;
- Le muscle mylo-hyoïdien: Il abaisse la mandibule et soulève os hyoïde;
- Le muscle digastrique: Il abaisse la mandibule par l'abdomen antérieur, par les muscles abdominaux releveurs derrière lui.

b- Les muscles sous-hyoïdiens

Ils ne jouent qu'un rôle secondaire dans le mouvement de la mandibule. Ce sont :

- Le muscle sterno-cléido-mastoïdien
- Le muscle sterno-thyroïdien,
- Le muscle omohyoïdien

I.4. Anatomie générale de la dent**I.4.1. Anatomie générale**

La couronne dentaire est la partie visible de la dent. Il est recouvert d'émail. La racine de la dent est la partie cachée de l'alvéole dentaire. Elle est couvrir de ciment. La couronne et la racine se rejoignent au niveau de la ligne cervicale appelée la jonction émail-cément plus communément nommé le collet de la dent

a) Composition

La dent se compose de :

a. tissus calcifiés à différents degrés (plus le tissu est calcifié, plus il est dur) : -

émail (96 %)

- dentine (69 %)

- ciment (46 %)

b. tissu conjonctif au centre :

- pulpe (partie vivante de la dent, contient les vaisseaux sanguins et les nerfs)

b) Schéma des structures dentaires

La figure I.5 montre les différents organes de la structure dentaire :

-L'émail :

L'émail recouvrant la couronne est le tissu le plus minéralisé du corps. L'émail dentaire est principalement composé de cristaux d'hydroxapatite, et dans une moindre mesure le carbone, le fluor et les traces (moins de 1 %) d'autres ions comme le potassium, le nitrate, etc.

-La dentine :

La dentine est le tissu calcifié qui occupe quantitativement le plus grand volume de la dent. La dentine est recouverte d'émail dans la couche de la couronne, ce qui la protège des influences environnementales. Au niveau latéral et radiculaire du cément, les fibres du tissu parodontal sont ancrées au cément. L'examen microscopique de la dentine a révélé une masse remplie de la cavité médullaire s'étend comme un rayon. Cette intimité il existe entre la pulpe et la dentine de ce que nous appelons "l'organe pulpo-dentinaire". Un à faire pas sans l'autre.

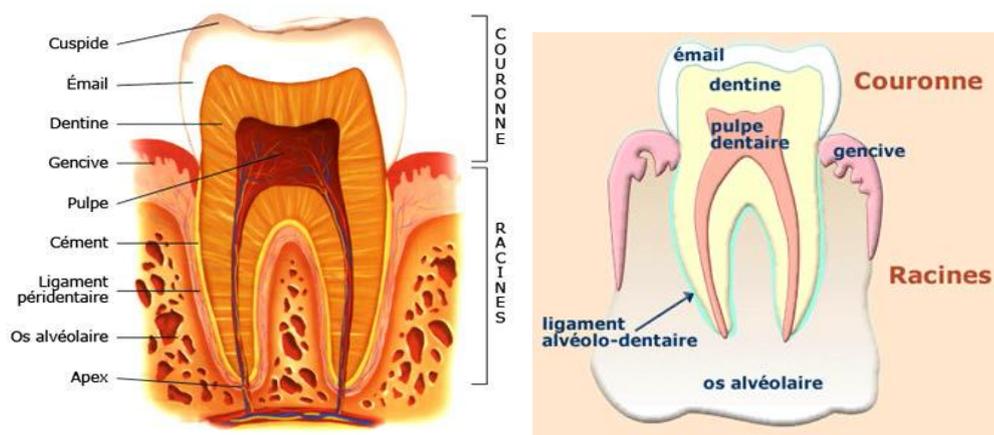


Figure I.5 : Anatomie de la dent.

-Lapulpe :

La pulpe occupe la zone centrale de la dent. C'est un tissu conjonctif dont les éléments les cellules, les vaisseaux sanguins (vaisseaux sanguins) et les structures nerveuses (nerfs) assurent la vitalité les dents. La pulpe est entourée de dentine minéralisée au niveau de la couronne et de la racine. Ces les nerfs et les vaisseaux sanguins de la pulpe communiquent avec le reste du système vasculaire et la tension se fait sentir par l'orifice situé à l'extrémité de la racine (apex).

-Le ciment :

Le ciment est constitué de petits cristaux d'hydroxapatite, de fluor et de magnésium, couvre la surface radiculaire de la dent. Il est impliqué dans le mécanisme de fixation des dents os alvéolaire (l'os autour des dents et tapissant les alvéoles). Fibres ligamentaires la parodontite s'insère dans la surface externe du ciment.

-La jonction ciment-émail :

Le collet de la dent est la région située à la jonction ciment-émail. en mâchant du chewing-gum retiré pour des raisons pathologiques (inflammation), traumatiques (brossage) ou thérapeutiques (ablation des poches parodontales), la jonction ciment-émail est exposée au milieu buccal. Cette exposition plus ou moins longue de la dentine, c'est-à-dire de l'émail et/ou du ciment plus couvre cette partie de la dent. Dans ce cas, des sensibilités peuvent survenir, appelez-les hypersensibilité ou sensibilité dentinaire. Réponse aux stimuli (mécaniques, chimiques, thermiques) de la dentine exposée la douleur. Une fois la stimulation retirée, la douleur s'arrête.

I.5 Forces et mouvements dentaires

Chaque dent peut se déplacer dans plusieurs directions individuellement ou en groupe. Ces mouvements dentaires qui déclenchent des forces de réaction dans l'os alvéolaire peuvent la présence du ligament alvéolaire peut jouer le rôle de tampon. Le mouvement se poursuivra jusqu'à la force totale induite est composée de la force totale égale ou opposée au couple égal. L'équilibre est alors établi et le couple induit est égal au couple induit [7]. Comme on peut le voir sur le diagramme schématique, l'effet de toutes les forces externes appliquées aux dents décomposé en :

- force verticale passant par l'axe vertical de rotation des dents ;
- force vestibule-linguale dans le plan VL passant par le grand axe de la dent ;
- La force mésiodistal dans le plan MD passant par le grand axe de la dent ;
- la force horizontale passant par le point de rotation dans le plan horizontal dents et perpendiculaires aux trois premières .Chaque force appliquée en un point de la couronne peut être décomposée et analysée Selon un système défini d'axes et de plans (Figure I.6). Effets de torsion dans le plan mésiodistal (C1) et le plan vestibulo-lingual (C2) réaction de la charge axiale sur la racine contraintes dans les deux plans de couple, dans le sens des aiguilles d'une montre force de réaction provoquée par l'application d'un couple de torsion à la périphérie racine de la dent.

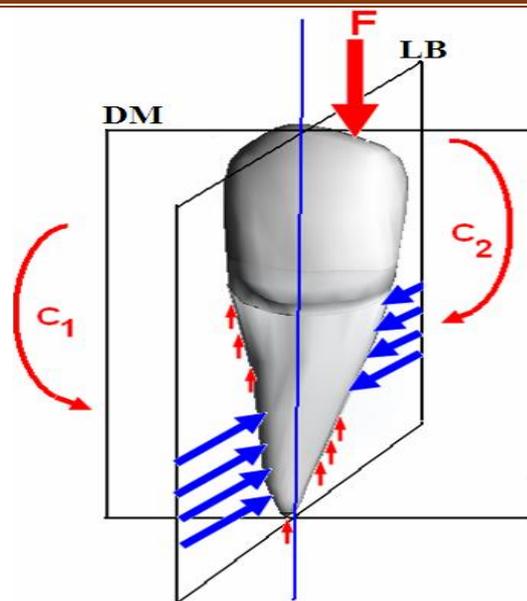


Figure I.6 : Une force appliquée excentriquement sur la face occlusale d'une première prémolaire inférieure amène selon Tylman [7].

I.6.1. Différents types de forces

Parmi les forces actives dans le milieu buccal, 4 groupes sont à considérer [5].

I.6.1.1 Forces fonctionnelles

a) Forces de basse intensité et de longue durée

Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue et des lèvres au repos. Ces atouts situés à l'origine de la forme de l'arcade dentaire, c'est ce type de force qui provoque le déplacement orthodontique des dents.

b) Forces masticatoires

Haute intensité mais courte durée, complètement dissipée dans le tissu parodontal et n'affecte pas la position des dents.

I.6.1.2. Forces pathologiques

a) force masticatoires avec pics

Une très haute pression se superpose à un cycle d'intensité normale. (Morsure de noyau de cerise). Ils provoquent des fractures cohésives.

b) forces para fonctionnelles

Leur intensité et leur durée sont excessives. Ils peuvent être la cause de l'usure durable des fractures et déplacement dentaire.

I.6.2. Intensité des forces occlusales

Force occlusale fonctionnelle inférieure à l'enregistrement occlusal valeur maximale (Figure I.7). La moyenne occidentale se situe autour de 9 à 13,6 N. Utilisez la force de morsure statique.

Quand plus de force est appliquée .Déglutition (29,7N) que lors de la mastication (26,4N) [9]. La force de morsure est régulée grâce aux récepteurs parodontaux, au système neuromusculaire et à la dureté des aliments A.T.M. et le nombre de mastications affecte la force fonctionnelle ; s'il s'agit d'une force reste le même, mais augmente le nombre de cycles de mastication, la force totale également augmenté. Ces forces sont généralement appliquées pendant une période de temps relativement courte.

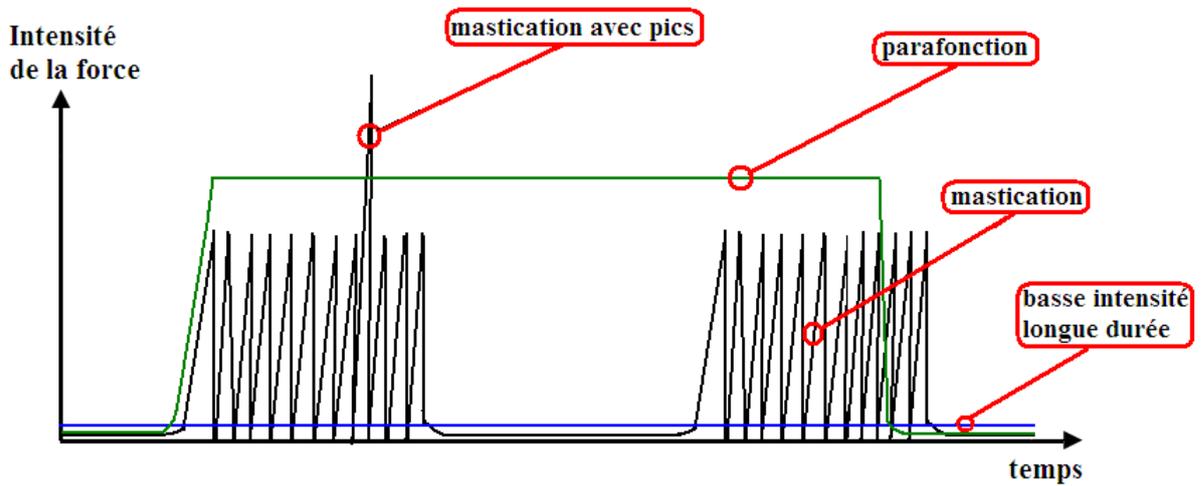


Figure I.7 : Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral [8]

Chapitre II

Les implants dentaires

II.1. Historique

La perte de dents a longtemps été considérée comme un décès lié à l'âge. L'inévitable maladie édentée entraîne rapidement une atteinte fonctionnelle et esthétique. Pendant longtemps, cependant, les dentistes ont essayé diverses techniques pour remplacer les dents manquantes, généralement avec peu de succès. Les origines des prothèses dentaires remontent loin. La raison est simple. D'une part, cela rend l'alimentation plus difficile, d'autre part, cela n'apporte pas un bon sourire. Nous avons trouvé les premiers membres prothétiques dans des fouilles archéologiques en égypte. Ils sont fabriqués avec des dents taillées dans l'ivoire ou le bois. Au XVIIIe siècle (1678-1761), Pierre Fauchard publie le premier livre de chirurgie dentaire. Les progrès de l'implantologie depuis les travaux du Pr Branemark ont permis de développer la charge fonctionnelle précoce des implants. Cela correspond à l'un des principaux objectifs de nos patients : restaurer la dentition fixe le plus rapidement possible. Après plusieurs études avec des patients restauration de mâchoires complètement édentées avec des implants en titane. Qui est-il découvrez l'attrait des cellules osseuses pour ce matériau. Développée pour améliorer l'ostéo-intégration des implants dentaires, la technologie actuelle offre jusqu'à 99 % de taux de réussite pour la mandibule et jusqu'à 98 % pour le maxillaire. Ces ratios reconnus sont parmi les meilleurs résultats obtenus dans le domaine médical. Les implants dentaires sont une chirurgie dentaire délicate [10].

II.2. Implantologie

II.2.1. Description d'un implant dentaire

Un implant dentaire qui permet le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes, c'est une racine artificielle utilisée pour soutenir les couronnes en céramique (Fig. II.1). Les implants dentaires sont en titane pour une parfaite biocompatibilité. Ce qui ressemble à des vis et des implants cylindriques sont placés dans l'os. Cela permettra de réaliser des restaurations et de restaurer la fonction sans compromettre l'intégrité des dents saines. 3 à 6 mois utiles pour la cicatrisation osseuse.



Figure II.1 : Implant esthétique à bague zircone.

II.2. 2. Avantages des implants dentaires

Les implants dentaires sont une pratique largement utilisée par les dentistes car ils remplacent les dents naturelles manquantes par des dents artificielles. L'implant est constitué d'une partie métallique en forme de vis qui sert à reconstruire la racine de la dent, tandis que la partie visible appelée couronne est en céramique. Les restaurations sur implants sont plus confortables et plus discrètes que les restaurations amovibles, elles protègent également la mâchoire et maintiennent la santé des dents existantes. L'installation d'un pont nécessite de couper les dents adjacentes pour le support et donc une partie de l'émail. Un autre inconvénient est que l'os autour de la dent manquante se résorbe progressivement. Enfin, par rapport aux prothèses amovibles, on note un meilleur confort, une meilleure fonctionnalité, et même pour les prothèses entièrement amovibles, une stabilité et une mastication normale.

• **Préservation du capital osseux**

La mastication irrite la mâchoire, et si une ou plusieurs dents manquent, l'os ne se régénère plus et se résorbe progressivement, même si le patient a une prothèse partiellement amovible. Dans ce cas, les implants dentaires peuvent maintenir le niveau osseux.

• **Sécurité**

Le taux de réussite de l'intervention était d'au moins 90 % à 8 ans. Si cela échoue, un autre implant sera posé quelques mois plus tard avec le même taux de réussite.

• **Confort et esthétique**

Les implants dentaires doivent être indolores, sinon un dentiste doit être consulté rapidement.

• Fonctionnalité

La difficulté à mâcher due à la perte de dents peut entraîner une digestion altérée, ce qui entraîne une réduction de l'absorption des vitamines, des minéraux, des fibres alimentaires et des protéines, ainsi qu'une augmentation des graisses et du cholestérol. Les implants dentaires peuvent résoudre ce problème.

• Sensation d'appartenance

L'implant agit comme une racine naturelle pour transmettre la force de mastication à l'os. Ce sentiment d'appartenance se ressent mieux chez les patients préalablement équipés de prothèses amovibles. [11]

• Durée

Selon diverses études, les implants dentaires ont un taux de réussite de 90% jusqu'à 16 ans.

II.2.3. Description des différents types d'implants**II.2.3.1. Implant supra-osseux**

La technique de mise en place comporte deux étapes chirurgicales :
- Premier traitement : Pour libérer les gencives et exposer complètement l'os, le chirurgien pratique une incision le long de la muqueuse en haut de l'os.(Figure II.2) - Etape 2 : Afin d'ajuster le segment, le praticien incise à nouveau la muqueuse qui se forme autour des colonnes habituellement numérotées les quatre forment ensemble les entretoises d'ancrage pour les futures prothèses.[12]



Figure II.2 : Implant supra-osseux.

II.2.3.2 Implant transe-osseux antérieur mandibulaire

Sous la mâchoire se trouve une base horizontale inférieure qui sert de trois à cinq tiges verticales qui soutiennent le corps principal de la mâchoire. Les implants côte à côte et trans osseux nécessitent une technique chirurgicale importante et les complications sont nombreuses.

II.2.3.3 Implant endos-osseux

Il est considéré comme l'un des implants les plus utilisés aujourd'hui et a remplacé tous les autres implants. Nous distinguons :

- Insérer les implants latéralement, par exemple le Diskimplant de Scortecchi.
- Implants à insertion axiale : ils peuvent être :
- Impact : Type d'implant I. M. Z.
- Vissé : type d'implant Bränemark.
- En insert : type d'insert T.B.R

II.2.3.3.1 Implant Bränemark

En 1965, le professeur Per-Ingvar Bränemark a eu son premier implant. Les premiers résultats ont été peu concluants avec un taux de réussite de 50%, et plus tard nous avons appris que le matériel et les protocoles chirurgicaux de l'époque étaient sur le point d'expirer et donnaient à l'implant un rôle central qu'il fallait développer. Selon le principe de l'ostéo-intégration, il a été révélé lors de la conférence de Harvard en 1978 : soins infirmiers de la cicatrisation osseuse avec des implants en titane pendant 3-4 mois. L'importance du suivi à long terme pour s'assurer que les patients chirurgicaux adhèrent aux principes établis par Branemark, comme le montre la (Figure II.3) [13].

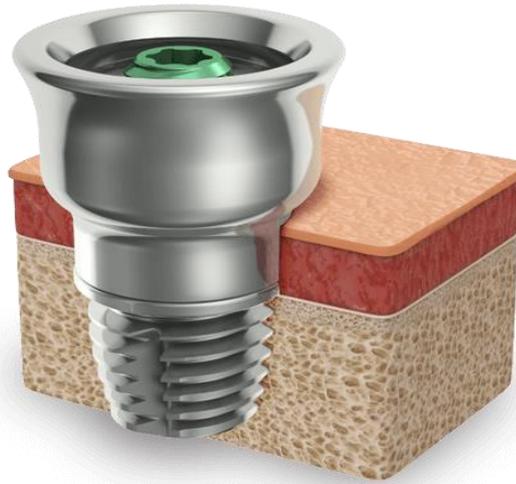


Figure II.3 : Implant de BRANEMARK.

II.2.3.3.2 Diskimplant

L'idée centrale repose sur le concept d'appui tri cortical dans le cortex vestibulaire et lingual, non seulement en profondeur, mais aussi en largeur, notamment dans le sens vestibulo-lingual, en utilisant le volume d'os dans le cortex basal et apical du "baril". Niveau. L'objectif de Diskimplant est d'apporter une solution aux faibles masses osseuses [14-15]. Scortecchi a rapporté les résultats statistiques de 2323 implants posés entre 1973 et 1984, dont 87% étaient des succès cliniques et radiologiques, 83% étaient maxillaires et 90% étaient mandibulaires. Une description du Diskimplant est présentée dans la (Figure II.4). Une soudure composée d'une plaque de base et d'un cylindre a été ajoutée, qui est en titane commercialement pur. Les implants sont classés d'une part par leur diamètre vestibule-lingual et le nombre de marches cylindriques à partir de la base (système "G")



b) à plaque - série DP. . a) à cylindrique

Figure II.4 : Diskimplant monobloc

II.2.3.3.3. Implant I.M.Z

Il s'agit d'un implant cylindrique à insertion axiale par impact. L.M.Z (Fig. II.5), pour : implantation méthode mit IntramobilenZylinder [16]. Cet implant repose sur un élément de transmission interne en polyoxyméthylène (I.M.E) et fonctionne pour fournir une flexibilité qui imite le mouvement physiologique des dents naturelles. Il s'agit d'un implant en titane commercialement pur recouvert de TPFS (Titanium Plasma Flame Spray) pour fournir une rugosité de surface autre que les 2 mm supérieurs. Le titane déposé et la fosse apicale augmentent la surface portante corticale, améliorant ainsi l'ostéo-intégration. - Pour le diamètre 3.3, les longueurs sont : 8, 10, 13 et 15 mm, - Pour le diamètre 4, les longueurs sont : 8, 11, 2 et 3 mm.



Figure II. 5 : Implant I.M.Z

II.2.3.3.4 Autres types d'implants

a) Implant Coré-Vent

Il existe différentes formes dans ce système qui sont compatibles avec d'autres versions de l'implant (marques) [17]. La forme serrée est une copie de l'implant Bränemark et est une imitation de l'I.M.Z.

b) Implant Structure

C'est un hexagone du col de l'utérus avec une partie apicale et interne lisse, et c'est un implant cylindrique avec un filetage fin [15]. Ce type d'implant offre quatre possibilités, qui sont en fonction de la densité de l'os :

- Taraudage ;
- Auto taraudage ;

- Impactage vissage ;
- Impactage.

c) Implant T B R

TBR est un système et comprend des lames cylindriques et des implants, ce dernier peut être vissé ou déchiré et a les caractéristiques de [18] :

- Octogone interne : permet d'empêcher la rotation de la tige,
- Col souple, hauteur 1,5 mm

La présence d'une base solide qui empêche l'anti-rotation de l'implant dans l'os, les implants sont livrés avec des vis de couverture. Implants à lames = TBR2 : peuvent être recouverts d'hydroxapatite ; à l'intérieur du baril cylindrique n'a pas d'octogone interne. Le col de l'implant est lisse et le corps est poli.

d) Implant Stéri-Oss de DENAR

Il est recouvert d'hydroxapatite avec un hexagone lisse au sommet ou de titane. Il existe plusieurs formes différentes : cylindriques affectées et cylindriques tendues.

e) Implant Frialit

Frialit est un implant dentaire standard fabriqué par Friadent, c'est un implant au niveau osseux, interconnecté, de forme hexagonale. Son cou est droit et a des fils fins. De forme conique, son sommet est de forme ronde et il est en titane (CP). Il est disponible en trois diamètres différents. Ce modèle d'implantation est très ancien.

II.3. Choix du type d'implant**II.3.1. Différents paramètres implantaires**

L'ostéo-intégration est le début de l'implantologie dentaire à l'heure actuelle. Les implants de référence sont des implants cylindriques internes, et il existe une large gamme de formes dans les implants dentaires. Et l'implant doit être compatible avec l'environnement des os et des tissus mous pour mieux s'adapter à la prothèse. Le type d'implant dépend de :

- Volume osseux disponible.
- Espace prothétique restant.
- Contraintes mécaniques (Fig.II.6).

Le bon choix d'implant assure l'harmonie et la pérennité des os et des tissus.

Les différents paramètres distinctifs de l'implant sont les suivants :

- Morphologie ;
- Résistance mécanique ;
- Diamètre (col et corps) ;

Type de connexion.

Et à partir de là, nous déterminons la morphologie de l'implant :

- forme du corps (cylindrique ou conique) ;
- forme du col (cylindrique ou en zigzag) ;
- sa structure (en une ou deux parties).

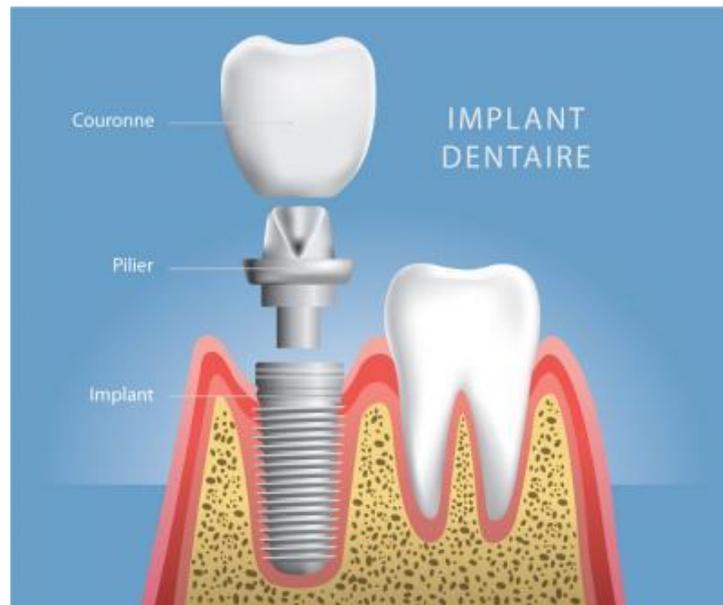


Figure II.6 :L'implant

OS			LOCALISATION		PATIENT	
Volume disponible*	Morphologie	Densité	Espace prothétique	Position sur l'arcade	Occlusion parafunctions, prothèse antagoniste	Ouverture buccale
↓	↙	↓	↓	↓	↓	↓
Longueur Diamètre du corps Morphologie	Morphologie Diamètre		Diamètre du col	Résistance Diamètre de Nombre d'	mécanique l'implant implants	Morphologie Type de connexion

Tableau II.1 Influence des paramètres cliniques sur le choix implantaire

II.3.2 3.2. Matériaux constituant l'implant

Les biomatériaux utilisés en implantologie peuvent être divisés en deux grandes catégories biomatériau métallique unique. La céramique est introduite dans les implants dentaires Sandhaus proposé en 1962. En orthopédie, l'alumine est utilisée depuis la fin des années 1960 Boulin (1971), dans le but de limiter l'usure des produits obtenus à l'aide de cupule tête fémur en métal. Le titane est le biomatériau métallique le plus courant en implantologie dentaire utilisez-le car il possède la meilleure inertie biologique de sa catégorie. Son inertie biologique est due à il existe une couche dense d'oxyde de dioxyde de titane, d'une épaisseur de 30 à 50 angströms à l'état natif. Pour établir la biocompatibilité du titane, dans les années 80, le titane était assimilé à céramique. En effet, la couche de passivation du dioxyde de titane est en céramique, elle est toujours présent en surface, ce qui explique la biocompatibilité du titane métallique. Ce le deuxième biomatériau le plus utilisé pour la réhabilitation et les implants est actuellement Zircone. Sandhaus a envisagé cette céramique structurelle pour remplacer l'alumine en 1965 en raison de ses meilleures propriétés mécaniques.

II.3.2.1 Titane

Commercialement pur (99,82 % Ti ou alliage à base de Ti, A16 V4 : 90 % Ti, 6 % aluminium et 4% de vanadium), qui sont parfois recouverts d'un spray de titane déposé en surface torches à plasma ; elles peuvent également être revêtues d'hydroxyapatite ou d'alumine. Actuellement, avec les implants en titane, les praticiens peuvent être sûrs que dans une prothèse scellée, le niveau de la limite cervicale supérieure, proche ou sous-gingivale [5]. Pour bénéficier de cette option, il doit y avoir une connexion directe entre l'implant et le pilier, ce dernier Serrer ou sceller. Réalisé à l'aide d'éléments trans-gingivaux les prothèses filetées ne permettent pas de sélectionner le niveau de restriction du rachis cervical. En fait ça elle doit être déterminée par le

haut de l'élément trans-gingival. Certains systèmes tels que les implants TBR, nové en permettant des cols de piliers en titane, même les faux piliers titane-céramique ou or-céramique sont faits pour combiner la robustesse des métaux et la beauté de la céramique [5]. Le titane est présent à température élevée, avec une grande affinité pour l'oxygène, l'azote, le carbone et l'hydrogène. Celles caractéristiques sont essentielles dans leur utilisation en implantologie dentaire. Sa capacité passivation (par formation d'un film protecteur d'oxyde de titane) pour le rendre résistif très résistant à la corrosion et aux attaques chimiques. Il résiste parfaitement à tout milieu naturel (atmosphère, eau de mer, salive) à haute biocompatibilité supérieur aux autres métaux. La résistance à la corrosion du titane et ses la biocompatibilité est proche de la céramique, mais ne présente pas ses propriétés croustillant. Les propriétés physiques du titane sont significativement différentes des autres métaux [5] :

- faible densité;
- point de fusion élevée (1670°C) ;
- faible conductivité thermique (21,6 W/mK) ;
- faible coefficient de dilatation thermique ($8,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) ;
- Non magnétique.

Le titane est 40 % moins dense que l'acier au carbone. Ses nombreux qualités en fait un matériau de pointe en dentisterie, en particulier en raison de son poids léger, de sa faible conductivité thermique (14 fois inférieure à l'or) et même manque de saveur) [5].

Le titane a un module d'élasticité de young plus faible (100 GPa) que le non- Précieux (de 177 à 220 GPa). Sa rigidité est comparable à celle des alliages précieux. Cette limite d'élasticité, particulièrement avantageuse dans le cas du titane (selon 350 MPa à 1 GPa alliages apparentés), reflétant la capacité de l'alliage à résister aux efforts auxquels il est soumis aucune déformation permanente ne se produira. La résistance mécanique du titane peut être améliorée en ajoutant des éléments d'alliage tels que l'aluminium (Al) et le vanadium (V).

II.3.2.2. Céramique

Implants céramiques uniquement (type alumine CBS, Cérasand, Frialit ou Biolox), Peut apporter un effet esthétique satisfaisant. Dans la région cervicale et les conditions amincissement ou recul des gencives avec le temps, ces implants peuvent donner meilleure esthétique que les implants métalliques. Certains implants en céramique l'aluminium est disponible (Bicortex...) mais

a été critiqué pour sa fragilité. À ceci domaine, l'avenir est à la zircone (implants Sigma), sa résistance à la flexion et la torsion est environ quatre fois supérieure à celle de l'alumine.

II.3.2.2.1 Céramiques dentaires traditionnelles

Les céramiques dentaires traditionnelles sont peu résistantes aux efforts de traction et de flexion, d'autre part, ils ont une résistance à la compression très élevée. Fonctionnalités le principal mécanisme de la céramique est sa soi-disant rupture fragile. Sous la contrainte, à température ambiante, la céramique casse brutalement dans le domaine élastique sans déformation plastique. Les liaisons ioniques ou covalentes empêchent le glissement planaire les atomes et les matériaux adjacents ne peuvent pas être déformés plastiquement pour distribuer restrictions imposées comme les matériaux métalliques. La raison de cette interruption fragile, sous contrainte, les fissures qui se forment ont tendance à se refermer, alors que sous contrainte de traction ou de cisaillement, ils se dilatent et se propagent.

II.3.2.2.2. Zircone

Aujourd'hui, la zircone est l'un des supports privilégiés pour les restaurations prothétiques et implants dans le domaine dentaire, c'est-à-dire pour les couronnes céramiques et piliers implantaires. Les principaux avantages des couronnes en zircone sont :

- haute résistance bien supérieure aux alliages couramment utilisés, par exemple chrome cobalt, nickel chrome ou or.
- Esthétiquement agréable, puisque la zircone est blanche, elle est plus adaptée au service soutien pour les dents, ce qui est naturel. La zircone évite l'apparition de bords gris après 5 à 10 ans, comme une couronne céramique sur chrome cobalt ou nickel chrome. De plus, pas de fixation bactérienne (très peu par rapport aux autres supports)

II.3.2.2.3. Alumine

Aujourd'hui, l'alumine est l'un des supports privilégiés des couronnes céramiques. Facettes dentaires. L'alumine empêche l'apparition de lignes grises dans le temps. Elle est principalement utilisée pour les dents de devant, canine à canine.

II.4. Ostéo-Intégration

II.4.1. Définition

Parmi les nombreuses définitions de l'ostéo-intégration, les dernières sont Zarb et Cole [19] ; selon ces auteurs, il s'agit d'un processus Matériel allogénique asymptomatique obtenu et maintenu dans l'os pendant la procédure charge fonctionnelle.

II.4.2. Facteurs biologiques influant l'osteo-integration

L'ostéo-intégration peut être obtenue lorsque l'implant réunit de nombreux facteurs et les techniques chirurgicales.

II.4.2.1. Biocompatibilité du matériau

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à être accepté par le milieu biologique dans lequel il est implanté sans se dégrader. Les céramiques principalement utilisées dans les environnements physiologiques sont l'alumine (pureté > 99,5 %), la zircone, les composites alumine-zircone, l'hydroxyapatite (HAP), le phosphate tricalcique (TCP) [20] et la vitrocéramique. Plus important encore, certains d'entre eux sont ostéo-intégrés, c'est-à-dire qu'ils peuvent être assimilés lors du remodelage osseux (HAP, TCP et zircone).

II.4.2.2. Forme de l'implant

L'implant est capable de se lier à l'os sur lequel il est posé grâce au phénomène d'ostéo-intégration. Ce phénomène naturel se développe en 2 à 3 mois et dure théoriquement toute la vie. Il crée une liaison mécanique très forte entre l'implant et la mâchoire. Une fois ostéo-intégré, l'implant peut résister aux forces de mastication qui s'exercent sur lui. Ci-dessous, on observe que la surface de l'implant dentaire est en fait assez rugueuse à l'échelle microscopique. Les ostéocytes migrent de la mâchoire environnante et colonisent sa surface. Ces cellules synthétisent progressivement du nouveau tissu osseux, qui s'ancre dans les interstices de la surface de l'implant [21]. Une véritable liaison existe entre l'os nouvellement formé et la surface de l'implant.

II.4.2.3. Etat de surface de l'implant

Les états de surface consistent en des définitions, des états géométriques de surface et des états physico-chimiques. D'un point de vue géométrique, la taille, la forme et le nombre de spires contribuent grandement à améliorer la stabilité primaire de l'implant, ce qui est crucial pour la vitesse d'ostéo-intégration de l'implant. D'un point de vue physico-chimique, l'émergence de surfaces bioactives pourrait mieux guider et contrôler les réponses cellulaires lors de la phase de

remodelage osseux péri-implantaire. En 2004, Albrektsson et Wennerberg²⁰ ont établi une classification des surfaces implantaire en utilisant le paramètre d'évaluation tridimensionnel S_a valeur (rugosité moyenne de surface) :

- Surfaces lisses : $S_a < 0,5 \mu\text{m}$
- Surfaces légèrement rugueuses : S_a entre 0,5 et 1 μm
- Moyen surface rugueuse : S_a entre 1,1 et 2 microns Surface rugueuse : $S_a > 2$ microns[22].

II.4.2.4. Technique chirurgicale

Les travaux d'Albrektsson montrent que lors du forage, la température ne doit pas dépasser 47°C pendant 1 minute. Des températures plus élevées entraîneront un arrêt permanent la circulation est une zone de nécrose sans aucun signe de réparation Après 100 jours [23]. Par conséquent, la préparation du site osseux doit être effectuée à faible vitesse couple élevé (moteur miniature), garantissant ainsi un dégagement de chaleur minimal [24]. Ces les techniques d'utilisation des instruments rotatifs en implantologie sont réussir régulièrement et à plusieurs reprises :

- Le foret utilisé sera mis à jour régulièrement.
- Chaque course de perçage ne doit pas dépasser quelques secondes. Une fois l'instrument retiré de l'os, ses extrémités doivent être refroidies et lavées avec une solution saline. Assurez-vous que les cellules sont isotoniques et restent donc intactes [24].

II.4.2.5. Condition de mise en charge

La pose d'implants dentaires commence par une consultation pré-implantaire. L'examen clinique se fait par un examen radiologique classique. Les données recueillies permettent de vérifier la faisabilité du projet de restauration en fonction de la masse osseuse disponible. Si la masse osseuse est insuffisante, elle doit être augmentée par des techniques de greffe osseuse avant ou pendant la pose des implants. Dans certains cas, des tests supplémentaires sont nécessaires, tels que des tomodensitogrammes ou des tests à faisceau conique. La procédure comprend les principales étapes chirurgicales au cours desquelles le médecin place l'implant. Ensuite, il faut environ 4 mois pour que l'ostéo-intégration se produise. Une fois l'implant fixé à l'os alvéolaire, une vis de cicatrisation est placée en vue de l'expansion gingivale de la future dent. La deuxième étape nécessite une petite intervention sous anesthésie locale.

Le jour même de l'intervention (et parfois le lendemain, car la restauration prend du temps), le praticien place une dent provisoire en résine, qui annonce la future restauration. Le patient repart donc avec les dents. Cette technique ne peut pas être utilisée dans toutes les situations, notamment lorsqu'une bonne stabilité primaire de l'implant est requise, ce qui n'est pas disponible dans toutes les procédures [25].

II.4.2.6. Etat de site receveur

Naturellement, le site récepteur doit être parfaitement sain. La situation idéale semble être un os les vaisseaux sanguins sont denses et le cortex est modérément épais. Os ostéoporotique ou une mauvaise vascularisation peut conduire à une ostéo-intégration insuffisante. 15 Statistiques années de résultats des implants Bränemark publiés par Abell et al [5] Il a été montré que le maxillaire (81%) avait un taux de réussite inférieur à la mandibule (91%). Exister Leur étude multicentrique a révélé que la mandibule et 86,95 % au maxillaire la différence entre le maxillaire et la mandibule est principalement due à la masse osseuse rencontrée [5]. Les résultats présentés par Buser et Coll Bernard et Cole. Il a été démontré que l'utilisation d'implants ITI entraîne très réussi (96,2%) à 3 ans, le maxillaire et la mandibule peuvent changer de la nature de ces traitements de surface implantaire. En pratique, la recherche de la qualité et la masse osseuse optimale doit être priorisée. Quant aux os irradiés, il ne semble pas Incompatible présentera un potentiel de cicatrisation compatible avec le processus à 1 an ostéo-intégration [5]. À propos des tissus mous. La présence d'obstacles l'épithélium péri-implantaire est essentiel pour la durabilité de la restauration. La gencive attachée kératinisée est moins sensible aux dommages mécaniques. Certains auteurs ont pratiqué des greffes à grande échelle dans l'espoir d'obtenir des tissus plus riches. Les fibres de collagène assurent une boucle hermétique, limitant la progression de l'inflammation.

II.5. Pronostic des traitements implantaires

II.5.1. Critères de succès en implantologie

Le but de cette étude était d'examiner les critères les plus couramment utilisés pour définir le succès d'un traitement implantaire dentaire. Une recherche électronique Medline/PubMed a été effectuée pour identifier les essais contrôlés randomisés et les études prospectives rapportant les résultats des implants dentaires. Seules les études avec des implants à surface rugueuse et au moins cinq ans de suivi ont été incluses. Les données sur le succès au niveau de l'implant, les tissus mous péri-implantaires, les restaurations et la satisfaction des patients ont été analysées. Les critères de succès au niveau de l'implant les plus fréquemment rapportés étaient la mobilité, la résolution de la

douleur osseuse, la radiotransparence et le péri-implant (> 1,5 mm), ainsi que les niveaux de tissus mous péri-implantaires, la suppuration et l'hémorragie. Les critères de succès de la prothèse étaient la survenue de complications techniques ou d'entretien de la prothèse, une fonctionnalité et une esthétique adéquates sur une période de cinq ans. Les critères de satisfaction des patients étaient l'inconfort et la paresthésie, la satisfaction vis-à-vis de l'apparence et la capacité à mâcher/goûter. Le succès des implants dentaires devrait idéalement évaluer le résultat primaire à long terme de l'ensemble du complexe implant-prothèse. [26]

II.5.2. Taux de succès implantaire

Selon la littérature, le taux global de succès implantaire varie de 80 à 95 % en 10 ans [5]. Ce nombre dépend du type de prothèse (complète, partielle), restaurations implanto-fixées (couronnes unitaires, bridges), nombre d'implants posés par bridge, zone implantaire, la connexion entre un implant et un autre implant ou dent naturellement, le système d'implant utilisé etc... en moyenne, 2,5 % des implants ont été perdus avant la mise en charge. Aussi, entre 0,5 et 1,3 % des implants sont perdus chaque année, ce qui entraîne une survie de 80 à 95 % après 10 ans cela dépend de la situation clinique. Notez qu'il n'y a pas de différence Significatif, à court et à long terme, entre les taux de survie des implants implantés patients ayant des antécédents de parodontite chronique et de pose d'implants chez des patients sans problèmes parodontaux [5].

II.5.3. Durée de vie implantaire

La longévité de l'implant est actuellement inconnue. Présentation de l'équipe Branemark cas actuels sur 30 ans, cas à Tulasne, Hull, Misika plus de 20 ans. Contrairement à ce qu'exprime Albrektsson en 1986[27], il semble la perte osseuse annuelle autour de l'implant a été estimée à 0,2 mm et s'est rapidement stabilisée zéro après quelques années. Dans certains cas, il y a même une augmentation os autour de l'implant. On peut donc supposer que la durée de vie de l'implant est très longue, Peut-être 40 ou 50 ans. La durée de vie de la prothèse implantaire supérieure est, plus limité. En effet, le vieillissement de la céramique, l'évolution de l'aspect esthétique les modifications prothétiques nécessaires à l'évolution d'un patient ou de sa bouche signifient la prothèse doit être refaite après 10, 15 ou 20 ans. Alors vient le problème disponibilité des pièces nécessaires : fabricants en voie de disparition, gamme de systèmes de plantation supprimer, modifier des composants, etc. Dans ces cas, la seule solution est l'entreprise doit retirer l'implant, se qualifier pour le succès et le remplacer par un autre des prothèses sont disponibles [28].

II.5.4. Satisfaction des patients

Une étude de Pjetursson et al. En 2004, l'objectif était d'étudier la satisfaction des patients la thérapie implantaire a été utilisée [29]. Cela montre le taux de satisfaction relativement élevé :

- 97 % des patients étaient satisfaits du confort de mastication ;
- 72 % ont estimé qu'il n'y avait aucune différence dans leur confort de mastication dents et leurs implants, 8% préfèrent même les implants ;
- 96 % des patients étaient satisfaits de leurs vocalisations ;
- 97 % étaient satisfaits de l'aspect esthétique ;
- 94 % des patients choisiraient le même traitement s'ils devaient le refaire.

II.6. Chronologie du traitement implantaire : évolution des concepts :**II.6.1. Concepts fondamentaux**

À l'origine, l'ostéo-intégration était définie comme surface implantaire [30]. Il a alors été nommé tonique fonctionnel. Elle se caractérise par un engagement structurel et fonctionnel direct entre l'os vivant et l'os surface implantaire [31]. C'est le résultat d'une régénération osseuse primaire directe implants. En ostéo-intégration, les os sont serrés biocompatibilité. Lamacrostructure et la microstructure de ce matériau sont principalement la stabilité et conditions de chargement pendant la cicatrisation vsostéo-intégration.

II.6.1.1. Stabilité primaire

La stabilité primaire de l'implant est un paramètre essentiel qui contribue au succès de l'ostéo-intégration. Au fil du temps, la fixation de l'implant dans le tissu osseux, initialement obtenue par stabilisation primaire, est remplacée par une stabilité secondaire obtenue par une nouvelle fixation osseuse au contact direct de l'implant. En l'absence de stabilité initiale satisfaisante, l'interface os-implant peut être le siège de micromouvements persistants. Lorsqu'ils sont trop volumineux, ils peuvent provoquer une intégration fibreuse de l'implant, synonyme d'échec implantaire [32].

La stabilité primaire est donc un paramètre important à identifier car elle permet :

- Estimation du pronostic des implants implantés.

- Détermination de la nécessité de deux phases opératoires et des options pour prolonger la période de cicatrisation.
- Déterminer la faisabilité d'un chargement immédiat [32].

II.6.1.2. Réponse biologique

La première étape de la cicatrisation osseuse est activée par la préparation chirurgicale matrice osseuse existante. Lorsqu'il entre en contact avec le liquide extracellulaire, libération de protéines non collagènes et de facteurs de croissance en activant la réparation os. Les ostéoblastes commencent le dépôt de tissu dans le défaut mince. La stabilité mécanique initiale diminue progressivement. Il est remplacé par stabilité biologique (ostéo-intégration) (Figure II.7). Une fois actif, le processus de l'os l'intégration suit une procédure biologiquement déterminée [33], divisée en trois étapes :

- juxtaposition d'os immatures ;
- Adaptation de la masse osseuse à la charge (apposition osseuse) ;
- Intégration fonctionnelle (remodelage osseux).

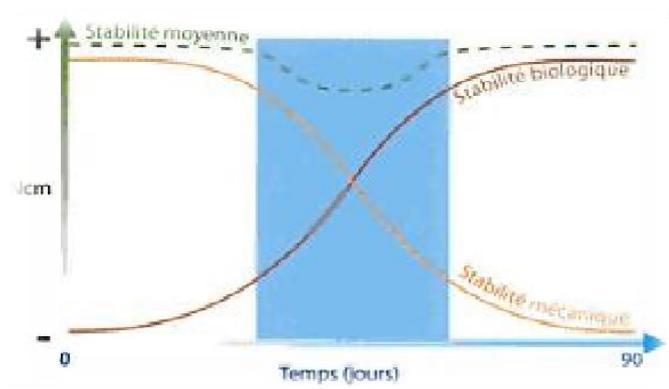


Figure II.7 : Schéma de la diminution progressive de l'ancrage primaire (mécanique) et de l'augmentation de la stabilité biologique (ostéo-intégration). Une zone à risque se trouve au milieu [34].

a)- Apposition d'os immature

Le premier tissu ostéoïde à se former entre la surface de l'implant et l'os résiduel se caractérise par orientation des fibres de collagène. Des ostéocytes réguliers et de faible densité sont présents. Ce tissu est à la base du bioremodelage entre la paroi osseuse et la surface osseuse implants. Il se forme principalement dans les 4 à 6 semaines suivant la pose de l'implant.

b)-Adaptation de la masse osseuse à la charge

La structure osseuse initialement formée se transforme en un os lamellaire plus fin. Au début du deuxième mois, il existe une bande bien organisée de fibres de collagène qui renforce la résistance. Cette structure peut également évoluer vers l'os fibreux, intermédiaire entre l'os lamellaire et le tissu ostéoïde. Utiliser des fibres de collagène sans orientation définie. Cette apposition d'os fibreux peut être inclinée sur trois surfaces : le tissu ostéoïde. Os résiduel et surface de l'implant. Au niveau du tissu ostéoïde, l'apposition d'os plus matures peut favoriser: tissu ostéoïde. Os résiduel et surface de l'implant. Au niveau du tissu ostéoïde, l'apposition d'os plus mature peut être favorisée : elle est généralement concentrée dans la zone où la plus grande force est transmise de l'implant à l'os.

c)-Intégration fonctionnelle (remodelage osseux)

Comme mentionné ci-dessus, le rôle principal des os est de supporter les charges mécaniques auxquelles le corps est soumis et de protéger les organes vitaux. Le tissu osseux complexe qui le compose fonctionne ainsi pour former l'os et maintenir son intégrité, comme réserve de calcium pour le corps et comme vaisseau pour la moelle osseuse. Le remodelage osseux, qui se produit tout au long de la vie, permet de remplacer le « vieil » os aux propriétés dégénératives (notamment mécaniques) par du nouveau tissu osseux par un « front de résorption ». La matrice osseuse se renouvelle par cycles de plusieurs années [35]. Ce processus équilibre également (homéostasie) la concentration en minéraux du sérum physiologique, permettant à notre os de s'adapter aux contraintes mécaniques auxquelles il est soumis, réduisant ainsi le risque de fractures en lui conférant de nouvelles propriétés mécaniques mieux adaptées à ces contraintes autour de. Chaque année, le taux de renouvellement du tissu osseux est d'environ 10 %. Chez l'adulte, la durée du cycle de remodelage est d'environ 4 mois, et la phase de formation de nouveau tissu osseux est plus longue que la phase de résorption (qui correspond à l'arrêt de la dégradation osseuse). La mise à jour de l'ensemble du squelette prend environ 10 ans. Ainsi, le remodelage osseux implique la création d'un nouveau système Haval appelé os (cylindres percés, constitués de lamelles concentriques) dans la microstructure osseuse corticale ancienne, dégradée ou inadaptée à son environnement.

II .7. Différents protocoles

Il existe cinq options d'implants [34] en fonction de la durée globale du traitement et du stade de traitement (Fig. II.8)



Figure II.8 Schéma de la chronologie globale des différents protocoles dans le traitement Implantaire[36]

II .7.1 Protocole en deux temps chirurgicaux

Dans la première étape chirurgicale, l'implant est placé. Il est parfaitement enfoui dans la cicatrisation trans-gingivale et s'ouvre sur la bouche. Il n'est pas affecté par la force exercée par la langue et les joues. En fin de cicatrisation osseuse, la vis d'assemblage (pour les implants monoblocs) ou le pilier de cicatrisation (pour les implants en deux pièces) est dévissé pour commencer les étapes de prise d'empreintes.

II .7.2. Protocole en un temps chirurgical

La cicatrisation est trans-gingivale, s'ouvrant vers la bouche. Il n'est pas affecté par la force exercée par la langue et les joues. En fin de cicatrisation osseuse, la vis d'assemblage (pour les implants monoblocs) ou le pilier de cicatrisation (pour les implants en deux pièces) est dévissé pour commencer les étapes de prise d'empreintes. Le délai de cicatrisation avant la réalisation de la prothèse est d'environ 3 à 4 mois pour la mandibule et de 6 mois pour le maxillaire [35].

II .7.3. Protocole de mise en charge précoce ou rapide

Dans ce protocole, un seul temps de fonctionnement est utilisé. Le temps de cicatrisation est raccourci à 6-8 semaines avant la prothèse. La mise en charge rapide consistait à engager la prothèse après moins de 3 mois à la mandibule et moins de 6 mois au maxillaire [34]. La mise en charge rapide comprend la réalisation de restaurations fonctionnelles entre 48 heures et 3 mois après la pose de l'implant [34].

II .7.4. Protocole de mise en charge immédiate

Le protocole de mise en charge différée recommande que l'implant ne subisse aucune charge pendant l'ostéo-intégration. L'ostéo-intégration dure généralement 3 à 4 mois à la mandibule et 6 à 8 mois au maxillaire. Par conséquent, dans le domaine de l'esthétique, les patients présentant un édentement mandibulaire ou maxillaire et les patients présentant un édentement partiel acceptent difficilement cette solution. C'est pourquoi le praticien doit apporter au patient une solution temporaire à ses besoins sociaux actuels pendant la cicatrisation osseuse. En fait, le nouveau protocole a raccourci la période de cicatrisation. Ainsi, l'implant peut être chargé tôt avant que l'ostéo-intégration complète ne soit atteinte ou même immédiatement après l'implantation [36].

II .7.5. Protocole de prothèse immédiate non fonctionnelle

Immédiatement après la pose de l'implant, une prothèse temporaire non fonctionnelle est mise en place. Ce protocole est souvent utilisé pour les mâchoires édentées antérieures partielles ou simples. La prothèse définitive est fabriquée après confirmation de l'ostéo-intégration [36].

Chapitre III

Résultats et discussions

III.1 Introduction

La méthode des éléments finis (FEM) est un outil important utilisé pour modéliser les problèmes mécaniques même en médecine. Elle présente un grand intérêt et en particulier pour le cas de relation entre le corps humain et la structure artificielle. Dans ce chapitre, nous présentons une analyse numérique réalisée avec le code de calcul abaqus d'un nouveau système d'implant dentaire. Un système d'implant dentaire conventionnel a été étudié avec l'intégration d'un élastomère de type silicone entre l'implant et l'os alvéolaire. Notre étude permet de comparer les valeurs des contraintes générées autour de l'interface implant-Os entre le nouveau modèle et le modèle conventionnel. Cette comparaison des résultats a été compilée pour voir l'avantage du modèle élastomère proposé par rapport au modèle conventionnel. Un comportement élastique a été entrepris pour cette étude.

III.2 Modèle géométrique

Tout d'abord, il est important de réaliser un modèle élément finis. Ce modèle nous permis d'obtenir les valeurs des contraintes générées autour de l'interface implant-Os [37]. L'os mandibulaire était représenté par un bloc cubique simplifié. Le bloc osseux avait une hauteur de 25 mm, une longueur de 50 mm dans la direction mésio-distale et une largeur de 12 mm dans la direction bucco-linguale. L'os mandibulaire était constitué d'un noyau spongieux, entouré par une couche d'os cortical de 2 mm d'épaisseur. Un implant lisse en alliage de titane de 6 mm de diamètre et de 10 mm de long était pratiquement encastré dans l'os mandibulaire. Un cadre de bridge fixe implant-porté en chrome / cobalt de 1 mm de haut et de 50 mm de long était pratiquement fixé aux implants (Figure III. 1)

Les couronnes n'ont pas été incluses dans cette étude car l'accent a été mis sur la distribution de contraintes dans les implants et les tissus osseux, où l'échec se produit généralement.

La modélisation consiste à utiliser un logiciel de CAO (Solid-Works) pour créer des modèles tridimensionnels représentant les systèmes d'implants puis exportés vers le programme ABAQUS.

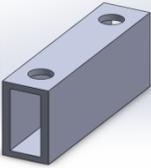
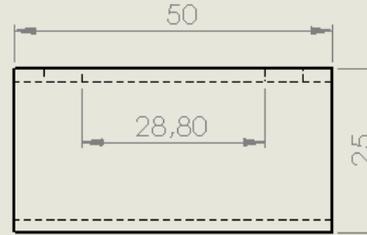
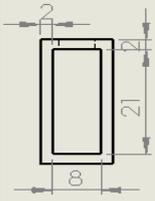
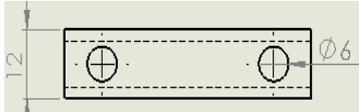
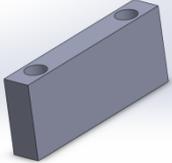
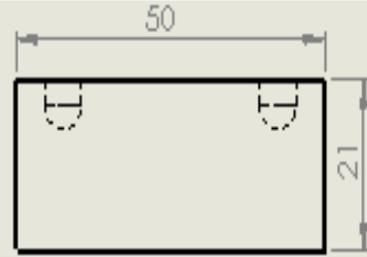
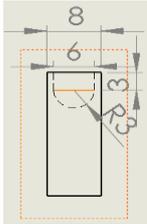
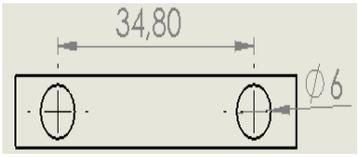
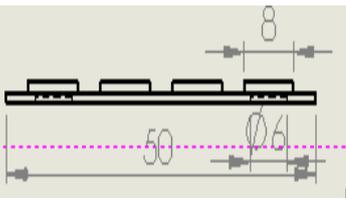
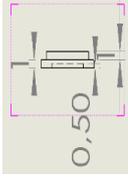
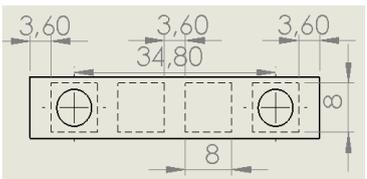
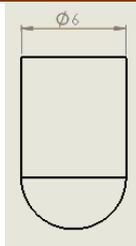
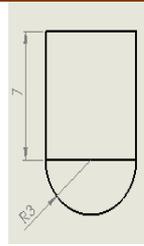
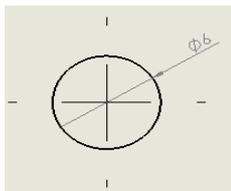
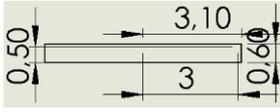
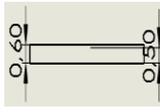
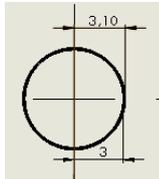
Modèles 3D	Vue de face	Vue de droite	Vue de dessous
 <p>OS Cortical</p>			
 <p>OS Spongieux</p>			
 <p>Cadre de Bridge</p>			
 <p>Implant</p>			
 <p>Elastomere</p>			

Figure III.1 : Dimensions des modèles 3D analysés dans cette étude [37].

Dans cette étude, deux types différents de système implantaire ont été comparés (Figure III.2) :

- Le modèle conventionnel complet comprenant : (a) la structure du bridge, (c) les implants porteurs, (d) l'os cortical et (e) l'os spongieux

• Le nouveau modèle d'implant est composé des mêmes parties du modèle d'implant conventionnel et (b) l'élastomère (silicone) de 0.1 mm d'épaisseur a été interposé entre le bridge et l'implant.

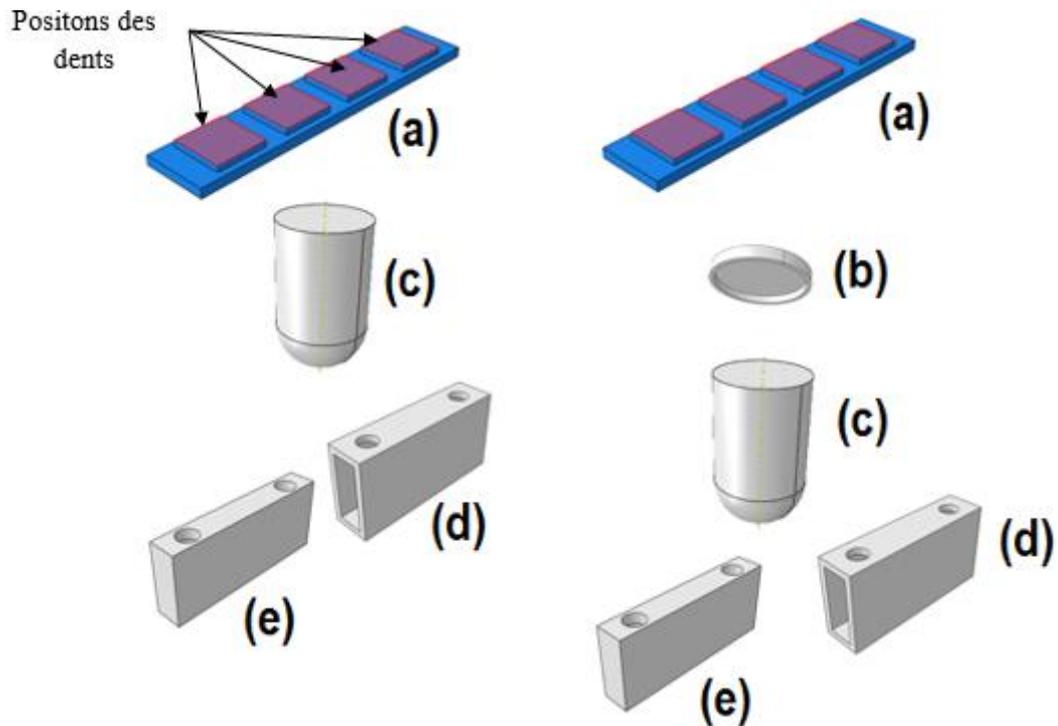


Figure III.2 : Composants des systèmes d'implants.

III.3 Propriétés Mécaniques

Tous les matériaux ont été considérés comme isotropes, homogènes et linéairement élastiques. Les propriétés du matériau adopté ont été spécifiées en termes de module d'young, de coefficient de Poisson [38][39] (tableau 1).

Composante	Matérielle	E (GPa)	N
Cadre de Bridge	Chrome/Cobalt	218	0.33
Implant	Titanium	110	0.35
Implant	OS cortical	13.7	0.3
Bône	OS spongieux	1.5	0.3
Elastomère	Silicone	0.006	0.49

Tableau III.1 : Propriétés mécaniques des composants du modèle d'implant[37] [40] .

III.4 Conditions aux limites

Afin de définir les conditions aux limites, un système de coordonnées 3D a été défini par une charge statique dans la direction coronale-apicale. Pour les conditions aux limites, 3 zones ont été considérées (Fig.III-3) :

- Le plan inférieur de l'os mandibulaire a été défini comme ayant un déplacement nul ;
- Les forces masticatoires statiques sont considérées dans le sens de la couronne sur la face supérieure ;
- La charge répartie sur cette zone est calculée à l'aide de la formule :

$$\sigma_a [MPa] = \frac{F [N]}{S [mm^2]}$$

- Une charge de 10 MPa a été appliquée au centre de la surface occlusale supérieure.
- Les autres surfaces ont été traitées comme des surfaces libres, c'est-à-dire sans charges.
- Les modèles d'implants conventionnels et élastomères sont calculés numériquement en appliquant le même cas de chargement.

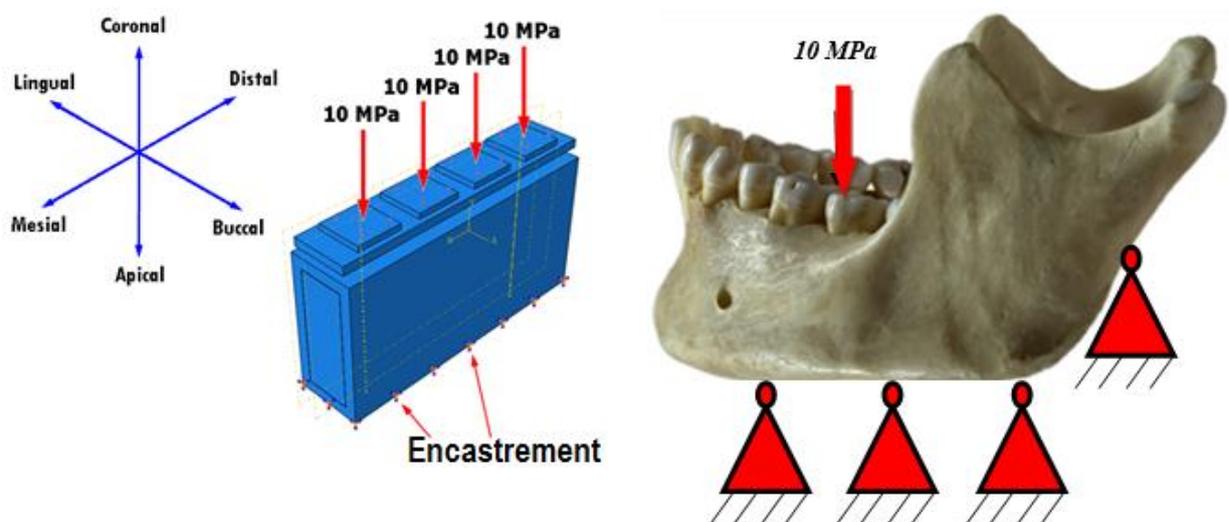


Figure III.3 Conditions aux limites de mandibules type de chargement.

III.5 Modèle élément finis

Comme représenté sur la figure (Fig. III-4), tous les composants du système ont été maillés avec des éléments tétraèdres linéaires à quatre nœuds. Étant donné que l'interface os-implant est la

région la plus intéressante, un raffinement du maillage(en petits éléments)dans cette zone est nécessaire pour obtenir une précision acceptable améliorer la représentation de champs de contraintes dans cette zone.En outre, l'interface os-implant subit les plus grandes déformations sous charge.

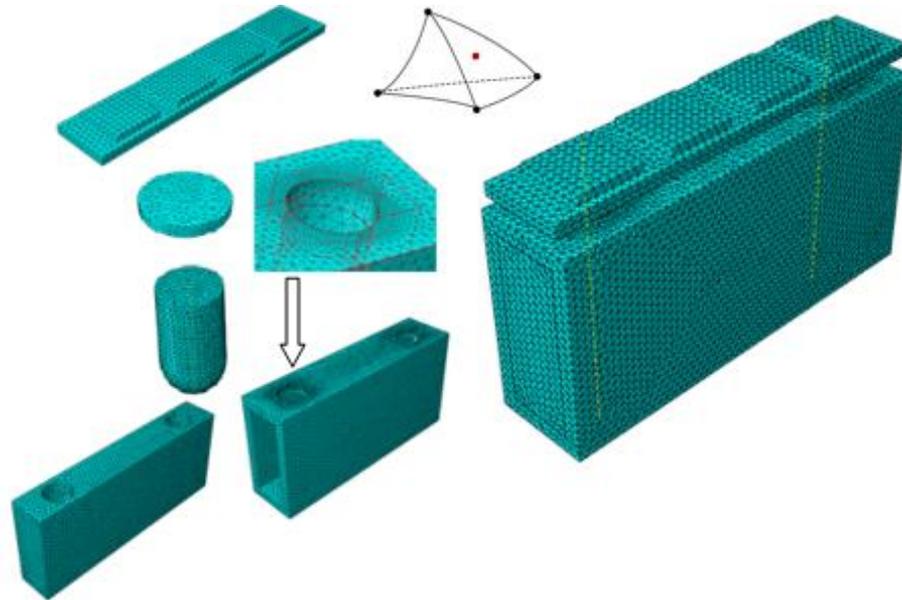


Figure III.4 Modèles d'éléments finis tridimensionnels (3D)

Le nombre de nœuds et d'éléments sont répertorié dans tableau III-4. Tous les composants ont été discrétisés par des éléments tétraèdres linéaires à quatre nœuds(C3D10).

Modèles	Taille de l'élément	Nombre d'éléments	Nombre de nœuds	Type d'éléments
Modèle conventionnel	0,01~1.41	113895	176761	Tétraèdres linéaires à quatre nœuds (C3D10)
Nouveau modèle		114509	178140	

Tableau III.2 : Nombre de nœuds et d'éléments du système étudié.

III.6 État des interfaces

L'interface entre les implants porteurs et l'os a été modélisée comme une liaison continue. Cela implique une ostéo-intégration idéale, sans aucun mouvement relatif à l'interface. En d'autres

termes, l'implant était ancré de manière rigide dans l'os, montrant un type de liaison fixe et identique à toutes les interfaces des composants des bridges dentaires.

III.7 Résultats et discussion

Dans la première étape de cette étude, les distributions globales d'état de contrainte pour chacun des composants des deux modèles ont été étudiées en considérant les charges axiales dans la direction corono-apicale. Une analyse qualitative et quantitative a été effectuée, sur la base d'une échelle de couleurs visuelle progressive, du bleu foncé au rouge, comme le montrent les figures IV-5 - IV-9. La contrainte de von Mises a été calculée en raison de la complexité de la forme osseuse. Les valeurs de contrainte de von Mises ont été rapportées pour chaque modèle d'implant. La distribution des contraintes a été identifiée pour chaque composant de la prothèse dentaire ainsi que pour les zones osseuses autour de l'implant. Les contraintes maximales de von Mises qui se sont produites au niveau des composants des ponts dentaires et de l'os sont présentées à la Fig. III.9.

a) Cadre de bridge :

Dans cette partie, la contrainte de von Mises a été calculée pour les deux modèles avec un chargement mécanique d'amplitude 10 MPa appliqué sur les couronnes positionnées selon l'axe corono-apical du système d'implant. Les valeurs de contrainte de von Mises résultantes, obtenus numériquement sont présentées dans la figure III-5.

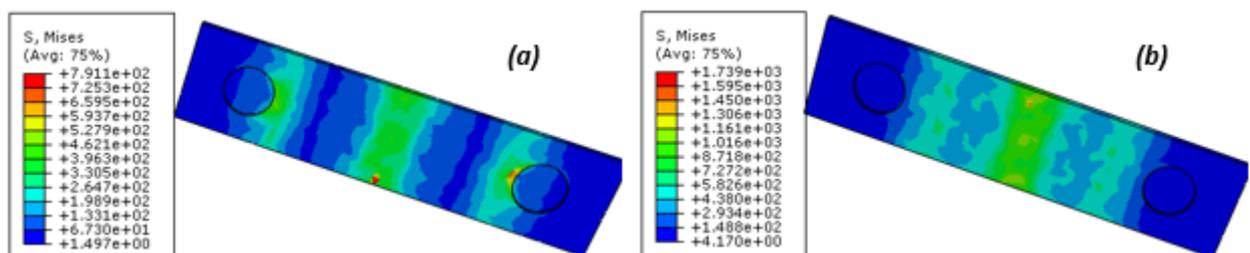


Figure III.5 : Répartition des contraintes de von Mises dans le cadre de bridges a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle

Il convient également de noter que la valeur des contraintes la plus élevée est localisée sur les parties externes au milieu du cadre du bridge. Cette constatation a été remarquée pour les deux systèmes implantaires. Cette amplitude de contrainte due à la flexion du composant sous chargement vertical considérable et une longueur de travée très importante. Les autres zones sont faiblement sollicitées (Fig III. 5).

Par comparaison, il est très clair que le modèle de bridge dentaire avec élastomère a plus de valeurs de contraintes que le cas d'un bridge sans élastomère. Une valeur de contrainte maximale au niveau de l'ossature métallique de cette condition de chargement était supérieure à la limite d'élasticité (limite d'élasticité pour l'alliage Co-Cr, $\sigma_e=1400\text{MPa}$). Cette dernière remarque nous nécessite un redimensionnement du cadre de bridge. Le redimensionnement se fait par l'augmentation de l'épaisseur du cadre.

b) Implants de soutien

Il est bien connu que l'implant de soutien a un rôle très important pour la résistance à la carie et la facilité de la mastication. L'analyse des contraintes de von Mises a été calculée au niveau des implants de soutien pour les deux systèmes à l'aide de la méthode des éléments finis. Tous les résultats obtenus par la modélisation numérique sont rassemblés dans la figure III-6.

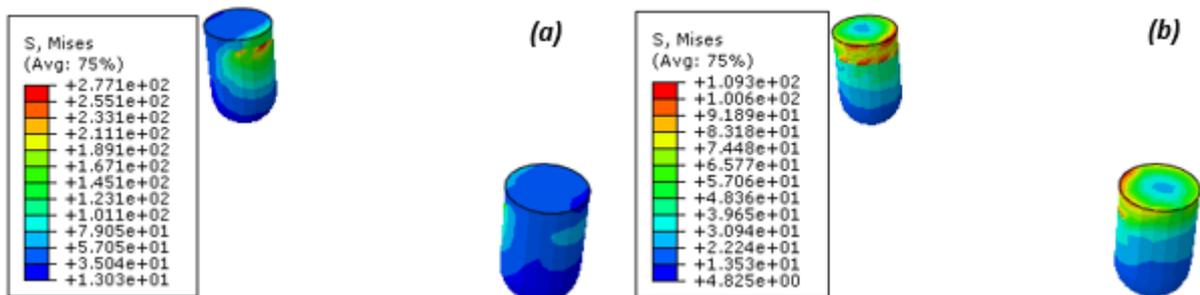


Figure III.6 : Répartition des contraintes de von Mises dans les implants de soutien ; a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle

Cette dernière figure montre qu'une force normale exercée sur la face latérale de l'implant dans la direction corono-apicale de la structure conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente. Dans les autres parties des implants, la contrainte est distribuée presque uniformément et son niveau reste bas. Un système de bridge dentaire sans élastomère supporté par deux implants entraînerait probablement une défaillance future induite par cette condition de charge (limite d'élasticité pour le titane, 277 MPa). Par contre, un système de bridge dentaire avec élastomère reste plus stable (109 MPa). A cet effet, on peut dire que l'élastomère a un effet bénéfique sur la distribution des contraintes au niveau des implants de soutien. En effet, une réduction de contraintes jusqu'à 150% a été remarquée.

c) Contraintes dans l'os cortical

La répartition des contraintes dans l'os cortical est illustrée sur la figure III-7. Quelle que soit le modèle, la concentration de contraintes dans l'os cortical est localisée dans la région cervicale de l'os autour des implants, ce qui peut être un facteur de perte osseuse péri-implantaire. Les

contraintes de Von Mises maximales sont localisées aux côté distal et mésial pour le modèle conventionnel et presque la même et uniforme pour le nouveau modèle.

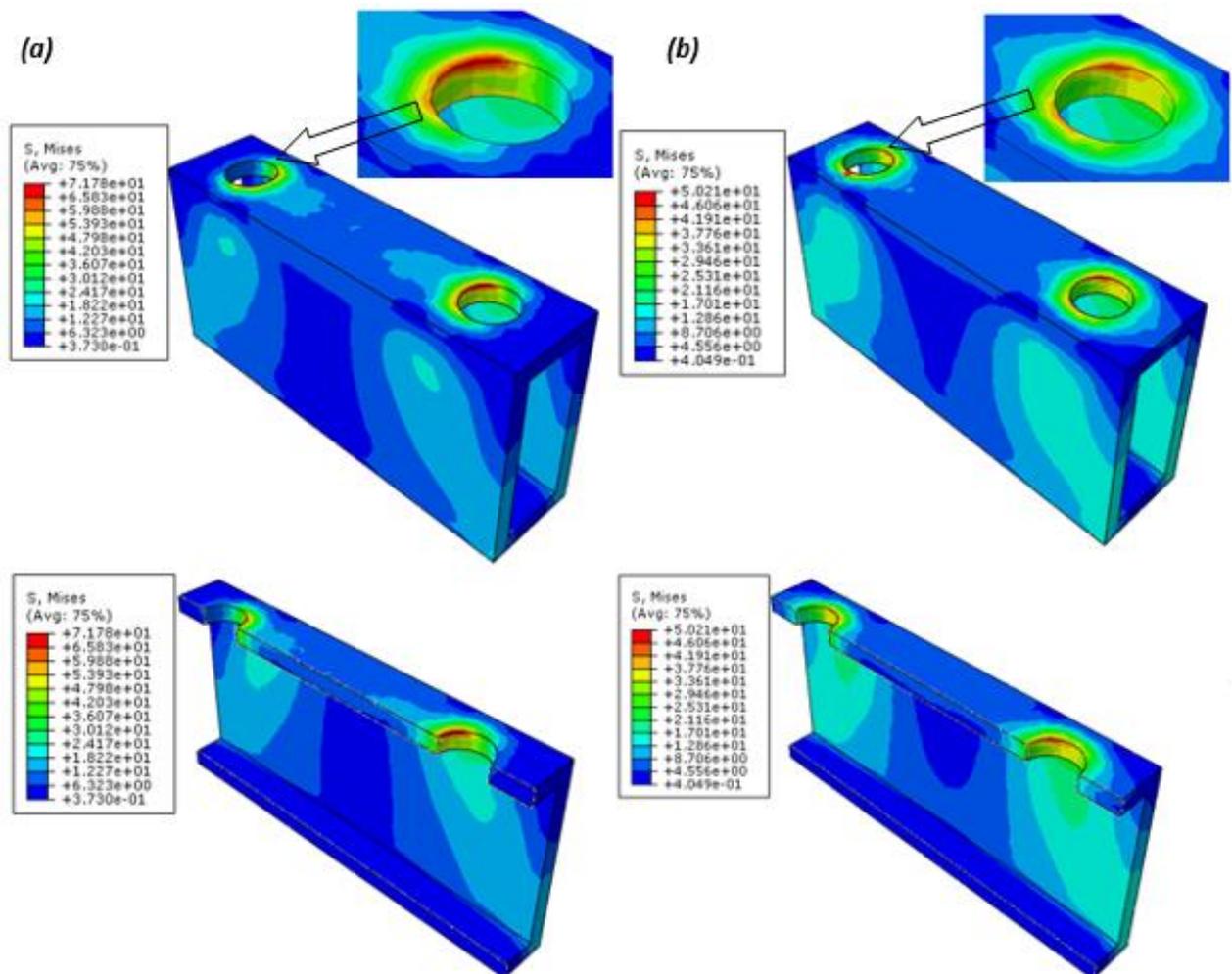


Figure III.7 :Répartition des contraintes de von Mises dans l'os cortical ;a) Modèle conventionnel ;
b) Nouveau modèle

En comparaison entre les deux modèles, on remarque que l'élastomère diminue considérablement les valeurs de contraintes de von Mises (40%).

d) Contraintes dans l'os spongieux

La figure IV-8 montre la distribution des contraintes équivalentes de von Mises dans l'os spongieux. Pour une meilleure visualisation, les distributions de contrainte dans ces régions osseuses sont présentées séparément. Les contraintes sont de niveau faible, comparées aux autres composants du système implantaire ceci peut être dû principalement aux faibles propriétés mécaniques de l'os spongieux.

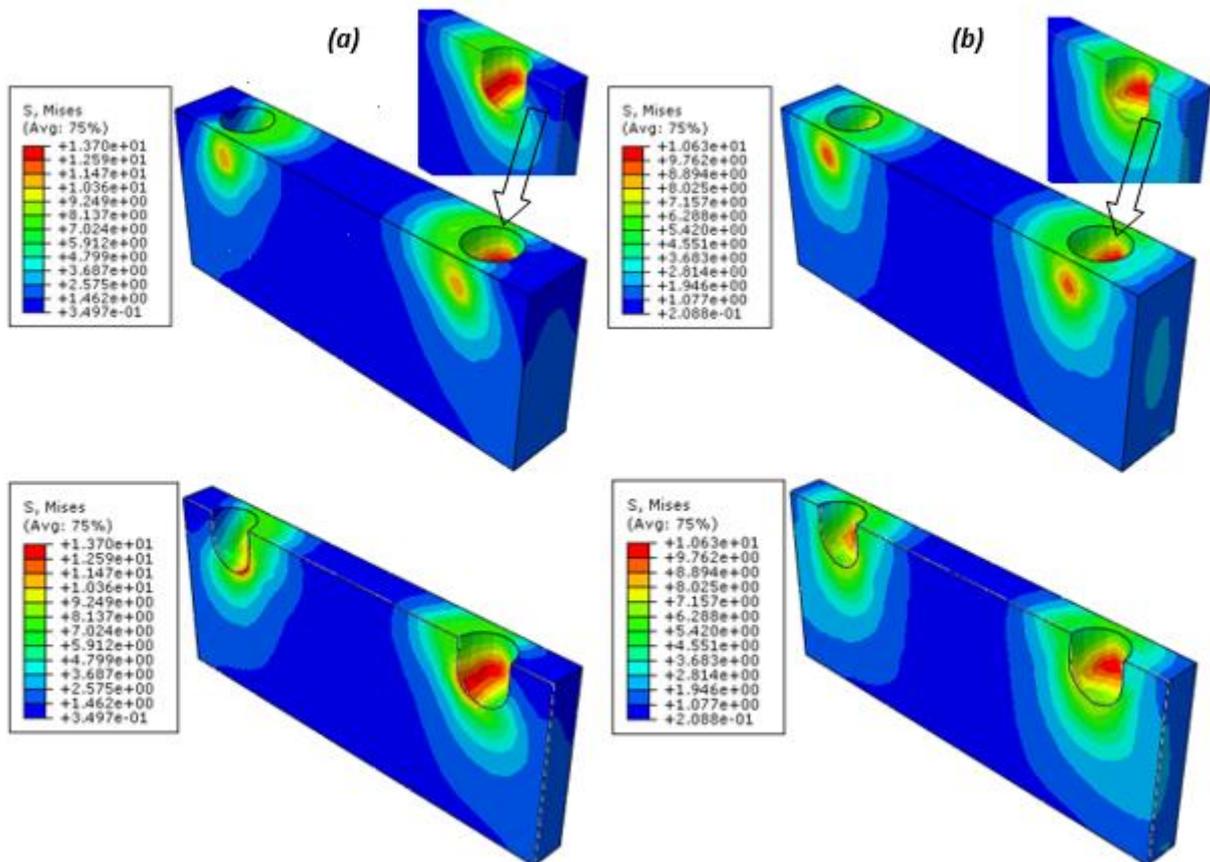


Figure III.8 : Répartition des contraintes de von Mises dans l'os spongieux ; a) Modèle conventionnel ; b) Nouveau modèle

Les contraintes dans cet os pour le nouveau modèle sont faibles par rapport au système conventionnel. Cette diminution peut atteindre les 30% des contraintes de von Mises. Les contraintes dans l'os spongieux atteignent leur niveau maximal dans le bas des racines qui supportent les charges. Cette amplitude de contrainte est très élevée dans le côté distal et mésial pour le modèle conventionnel et dans la direction bucco-linguale pour le nouveau modèle.

e) Contraintes dans l'os autour des cols de l'implant de soutien

L'effet de l'élastomère sur la répartition de contraintes sur le contour cervical de l'os cortical en contact avec l'implant dentaire est indiqué sur la figure III-9. Cette dernière représente l'évolution des contraintes de von Mises en ligne cervicale autour des cols de l'implant de soutien. La valeur de la contrainte la plus intense est enregistrée dans la zone de fort contact avec l'implant, puis cette contrainte décroît jusqu'à atteindre son niveau minimal. Ces contraintes sont plus élevées dans l'implant que dans l'os.

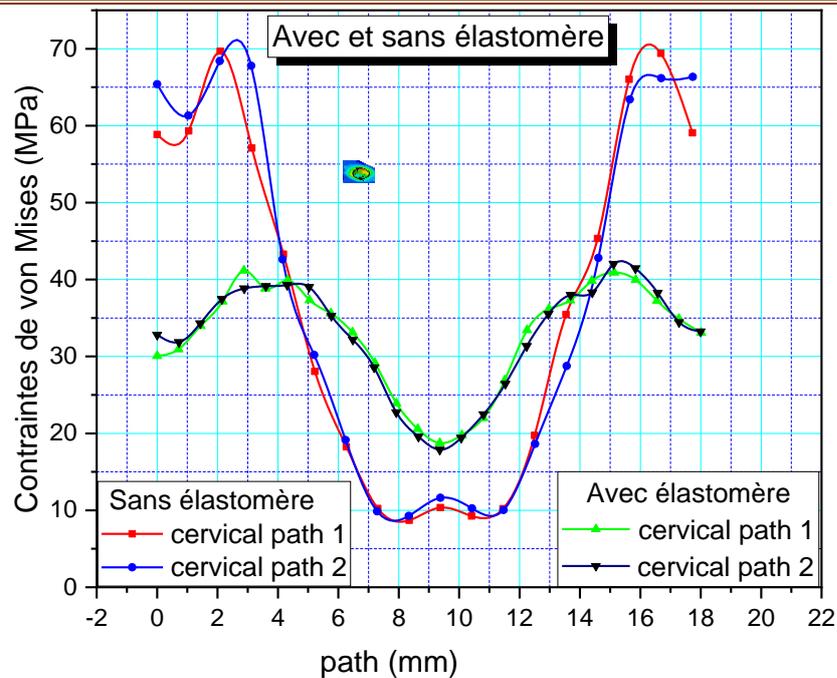


Figure III.9 : Trajectoires cervicales de contraintes dans l'os autour des cols de l'implant de soutien

De manière générale, les courbes montrent que la répartition des contraintes à l'interface dans l'os du modèle avec élastomère est plus faible que pour le modèle conventionnel. Il est clair que dans tous les modèles, la concentration de contrainte la plus élevée au niveau de l'os marginal et des implants s'est produite du même côté de l'application de la charge verticale dans la ligne inter-implantaire près du col des implants.

On peut dire aussi qu'une intégration d'un élastomère de type silicone a entraîné une diminution de 75% des valeurs maximales de contrainte de Von Mises dans la couche corticale de l'os.

f) Contraintes dans l'os entre les cous d'implant de soutien

La distribution des contraintes de von Mises le long de la distance inter-implantaire dans l'os entre les cous d'implant de soutien est illustrée sur la figure III-10.

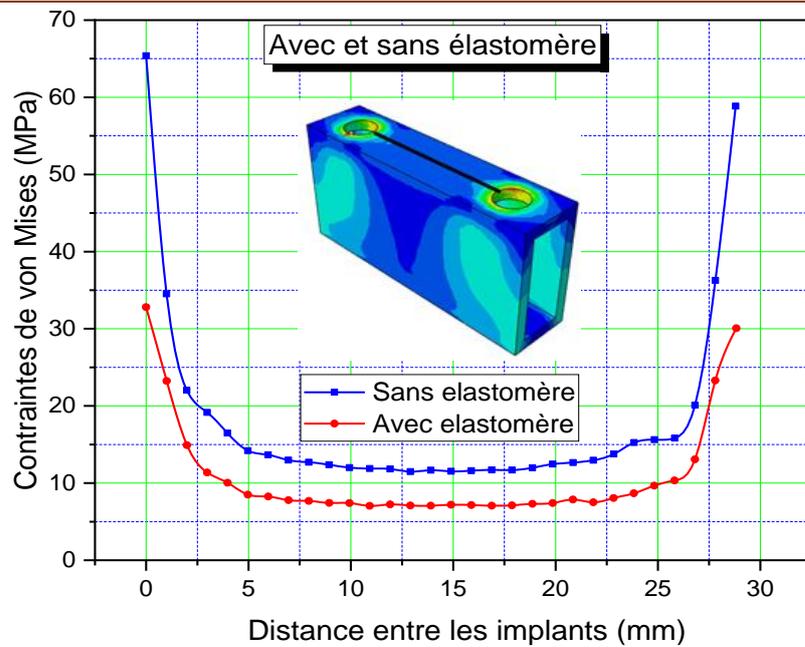


Figure III.10 : Trajets inter-implantaires des contraintes dans l'os entre les cous d'implant de soutien

Selon les résultats exprimés dans les courbes, il est clair que dans les deux modèles, la concentration de contrainte la plus élevée au niveau de l'os marginal et des implants s'est produite du même côté de l'application de la charge verticale dans la ligne inter-implantaire près du col des implants. D'autre part, le modèle avec élastomère est plus résistant aux contraintes par rapport au modèle conventionnel.

Conclusion Générale

CONCLUSION GENERALE

Cette étude est basée principalement sur les valeurs de niveau de contrainte dans l'os mandibulaire. À cet effet, l'analyse des contraintes de von Mises a été calculée pour tous les composants des deux systèmes. Ensuite, une comparaison des résultats a été compilée pour voir l'avantage du modèle élastomère proposé par rapport au modèle conventionnel.

A travers ces résultats numériques, nous pouvons tirer les conclusions principales suivantes:

- Les deux modèles étudiées présentaient des distributions de contraintes qualitatives assez similaires ;
- Les contraintes dans le nouveau système d'implant avec élastomère de type silicone étaient en général plus faibles que dans l'implant conventionnel ;
- Dans les deux modèles, la concentration des contraintes s'est produite d'un côté du cou ;
- Les contraintes obtenues à l'interface os-implant en utilisant le nouvel implant proposé avec des élastomères sont généralement inférieures à celles trouvées avec le modèle conventionnel.
- La concentration maximale de contraintes s'est déplacée du côté du col de l'implant (dans le modèle conventionnel) vers l'entrée du trou interne (modèle proposé) en raison de l'équilibre statique des forces dans le nouveau système.
- Des contraintes de grande ampleur dans l'os mandibulaire ont été observées dans la zone corticale ;
- L'os spongieux présentait une faible concentration de contraintes pour les deux géométries ;

En conclusion, l'utilisation d'absorbeur de contraintes partiel en élastomère dans ce système implantaire présente un grand intérêt pour réduire le transfert d'effort dans la structure osseuse.

Annexe

A.1.1 Introduction :

Les codes éléments finis font maintenant partie des outils couramment utilisés lors de la conception et à l'analyse des produits industriels. Les outils d'aide à la modélisation devenant de plus en plus perfectionnés, l'utilisation de la méthode des éléments finis s'est largement développée et peut sembler de moins en moins une affaire de spécialistes. Si l'utilisation de la méthode se démocratise de par la simplicité croissante de mise en œuvre, la fiabilité des algorithmes et la robustesse de la méthode, il reste néanmoins des questions essentielles auxquelles l'ingénieur devra répondre s'il veut effectuer une analyse par éléments finis dans de bonnes conditions :

Formaliser les non-dits et les réflexions qui justifient les choix explicites ou implicites de son analyse du problème [41];

- évaluer la confiance qu'il accorde aux résultats produits ;
- analyser les conséquences de ces résultats par rapport aux objectifs visés.

L'objectif de cette partie est de présenter les principes de base de cette méthode en insistant sur l'enchaînement des tâches (démarche et hypothèses associées) qui assurent la cohérence du processus de calcul. Ces connaissances vous seront utiles pour maîtriser les deux principales difficultés de mise au point d'un modèle numérique :

- problèmes préliminaires à la phase de calcul ;
- problèmes liés à l'exploitation des résultats et le retour à la conception.

Il ne faut pas perdre de vue que l'analyse des résultats nécessite une bonne compréhension des différentes étapes mathématiques utilisées lors de l'approximation, pour pouvoir estimer l'erreur du modèle numérique par rapport à la solution exacte du problème mathématique.

Sans oublier que le modèle numérique ne peut fournir que de résultats relatifs aux informations contenues dans le modèle mathématique qui découle des hypothèses de modélisation.

Nous nous limiterons à la présentation de modèles élémentaires utilisés dans le cadre des théories linéaires. Bien que simples ces modèles permettent déjà de traiter un grand nombre d'applications liées aux problèmes de l'ingénieur. Du point de vue pédagogique, ils sont suffisamment complexes pour mettre en avant les difficultés de mise en œuvre de la méthode.

L'idée fondamentale de cette méthode est de discrétiser le problème en décomposant le domaine matériel à étudier en éléments de forme géométrique simple. Sur chacun de ces éléments il sera plus simple de définir une approximation nous permettant d'appliquer les méthodes présentées dans la première partie de ce cours. Il ne reste alors qu'à assembler les formes matricielles élémentaires pour obtenir les équations relatives à la structure à étudier. C'est sous cette forme pragmatique qu'elle est utilisée par les ingénieurs, et que nous allons maintenant l'aborder [41].

Toutes les méthodes d'approximation ont un même objectif, remplacer un problème mathématique défini sur un milieu continu (équations différentielles ou intégrales) par un problème mathématique discret (équation matricielle), problème de dimension finie que l'on sait résoudre numériquement [42].

En résumé, les questions essentielles auxquelles l'ingénieur devra répondre s'il veut effectuer une analyse par un modèle numérique dans de bonnes conditions, sont [41]:

Quel modèle mathématique utiliser ?

Quel modèle numérique faut-il lui associer ?

Quelle est l'erreur d'approximation commise ?

Peut-on améliorer le modèle numérique ?

Faut-il changer le modèle mathématique ?

Les équations du modèle retenu, sont soumises à un certain nombre d'hypothèses basées sur les sciences de l'ingénieur. Il faut connaître le domaine de validité de ces hypothèses pour pouvoir vérifier que la solution obtenue est satisfaisante. La solution exacte d'un modèle mathématique qui ne correspond pas à la réalité physique ne vaut rien [42].

A.1.2 Utilisation de la méthode des éléments finis :

La méthode des éléments finis fait partie des outils de mathématiques appliquées. En analyse numérique, la méthode des éléments finis est utilisée pour résoudre numériquement des équations aux dérivées partielles. Celles-ci peuvent par exemple représenter analytiquement le comportement dynamique de certains systèmes physiques (mécaniques, thermodynamiques, acoustiques, etc.). En mathématique, Il s'agit de remplacer un problème compliqué pour lequel a priori on ne connaît pas de solution, par un problème plus simple que l'on sait résoudre [45].

Annexe

La méthode des éléments-finis (MEF) est une méthode d'approximation numérique de solutions de problèmes aux limites statiques ou dynamiques tels que [41]:

- diffusion thermique
- mécanique des milieux continus (solides et fluides)
- électromagnétisme

Mais en fait, absolument tous les problèmes d'équations aux dérivées partielles (EDP) aux limites.

Il s'agit, comme dans toutes les méthodes numériques, de trouver une approximation discrète.

Pour faire bref, d'un problème différentiels aux limites linéaire, on trouve une formulation vibrationnelle associée équivalente, dont on calcule une approximation de la solution en projetant sur un espace de dimension finie, ce qui à résoudre au final un système linéaire.

A.1.3 Démarche éléments finis :

Les principales étapes de construction d'un modèle éléments finis, qui sont détaillées par la suite, sont les suivantes [41]:

- Discrétisation du milieu continu en sous domaines ;
- Construction de l'approximation nodale par sous domaine ;
- Calcul des matrices élémentaires correspondant à la forme intégrale du problème ;
- Assemblage des matrices élémentaires.
- prise en compte des conditions aux limites.
- Résolution du système d'équations.

A.1.4 Principes de la méthode des éléments finis (MEF) :

La MEF est basée sur une idée simple : subdiviser (discrétiser) une forme complexe en un grand nombre de sous-domaines élémentaires de forme géométrique simple (éléments finis) interconnectés en des points appelés nœuds[43].

Nous considérons le comportement mécanique de chaque élément séparément, puis nous assemblons ces éléments de telle façon que l'équilibre des forces et la compatibilité des déplacements soient satisfaits en chaque nœud.

La MEF utilise des approximations simples des variables inconnues dans chaque élément pour transformer les équations aux dérivées partielles en équations algébriques. Les nœuds et les éléments n'ont pas forcément de signification physique particulière, mais sont basés sur des considérations de précision de l'approximation

A.1.5 Étapes logiques du calcul par éléments finis

- Définir les nœuds et les éléments (Créer le maillage) [43].
- Pour chaque élément, établir la matrice de rigidité élémentaire $[K^e]$ reliant les degrés de libertés (déplacements) nodaux $\{u^e\}$ et les forces $\{f^e\}$ appliquées aux nœuds : $[k^e] \{u^e\} = \{f^e\}$.
- Assembler les matrices et les vecteurs élémentaires en un système global

$[K] \{U\} = \{F\}$ de manière à satisfaire les conditions d'équilibre aux nœuds.

- Modifier le système global en tenant compte des conditions aux limites.
- Résoudre le système $[K] \{U\} = \{F\}$ et obtenir les déplacements $\{U\}$ aux nœuds.
- Calculer les gradients (flux de chaleur, déformations et contraintes) dans les éléments et les réactions aux nœuds sur lesquels les conditions aux limites sont imposées.

$[K]$: matrice caractérisant le système

$\{U\}$: variables inconnues du problème

$\{F\}$: sollicitations connues (second membre)

Les principales étapes du calcul sont [45]:

A.1.6 Vérification des données

A.1.6.1 Construction des tables :

- Construction de la table des nœuds et de la table des éléments
- Partition des degrés de liberté
- Calcul de la place mémoire nécessaire au calcul
- Segmentation des matrices globales

A.1.6.2 Calcul des matrices élémentaires et assemblage des matrices globales :

- Matrice de rigidité
- Matrice de masse pour une analyse dynamique
- Matrice de rigidité géométrique pour la recherche des charges critiques
- Vecteur(s) force(s) pour une analyse statique

A.1.6.3 Factorisation de la matrice de rigidité globale :

$$[K] = [L] [D] [L]^T \text{ A.1}$$

a)Analyse statique :

Pour chaque problème statique [48]:

- Résolution du système d'équations linéaires :

$$[K] \{U_i\} = \{F_i\} \quad \text{A.2}$$

Où i est le numéro du problème (cas simple ou combinaison). S'il y a des déplacements imposés

Non nuls, le logiciel génère un cas de charges 0 qui se réduit aux déplacements imposés.

- Édition d'un fichier neutre

b) Analyse dynamique :

- Résolution du problème aux valeurs propres :

$$[K] \{U\} = \omega^2 [M] \{U\} \quad A.4$$

- Edition d'un fichier neutre

c) Flambement linéaire:

- Résolution du problème aux valeurs propres :

$$[K] \{U\} = -\lambda [M] \{U\} \quad A.5$$

- Edition d'un fichier neutre

À la fin du calcul, le logiciel génère un fichier dont l'extension estres. Ce fichier contient des informations sur le déroulement du calcul.

A.1.6.4 Partition des degrés de liberté :

Les degrés de liberté de la structure (d.d.l.) sont numérotés de façon à obtenir la partition de ceux-ci en trois sous-ensembles [48]:

- Déplacements inconnus: (*L*)
- Déplacements connus non nuls: (*P*)
- Déplacements nuls: (*S*)

La partition des d.d.l. induit une partition des matrices globales : vecteur force $\{F\}$, vecteur déplacement $\{U\}$, matrice de rigidité $[K]$, . . . :

$$\{F\} = \begin{Bmatrix} \{F_L\} \\ \{F_P\} \\ \{F_S\} \end{Bmatrix}, \quad \{U\} = \begin{Bmatrix} \{U_L\} \\ \{U_P\} \\ \{U_S\} \end{Bmatrix}, \quad [K] = \begin{bmatrix} [K_{LL}] & [K_{LP}] & [K_{LS}] \\ [K_{PL}] & [K_{PP}] & [K_{PS}] \\ [K_{SL}] & [K_{SP}] & [K_{SS}] \end{bmatrix} \quad A.6$$

Les lignes et les colonnes associées aux déplacements nuls ne sont jamais assemblées .La partition des d.d.l. est effectuée avant la segmentation en blocs des matrices globales.

a)Analyse statique :

Les équations d'équilibre $\{F\} = [K] \{U\}$ s'écrivent :

$$\begin{Bmatrix} \{F_L\} \\ \{F_P\} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} [K_{LL}] & [K_{LP}] \\ [K_{PL}] & [K_{PP}] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{U_L\} \\ \{U_P\} \end{Bmatrix} \quad \text{A.7}$$

Les déplacements inconnus sont solution du système d'équations :

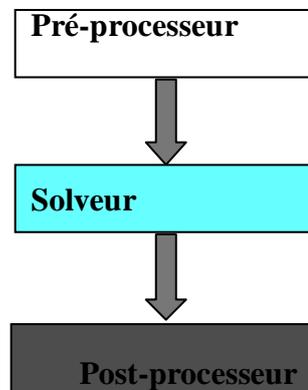
$$[K_{LL}] \{U_L\} = \{F_L\} - [K_{LP}] \{U_P\} \quad \text{A.8}$$

b) Analyse dynamique :

Le problème aux valeurs propres $[K] \{U\} = w^2 [M] \{U\}$ se réduit à :

$$[K_{LL}] \{U_L\} = w^2 [M_{LL}] \{U_L\} \quad \text{A.9}$$

A.1.7 Etapes pratiques du calcul par EF :



FigureA.1 : Organisation générale d'un code de calcul [42]

A.1.7.1 Pré-processeur:

- Choisir le type d'éléments
- Entrer les propriétés géométriques
- Entrer les paramètres physiques

- Créer le modèle géométrique
- Créer le maillage :définir les nœuds et les éléments
- Appliquer les sollicitations
- Imposer les conditions aux limites

A.1.7.2 Solveur:

- Choisir le type d'analyse(statique ,dynamique,...)
- Construire la matrice et le vecteur élémentaire $[k_e], \{f_e\}$
- Assembler $[k_e]$ et $\{f_e\}$ dans $[K]$ et $\{F\}$
- Prendre en compte les conditions aux limites
- Résoudre le système d'équations $[K]\{U\}=\{F\}$
- Calculer les variations additionnelles (gradients, réactions, $\varepsilon, \sigma \dots$)

1.7.3 Post-processeur:

- Présenter les résultats de façon intelligible et synthétique:
 - sous forme numérique
 - sous forme graphique
- Effectuer des fonctions complémentaires :combinaisons, interprétations interpolations ,animation,...

A.1.8 La modélisation physique de systèmes mécaniques

Résulte généralement des équations différentielles partielles qui ne peuvent pas être résolues analytiquement ou qui n'ont pas une solution exacte, pour raisons de complexité du domaine discrète du problème ou des conditions aux limites. Ainsi, une méthode numérique doit être employée pour la solution approximée du problème physique. La Méthode de éléments finis (MEF) est souvent considérée comme la méthode la plus appropriée pour des études de cette nature [43]

A.1.9 Utilisation d'un logiciel éléments finis :

Un programme général de type industriel doit être capable de résoudre des problèmes variés de grandes tailles (de mille à quelques centaines de milliers de variables). Ces programmes complexes nécessitent un travail d'approche non négligeable avant d'espérer pouvoir traiter un problème réel de façon correcte. Citons à titre d'exemple quelques noms de logiciels : Nastran, Ansys, Adina, abaqus, castem 2000, cesar, samcef, etc. Les possibilités offertes par de tels programmes sont nombreuses [42]:

- Analyse linéaire ou non d'un système physique continu ;
- Analyse statique ou dynamique ;
- Prise en compte de lois de comportement complexes ;
- Prise en compte de phénomènes divers (élasticité, thermiques, électromagnétiques, de plasticité, d'écoulement. . .) pouvant être couplés
- Problèmes d'optimisation, etc.

L'utilisation de tels programmes nécessite une formation de base minimale[41].

A.1.9.1 Déroulement d'une étude :

Pour réaliser une étude par éléments finis, il faut que les objectifs de l'étude soient bien définis.

Le cadre de l'étude, c'est-à-dire le temps et les moyens disponibles, doit être compatible avec les objectifs et la précision cherchée. Supposons toutes ces conditions remplies, l'étude proprement dite est organisée de façon logique selon les étapes suivantes [41].

a)Analyse du problème :

Cette analyse doit fixer les paramètres du calcul et conduire à la réalisation d'un maillage.

Cette phase basée sur l'expérience personnelle acquise dépend de nombreuses considérations. La difficulté essentielle est de trouver un bon compromis entre les paramètres propres au problème et ceux relatifs à l'environnement de travail. L'analyse du problème nous

conduit à préciser un certain nombre d'hypothèses, et à effectuer des choix qui conditionnent les résultats.

b) Choix du modèle :

En calcul des structures, les plus classiques sont de type : poutre, élasticité plane, axisymétrique, coques mince ou épaisse, tridimensionnel à ces modèles mathématiques correspondent des familles d'éléments finis.

c) Choix du type d'éléments :

Il est fonction de la précision voulue, de la nature du problème, mais aussi du temps disponible. On choisira les éléments les mieux adaptés dans les familles disponibles.

d) Choix du maillage :

Il dépend essentiellement de la géométrie, des sollicitations extérieures, des conditions aux limites à imposer, mais aussi des informations recherchées :

Locales ou globales. Sans oublier bien entendu le type d'outils dont on dispose pour réaliser ce maillage.

e) Hypothèses de comportement :

- Quel modèle retenir pour représenter le comportement du matériau ?
- Le calcul est-il linéaire ?
- Doit-on modéliser l'amortissement ?
- Si le matériau est hétérogène ou composite, peut-on utiliser une méthode d'homogénéisation ?
- Peut-on traduire l'incompressibilité du milieu ?

Lors d'une étude, on peut être amené à utiliser des éléments finis nouveaux. Il est indispensable de vérifier leur comportement sur des problèmes élémentaires si possible proches de l'étude menée.

L'ouvrage « Guide de validation des logiciels de calculs des structures, Afnor technique 1990 » contient des cas tests pouvant servir pour de nombreux problèmes.

Ces cas tests permettent de comparer la solution obtenue avec d'autres solutions numériques ou analytiques. Ce travail préliminaire est utile pour former sa propre expérience et permet de valider l'utilisation du modèle testé.

f)Création et vérification des données :

Cette étape dépend du logiciel utilisé. La syntaxe utilisée pour définir le jeu de données est définie dans le mode d'emploi du bloc fonctionnel correspondant. En sortie, un fichier est créé, qui contient toutes les informations nécessaires à l'exécution des calculs. Les vérifications relatives au jeu de données se font généralement graphiquement, grâce à un module informatique appelé Pré-processeur.

Différents contrôles peuvent être utilisés pour valider le jeu de données :

- vérification de la géométrie de la pièce et du maillage
- vérification de la prise en compte des sollicitations et des conditions cinématiques (liaisons) imposées à la structure.
- vérification des propriétés mécaniques utilisées.

Pour des problèmes spécifiques, d'autres contrôles seront envisagés. L'objectif d'éviter de faire tourner un calcul inutilement. Ceci d'autant plus que la recherche d'une solution acceptable pour un problème donné est rarement le résultat d'un seul calcul.

g)Exécution du calcul :

Ce bloc, le plus coûteux en temps machine est souvent exécuté en tâche de fond. Un fichier de résultats permet de vérifier que les différentes phases de calculs se sont correctement déroulées :

- Interprétation des données, vérification des paramètres manquants ;
- Construction des matrices, espace utile pour les gros problèmes ;
- Singularité de la matrice raideur, problème de conditions aux limites ou de définition des éléments ;
- Convergence, nombre d'itérations, etc.

Annexe

Ce fichier peut contenir aussi les résultats du calcul (déplacements, résidus, contraintes...) ce qui lui confère dans ce cas un volume généralement très important. Il peut arriver que le calcul échoue. Les principales sources d'erreurs généralement observées à ce niveau sont listées dans le tableau

erreurs	causes	Remèdes
singularité de K	éléments mal définis, existence de modes rigides, intégration numérique	modifier la topologie du maillage, modifier les liaisons, modifier le nombre de points d'intégration
résolution des équations	arrondi numérique, non convergence	travailler en double précision, changer d'algorithme, augmenter le nombre d'itérations

Tableau A.1 : Principales sources d'erreurs durant le calcul [41].

h)Exploitation des résultats :

Les calculs demandés dans le cahier des charges ont le plus souvent pour objectif de valider ou de vérifier le dimensionnement d'une structure. Les résultats obtenus et les conclusions relatives aux phénomènes à étudier devront être présentés de façon synthétique : tableaux, courbes, visualisation. Cela justifie largement l'utilisation d'un post-processeur, qui propose des outils pour sélectionner les informations que l'on veut étudier.

Attention, lors de l'utilisation de ces outils, il faut savoir ce que cache l'information qui vous est proposée graphiquement, sachant que celle-ci est construite à partir de résultats discrets :

- valeur moyenne sur un élément : comment est-elle définie ?
- valeur maximale sur l'élément : comment est-elle calculée ?

- valeurs aux nœuds (écarts entre les éléments) : à quoi correspondent-elles ?
- les courbes d'iso-contraintes ont-elles une signification ? etc.

Différentes vérifications doivent être effectuées pour valider les résultats. Elles poussent, dans la plupart des cas, à remettre en cause le modèle pour en créer un nouveau, dont on espère qu'il améliorera la solution précédente.

Pour valider une solution, il faut procéder dans l'ordre, en estimant dans un premier temps la précision du modèle.

Puis lorsque celle-ci est jugée suffisante, nous procédons à sa validation. Les

indicateurs sur la précision du modèle sont généralement locaux. Ils concernent des informations élémentaires calculées aux nœuds ou aux points d'intégration ces informations sont très souvent fournies en valeur moyenne sur l'élément. Les indicateurs locaux sur la précision d'un modèle mécanique peuvent être:

- Discontinuité des contraintes entre des éléments adjacents. Le plus simple, pour un matériau isotrope, est de visualiser la contrainte équivalente de Von Mises, cela permet d'avoir une idée des zones fortement chargées ayant un fort gradient de contrainte. Ces zones seront l'objet de toute notre attention.
- Valeur du tenseur des contraintes sur les bords libres (certaines valeurs doivent être nulles). En pratique, il faudra estimer ces valeurs à partir des valeurs obtenues aux points d'intégration
- Densité d'énergie interne de déformation sur chaque élément, l'idéal étant d'avoir un écart le plus faible possible. Ayant les informations sur la qualité de la solution, différents contrôles peuvent être envisagés pour valider votre modèle :
- Ordre de grandeur des résultats obtenus
- Vérification des hypothèses du modèle
- Justification des choix de départ.

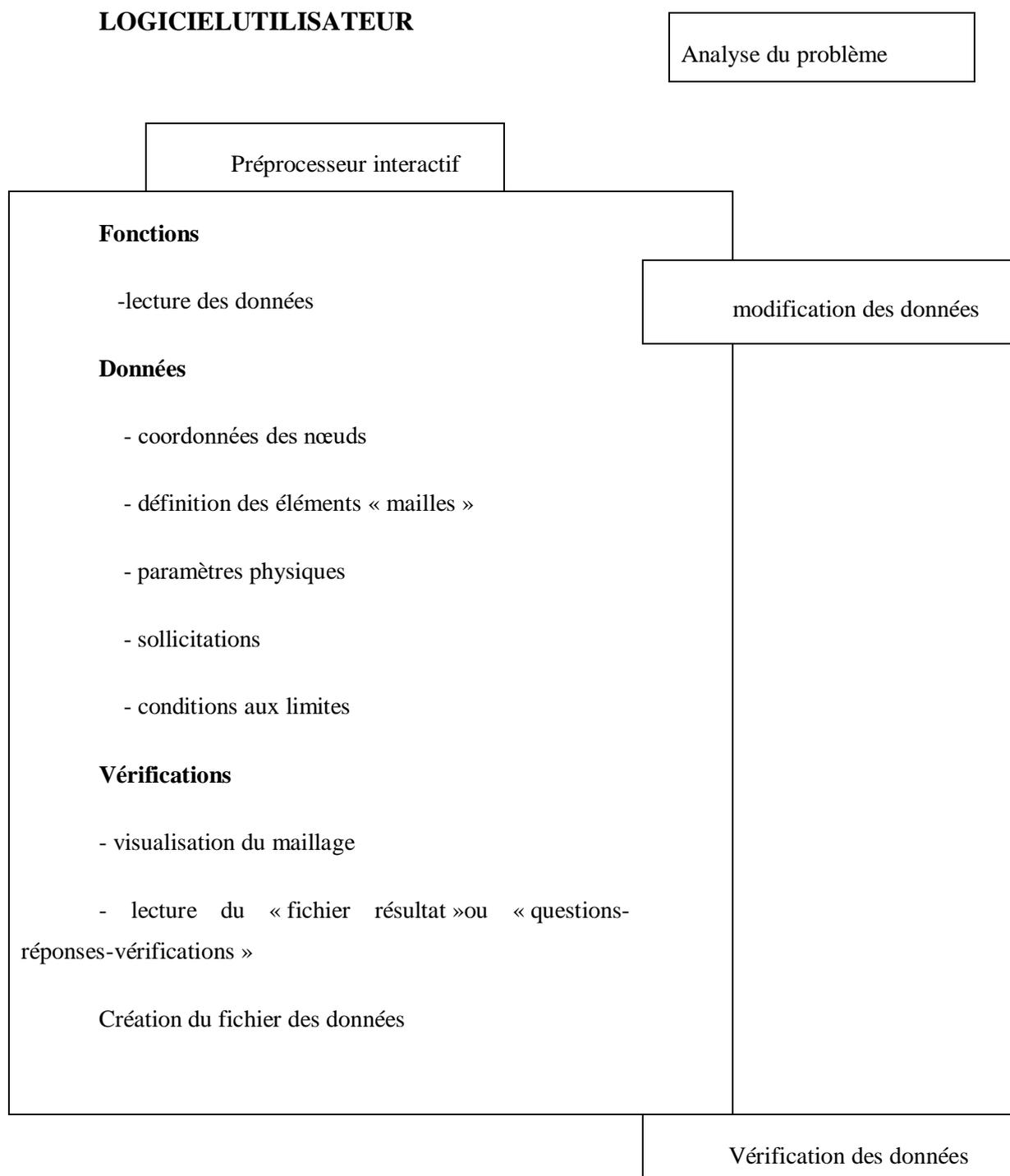
La comparaison des résultats des différents modèles permet d'améliorer puis de valider un modèle final. Une fois la fiabilité du modèle assurée, on peut conclure sur l'adéquation entre la

Annexe

structure et le cahier des charges. La synthèse de ces calculs préliminaires est indispensable car elle vous permet de justifier et de définir les limites du (des) modèle(s) retenu(s) [41].

A.1.10 Organigramme d'un logiciel éléments finis :

Tout logiciel de calcul par la méthode des éléments finis contient les étapes caractéristiques ou blocs fonctionnels décrits sur la figure A.2 [41].



post processeur interactif

Fonctions

- traitement des résultats visualisation
- calcul des variables secondaires (ϵ , σ . . .)
- traitement des variables iso contraintes, iso déformations, déformées, valeurs maximales normes. . .
- superposition de problèmes. . .

Visualisation

analyse des résultats

note de calcul

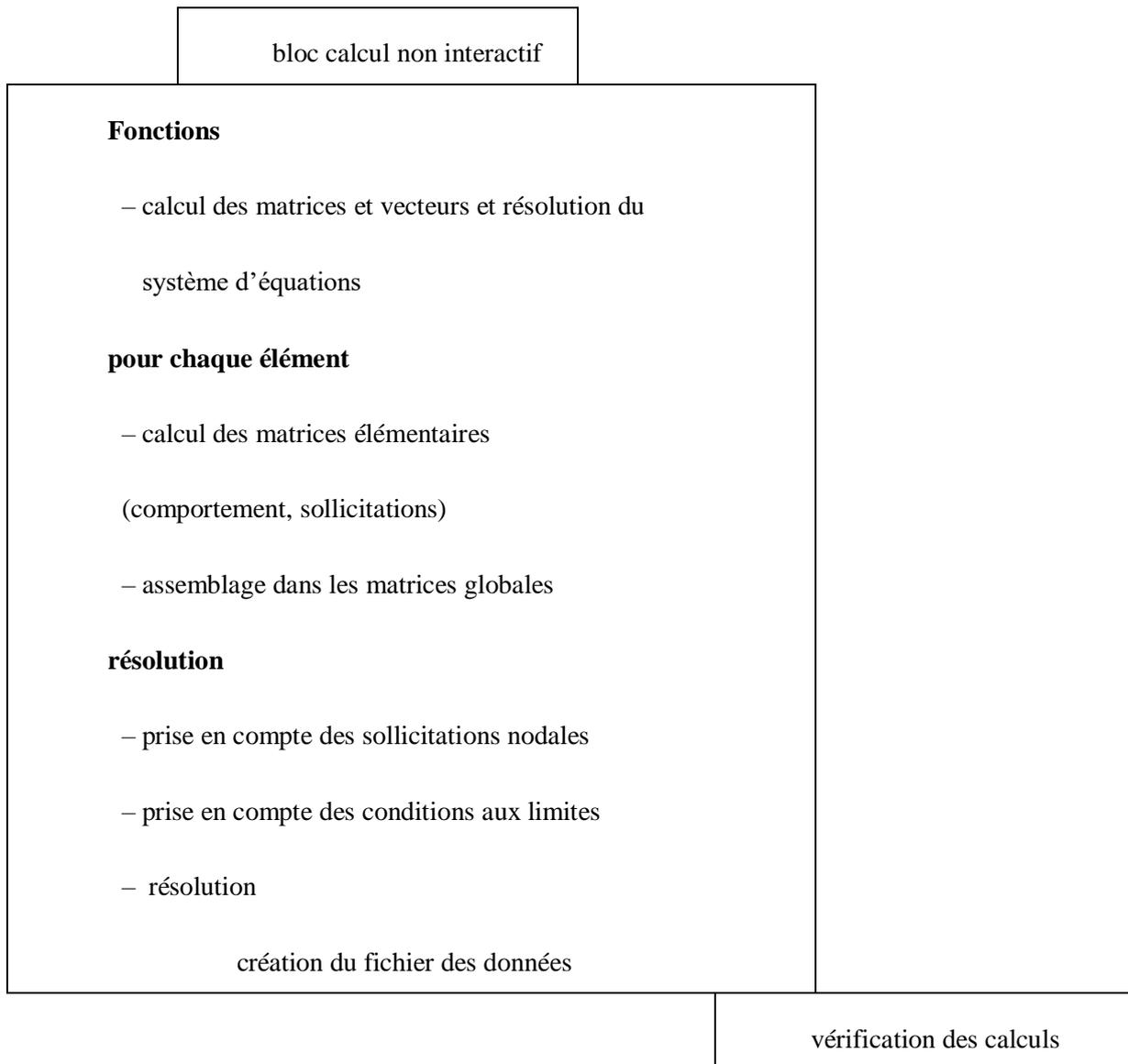


Tableau A.2 : Organigramme d'un logiciel éléments finis [41].

A.2 Généralités sur Abaqus

A.2.1 ABAQUS

Est un code de calcul par la méthode des éléments finis créé en 1978

Deux grands codes [46]

- **ABAQUS/Standard**: résolution par un algorithme statique implicite

- ABAQUS/Explicit: résolution par un algorithme dynamique explicite

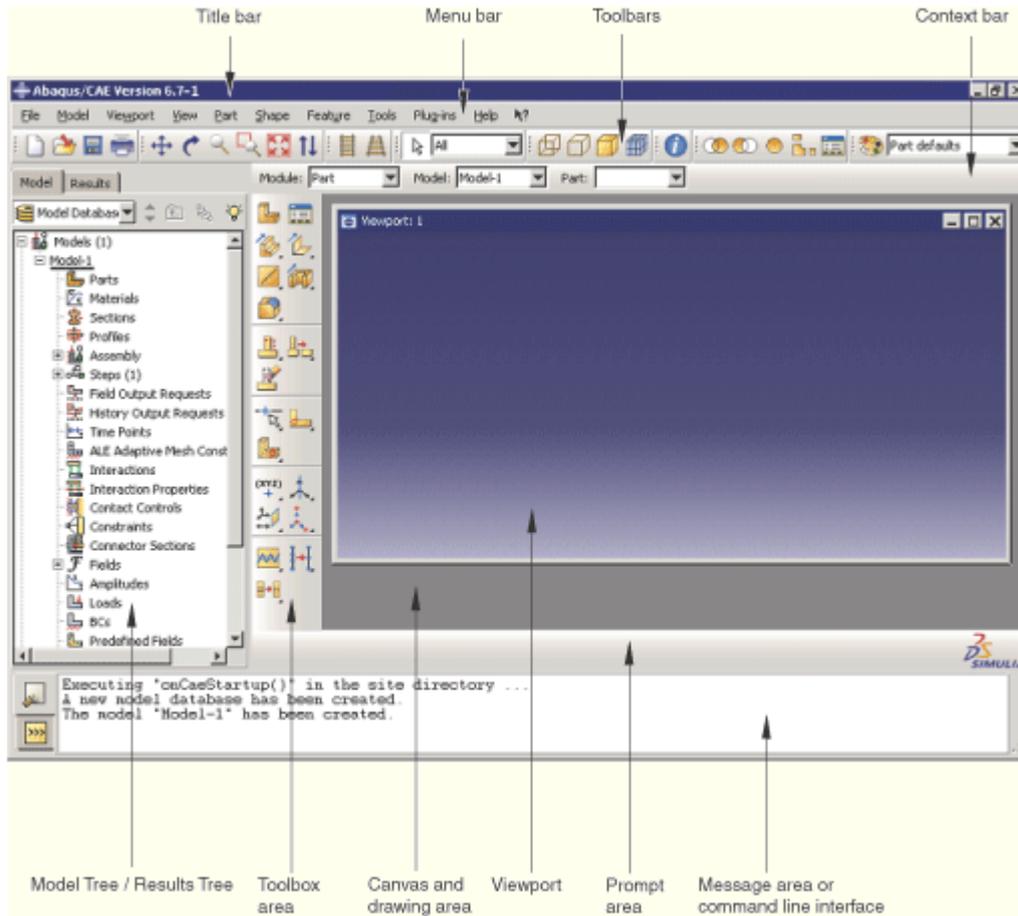


Figure A.2: Composants de la fenêtre principale (view-port) [47].

A.2.2 Unités :

Abaqus ne gère pas les unités : c'est à l'utilisateur d'utiliser un système d'unités cohérent

Quantité	SI	SI (mm)	SI	US Unit (ft)	US Unit (inch)
Length	M	Mm	M	Ft	In
Force	N	N	kN	Lbf	Lbf
Mass	Kg	tonne (10 ³ kg)	tonne	Slug	lbf s ² /in
Time	S	S	S	S	s
Stress	Pa (N /m ²)	Mpa (N /mm ²)	kpa	Lbf/ft ²	psi (lbf/in ²)
Energies	J	mJ(10 ⁻³)	kj	ftlbf	in lbf
Densité	Kg/m ³	tonne/mm ²	tonne/m ³	Slug/ft ³	lbf s ² /in ⁴

Tableau A.3: Les unités d'ABAQUS [46].

A.2.3 Descriptif :

Description succincte des possibilités d'abaqus:

- Analyses
- Éléments
- Non-linéarités

A.2.3.1 Type d'analyse :

Domaines physiques:

- Mécanique
- Thermique
- Électrique (piézo et thermique)
- Problèmes couplés

A.2.3.2 Problèmes:

- Statique et dynamique
- Linéaires et non linéaires

Dynamique des corps rigides: depuis version 6.1

Un très large choix d'éléments (plus de 100)

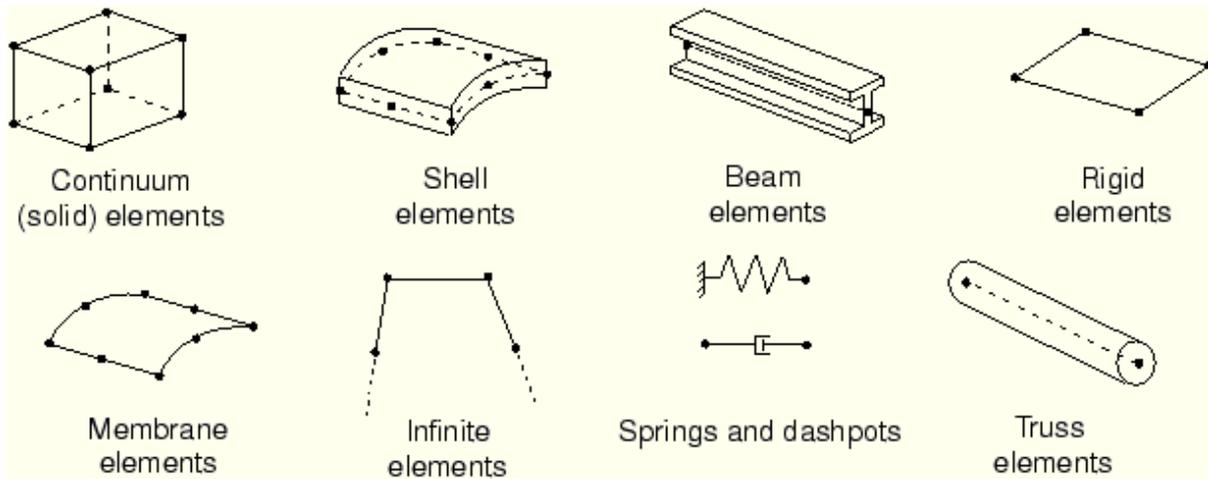
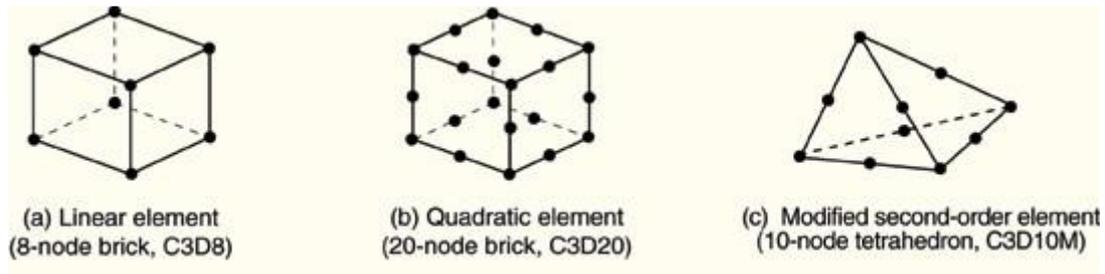


Figure A.3 : Les éléments que utilisé dans ABAQUS [46].

A.2.3.3 Types de non-linéarités:

- Matériaux
- Géométriques
- Contact

Algorithmes robustes et paramétrables (Newton- Raphson standard à pas adaptatifs et méthode RIKS)



FigureA.4 : Les éléments non linéarités de différent nœuds [46]

A.2.3.4 Non-linéarités matérielles

- Hyper-élasticité
- Plasticité
- Viscoplasticité
- Endommagement
- Non-isotrope (y compris *laminâtes* = composites) Possibilités de programmer de nouvelles lois de comportement (en FORTRAN)

A.2.3.5 Non-linéarités géométriques

- Grandes déformations
- Grands déplacements
- Grandes rotations
- Instabilités (bifurcations, points-limites)

Possibilités de remaillage automatique (type r) sur abaqus/explicit

A.2.3.6 Non-linéarités de contact

- Grands déplacements
- Contact 2D et 3D

- Rigide/Rigide, Rigide/Déformable, Déform. /Déform.

• Lois de frottement diverses et complexes possibilités de programmer de nouvelles lois d'interaction (en fortran) [46].

A.2.4 Structure

Description de la structure d'abaqus:

- Structure et fonctionnement du logiciel
- Syntaxe du fichier d'entrée
- Fichiers produits par abaqus

A.2.4.1 Le fichier d'entrée

Méthodes pour générer un fichier d'entrée (inp):

- À la main (fichier texte)
- Avec abaqus/cae
- Avec un logiciel annexe (I-deas, Nastran,...)

A.2.4.2 Modularité

La modularité d'abaqus:

- Génération automatique de modèle
- L'analyse multi-étapes
- Utilisation de Python et de CAE

Automatisation et modularisation des modèles

- Utiliser les commandes *INCLUDE et *INPUT
- Utiliser Python et la commande *PARAMETER
- Utiliser Python en conjonction avec CAE

Références bibliographiques

Références bibliographique

- [1]-**KAMINA & RENARD**. Tête osseuse, articulation temporo-mandibulaire, 2° édition. Edition Maloine, 1996.
- [2]-**LANDOUZY J.M., CLAIRE J., DONAZZAN., HAMME G.** Les dysfonctions temporomandibulaires, 1995.
- [3]-**PERDRIX G., DURAND B-M.** Eléments de physiologie de l'appareil manducateur. Rev. Odonto-Stomatol., Paris, 6, pp.451-458, 1977.
- [4]-**STEPHANE C.** Articulation temporo-mandibulaire 2. Cours pour 3° année - période A. 2000.
- [5]-**Mr. BENKHEIRA Ameer.** Effet de l'écrasement des aliments durs sur la distribution des contraintes dans les implants dentaires. Novembre 2012
- [6] -**TORTORA & GRABOWSKI**. Principes d'anatomie et de physiologie 2° édition. Edition De Boeck Université, 1994.
- [7]-**TYLMAN SD**. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris : édition Prélat, 1975 – 917p.
- [8]-**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
- [9]-**MALQUARTI G., ALLARDY. , MARTIN J.-P. et BOIS D.** Principes généraux des Bridges. Editions techniques- Encycl. Med. Chir. (Paris France), Stomatologie et odontologie, 23270 A, 1992 11p.
- [10]-**Frost, H. M.** Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. Calcif Tissue Res 3:211-37; 1969.
- [11]-**Cowin, S.** Bone Mechanics Handbook. Boca Raton: FL:CRC Press; 2001
- [12]-**Jacobs C.** Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of philosophy, 1994, Stanford University.
- [13]-**Doblaré M, Garcia JM.** Anisotropic bone remodelling model based on a continuum damage repair theory. J Biomech 2001,35, 1-17.
- [14]-**SCORTECCI G., MODSCHIEDLER T.** Ostéointégration et mise en fonction immédiate : 15 ans de recherche et d'application clinique dans le traitement du maxillaire totalement édenté. Rev. Implantodontie 1997 ; 24 (1) = 5-32.
-

Références bibliographique

- [15]-**RAMEAU N.** Le point sur le système Oiskimplant et les implants structure. *Rev. Implantodontie* 1997, 24 (1): 33-35.
- [16]-**BABBUSH L. A., KIRSH A., MENTAG P.** The IMZ endosseous two phaseosteointegration implant system. *Mag.' Alph. OMEG*, 1987; 80 (3) : 52-61.
- [17]-**NIZ NICK G., LUBAR R.** The core-vent systeme of osseointegrated implants. *Mag. Alph. Omeg.*, 1987 ..80 (3) : 62-66
- [18]-**BENHAMOU A.** Biointégration en implantologie orale: implant T.B.R Chir. Dent. France, 1990,. 22 (3) : 37-46
- [19]-**Albrektsson T.** Signification clinique et expérimentale de l'ostéo-intégration. Une actualisation des critères de succès et d'évaluation longitudinale. *J. Parodontal* , 1991, 10,115-130.
- [20]-2001_2022syndicat des **cèramique techniques(SICT)**.
- [21]-2 mai 2018-[http :// parodontologie- implantologie.paris](http://parodontologie-implantologie.paris).
- [22]-**Kaneko, T. S., Pejicic, M. R., Tehranzadeh, J., and Keyak, J. H.** Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. *Med Eng Phys* 25:445-54; 2003.
- [23]-**BERT M., PICARD B., TOUBOL J.P.** Implantologie. Paris : Masson, 1992, 108-113.
- [24]-**BERT M., MISSIKA P.** Le point sur l'ostéo-intégration. *Information Dentaire*, 1986; 36: 3507-3515
- [25]-[http ://dr.dada-karim.chirurgiens-dentistes.fr](http://dr.dada-karim.chirurgiens-dentistes.fr) 9.dèc2020
- [26]-[http://www.epistrmonikos .og](http://www.epistrmonikos.org)jun07.2012 **jurnal of dental research** .
- [27]-**ALBREKTSSON T., ZARB G.A., WORTHINGTON P., ERIKSSON A.R.** The longterm efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success. *Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 1986 ; 1 : 11-25.
- [28]-**BERT M., MISSIKA P.** Les clés du succès en implantologie. Prévenir les complications et les échecs. Rueil-Malmaison : Ed CdP, 2009, 200p.
-

Références bibliographique

- [29]-**PJETURSSON B.E., KAROUSSIS I., BURGIN W., BRAGGER U., LANG N.P.** Patient's satisfaction following implant therapy. A ten years prospective cohort study. *Clinical Oral Implants Research*, 2005;16 : 185-193.
- [30]-**BRANEMARK PI, HANSSON BO, ADELL R, BREINE U, LINDSTROM J, HALLEN O, OHMAN.A.** Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10- year period. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Suppl.* 1977; 16: 1-132.
- [31]- **SCHROEDER A, POHLER O, SUTTER F.** Tissue reaction to an implant of a titanium hollow cylinder with a titanium surface spray layer. *SSO Schweiz Monatsschr. Zahnheilkd.* 1976; 86: 713-27.
- [32]- <http://www.les implant dentaire.com>. Avril 2010
- [33].**SCHENK RK, BUSER D.** Osseointegration : a reality. *Periodontol.* 1998; 17: 22-35
- [34]. **H. MARTINEZ, P. RENAULT G. GEORGES-RENAULT, L. PIERRISNARD, T. ROUACH** Les implants: chirurgie et prothèse choix Thérapeutique stratégique Éditions CdP D WoltersKluwet France. 2008.
- [35]-**Les implants Dentaires** web :Nea Digital.2009
- [36]-**TETTAMANTI, C. ANDRISANI et al** IMMEDIATE LOADING IMPLANTS: REVIEW OF THE CRITICAL ASPECTS ORAL & Implantology – Anno X – N.2/2017
- [37]- **Amel BOUKHLIF.** Numerical Evaluation of Biomechanical Stresses in Dental Bridges Supported by Dental Implants
- [38]- **S.M.M. Rezaei, H. Heidarifar, F.F. Arezodar, A. Azary, S. Moktarykhoe,** Influence of Connector Width on the Stress Distribution of Posterior Bridges under Loading. *J Dent.* 8 (2011)67-74.
- [39]- **W.S. Oh, K.J. Anusavice,** Effect of connector design on the fracture resistance of all-ceramic fixed partial dentures. *J Prosthet Dent.* 87 (2002) 536-542
- [40]**Patra AK, Depaolo JM, D'Souza KS, Detolla D, Meenaghan MA.** Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7(4): 355–68.
-

Références bibliographique

- [41]- **Hervé Oudin** : Méthode des éléments finis
- [42]- **G.DhattetG.Touzot**. Une présentation de la méthode des éléments finis.
- [43]- **Albert williamfaria**.modélisation par éléments finis de plaques composites, contribution à l'étude de l'amortissement, endommagement et prise en compte d'incertitudes.
- [44]- **Nguyen ThiThuyTrang**, Trinh ThiHuyen. Eléments Finis, du classique au iso géométrique
- [45]- **Yves Debard** .mémorisation des matrices globales, méthodes de calculs.
- [46]- **Stéphane Bochart** .Introduction au logiciel abaqusMécatro 2-ENSIBS
- [47]-**Professor Suvranu De Department of Mechanical**, Aerospace and Nuclear Engineering:
MANE 4240/ CIVL 4240: Introduction to Finite Elements
- [48]- **J.P. Pascault**. Chimie et mise en œuvre des mélanges réactifs. In Initiation à la chimie et à la physico-chimie macromoléculaire, volume Matériaux composites à base de polymère.1989.
-

RESUMÉ

Dans cette étude, des implants dentaires cylindriques lisses ostéo-intégrés de même diamètre et de même longueur ont été analysés numériquement à l'aide de modèles tridimensionnels os-implants. L'effet d'introduction d'un élastomère de type silicone sur la stabilité biomécanique du pont dentaire a été examiné. Tous les matériaux ont été supposés être linéairement élastiques et isotropes. La charge masticatoire a été appliquée dans la direction corono-apicale sur la partie externe du pont dentaire. Des analyses par éléments finis (EF) ont été effectuées pour résoudre le stress de Von Mises. Les contraintes maximales de Von Mises étaient localisées dans la ligne cervicale d'os cortical autour des implants dentaires. Les valeurs maximales de contrainte de Von Mises diminuaient avec l'intégration d'une barrière de contrainte en élastomère. Les résultats de cette étude démontrent l'importance d'utiliser un élastomère pour la fixation du pont dentaire.

Mots clés :ostéo-intégrés,implants dentaires,éléments finis,von Mises,élastomère.

ABSTRACT

In this study, Osseo integrated smooth cylindrical dental implants of the same diameter and length were numerically analyzed using three-dimensional bone-implant models. The effect of introducing a silicone-type elastomer on the biomechanical stability of the dental bridge was examined. All materials were assumed to be linearly elastic and isotropic. The masticatory load was applied in the corono-apical direction on the external part of the dental bridge. Finite element (FE) analyzes were performed to resolve the Von Mises stress. The maximum Von Mises stresses were localized in the cervical line of cortical bone around the dental implants. Maximum Von Mises strain values decreased with the introducing of an elastomeric strain barrier. The results of this study demonstrate the importance of using an elastomer for fixing the dental bridge.

Key words:osseointegrated, dental implants, finite elements, von Mises, elastomer

ملخص

في هذه الدراسة، تم تحليل غرسات الأسنان الأسطوانية الملساء ذات القطر والطول نفسه رقمياً باستخدام نماذج ثلاثية الأبعاد لزراعة العظام. تم فحص تأثير إدخال المطاط الصناعي من نوع السليكون على الاستقرار الميكانيكي الحيوي لجسر الأسنان. تم افتراض أن جميع المواد مرنة خطياً. تم تطبيق ضغط المضغ في الاتجاه التاجي القمي على الجزء الخارجي من جسر الأسنان. تم إجراء تحليلات العناصر المحدودة لحل إجهاد von Mises. تم تحديد أقصى ضغوطات von Mises في خط عنق للعظم القشري حول غرسات الأسنان انخفضت قيم الاجهادات von Mises القصوى. مع دمج حاجز مرن تظهر نتائج هذه الدراسة أهمية استخدام المطاط الصناعي لتثبيت جسر الأسنان .
، elastomèr , von Mises كلمات المفتاح:دمج عظمي ،زراعة الأسنان،عناصر محدودة ،