



**République Algérienne Démocratique et
Populaire**

Ministère de L'enseignement Supérieur

et de la Recherche Scientifique

Université Larbi Tébessi -Tébessa

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département de Génie Mécanique

Option: Génie des Matériaux

Thème:

**Analyse biomécanique et modélisation par élément finis du
comportement mécanique de l'implant dentaire sous l'effet des
efforts masticatoires**

Soutenu par :

**SAHRA SALAH EDDINE
SEHAILIA AIMEN**

Devant les jury

.....	Président	Université Laarbi tebessi Tébessa
.....	Examineur	Université Laarbi tebessi Tébessa
Khelifa Hocine.	MAA	Rapporteur	Université Laarbi tebessi Tébessa

ANNEE UNIVRESITAIRE

2019/2020



Remerciement

D'abord, nous remercions Allah tout puissant qui nous a donné la force, et la patience de terminer ce travail, « dieu merci ».

Nous adressons nos sincères remerciements :

*A nos encadreurs **Mr. H. Khelifa***

A nos parents pour qui, nous portons les plus nobles sentiments et les plus profondes estimes.

A tous nos enseignants qui nous ont mené à ce qu'on est aujourd'hui que se de modules.

Aux membres du jury qui ont bien voulu nous honorer, assister à notre soutenance et évaluer nos efforts.

Pour terminer, nous tenons à remercier chaleureusement nos familles et nos amis pour leurs soutiens durant cette thèse.

A tous cela

Merci du plus profond du cœur.

❧Dédicace ❧

*Tout d'abord je remercie dieu le tout puissant de m'avoir aidé
à achever mon vœux le plus cher.*

Je dédie ce modeste travail :

*A ma très chère mère et ma grande mère, qui n'a jamais cessée de
me soutenir pendant toutes mes années d'étude.*

*A mon père dont le soutien ne m'a jamais fait défaut et qui
s'est sacrifié pour que je ne manque de rien « que dieu les
protège ».*

A mes sœurs.

A mes frères.

A tous ma famille.

A tous mes amis (es).

A tous ceux qui partagent avec moi la passion de G M.

A tous ceux que j'ai oubliés et qui me sont chers.

*Toute notre gratitude aux personnes qui nous ont aidés à
accomplir ce travail.*

S.AIMEN

❧Dédicace ❧

*Un grand merci a dieu tout puissant qui nos a aider
et nous clarifie le chemin vers l'accomplissement de ce
modeste travail.*

Je dédie ce modeste travail :

*A celle qui a souffert pour me donner la vie et qui
m'a entoure de sa tendance, de son amour: a toi chère
mère.*

*A celui qui a été toujours on exemple, a toi mon
père, dont les sacrifices m'ont permis d'accéder a ce but.*

*Je leur voue jamais une reconnaissance et gratitude
sans bornes, j'espère avoir être a la hauteur de leurs
aspirations.*

A mon encadreur : Mr. H. Khelifa.

*Je dédie aussi ce travail a mes chères frères, mes
chères sœurs:*

A tous mes amies d'étude

A tous mes chères amies.

S.Salah Eddine

Table des matières

Introduction générale	1
Chapitre I Généralité sur les bio-matériaux	
I.1. Introduction	2
I.2. Définition	2
I.3. Historique	2
I.4. Les différents types de biomatériaux	3
A. Biomatériaux métalliques	4
B. Biomatériaux en céramique	4
C. Biomatériaux à base de polymères de synthèse	4
D. Biomatériaux d'origine naturelle	4
E. Métaux purs	4
I.5. Alliages métalliques	5
A. Alliages de chrome-cobalt :	6
1. Les Stellites	6
2. Titane	6
B. Alliage de titane	6
I.6. Module de Young	8
I.7. Biomatériaux dentaires	9
A. Introduction	9
B. Différents types de matériaux dentaires de restauration	9
C. Les résines acryliques:	10
1. Les résines thermopolymérisables:	11
2. Résine chémo polymérisables ou auto polymérisable :	11
3. Les propriétés des résines acryliques :	12
4. Les exigences d'une résine dentaire	13
5. Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine [22]	14
6. Les résines composites	15
7. Utilisations des résines composites dentaires	16
8. Chimie des composites	16
9. Chimie des composites	16
10. Classification des résines composites	17
11. Quelques propriétés des résines composites:	18
12. Les avantages et les inconvénients des résines composites [19]	19
D. Les céramiques dentaires	20

I.8.	L'amalgame:	21
A.	Définitions	21
B.	Les alliages métalliques:	21
C.	Les ciments:	21
I.9.	Les implants dentaires	22
A.	Description des dents	22
I.10.	L'implantologie orale	23
A.	Définition :	23
B.	L'implant dentaire :	24
I.11.	Propriétés mécaniques et physiques	25
A.	Propriétés physiques	25
1.	Forces et mouvements dentaires	25
B.	Propriétés mécaniques	27
a	- Dureté	27
b	- Résistance à la traction	28
c	- Résistance à la compression	29
d	- Résistance à la flexion	29
e	- Résistance au cisaillement	29
g	- Résistance au fluage	30
h	- Fatigue	30
I.12.	Mécanisme d'érosion	30
A.	INTRODUCTION	30
1.	Facteurs Chimiques	Erreur ! Signet non défini.
B.	Les Acides et Agents Chélateurs	32
C.	Facteurs Biologiques	Erreur ! Signet non défini.

Chapitre II Comportement Mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

II.1	Introduction	42
II.2	Méthode des Eléments Finis	43
A.	Définition et but en odontologie	43
B.	Principe	44
B.1	Choix de la structure à étudier	44
B.2	Homogénéité /hétérogénéité	44
B.3	Isotropie /anisotropie	44

II.3 Conditions aux limites.....	45
II.4 Charge.....	45
II.5 Maillage.....	46
II.6 Modèles géométriques d'éléments finis.....	49
II.7 Conditions aux limites.....	50
II.8 Propriétés des matériaux.....	51
Références bibliographiques :	53
Chapitre III. Résultats et interprétations	
III.1- Introduction.....	58
III.2- Matériaux utilisé.....	58
A- Propriétés mécaniques des tissus dentaires.....	58
a - Essai de dureté.....	58
b - Résistance à la compression.....	59
III.3- Autres matériaux utilisés en littératures.....	59
A- Les biomatériaux céramiques et les verres.....	59
III.4-Modélisation numérique du comportement mécanique d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire.....	61
A- Modèle utilisé.....	61
Cas 1 – Modèle unique sans bridge.....	61
Cas 2 – Modèle avec bridge.....	63
Conclusion.....	66
Conclusion générale.....	67

Introduction générale

Dans tous les secteurs industriels, l'évolution des propriétés des matériaux offert a lui une place primordiale de plus en plus dans le temps. Dans l'antiquité l'homme essayai déjà de profiter d'utiliser tous genre des matériaux pour remplir une fonction quelconque, remplacer une partie d'organes défaillants ...etc. L'interaction matériaux - milieu ambiant s'effectuer à travers la surface qui le délimite, l'évolution des propriétés des matériaux reportés a l'arrangement des atomes et de molécules qui le constituent.

Parmi les domaines affectés beaucoup plus par l'évolution des matériaux est le secteur médicale, l'utilisation des matériaux biomédicales (appelé aussi biomatériaux) devenu indispensables dans la vie humaine, cette utilisation ne est pas venu de nulle part, car Dès l'antiquité, les hommes utilisaient des pièces métalliques comme implants dentaires, Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer tout ou une partie d'organes défaillants par des substituts permettant de restaurer cette fonction: fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,.....

Les études visant à comprendre les phénomènes liés au fonctionnement des structures vivantes en liaison avec les biomatériaux, sont complexes, car elles nécessitent une vue d'ensemble sur les aspects mécaniques, physico-chimique et biologiques.

Par conséquent, ce travail est orienté principalement vers la compréhension du fonctionnement et l'évolution des propriétés d'un tel matériau destiné à la fabrication ou le remplacement d'un organe en contact directe ou pas avec un milieu vivant

Notre démarche a alors consisté à mettre en évidence d'éventuels effets des biomatériaux sur les différents milieux biologiques, ainsi que l'évolution de leurs propriétés. Le premier chapitre de ce mémoire fait le point sur l'état actuel des connaissances portant sur les matériaux biomécaniques. Après une description de ces matériaux, plusieurs théories sont employées.

Ensuite le deuxième chapitre décrit la relation et les interactions qui se produisent entre les biomatériaux et les systèmes biologiques, une description sur les biomatériaux dentaires avec leur comportement mécanique a été établi et ceux en combinaison avec une modélisation par élément fini d'un modèle physique. Enfin, Nous abordons dans le troisième chapitre par une analyse des résultats obtenues lors des essais mécaniques et ou de la modélisation dédiée à l'implantologie dentaire, afin de prévoir le matériau le plus proche pour remplacer la fonction des dents.

Enfin nous terminons ce mémoire par une conclusion qui résume cette recherche.

Chapitre 1

Généralité sur les biomatériaux

Chapitre I : Généralité sur les biomatériaux**I.1. Introduction**

Il existe différents types de matériaux qui possèdent tous des caractéristiques et des propriétés mécaniques qui leurs sont propres. Sur le marché existe des milliers de matériaux différents. Lors de la fabrication d'un objet technique, il importe de choisir celui qui répondra le mieux à nos besoins en fonction des caractéristiques qu'il possède.

L'amélioration de la qualité de la vie quotidienne constitue depuis toujours une des préoccupations majeures de l'homme. C'est dans ce cadre que s'inscrit la recherche perpétuelle de nouveaux matériaux plus performants et mieux adaptés aux exigences de l'époque. A l'heure actuelle, les biomatériaux sont requis pour de très nombreuses applications. [1]

I.2. Définition

Selon la conférence de consensus de Chester (1991) organisée Chester par la Société Européenne pour les Biomateriaux est considéré comme biomatériau « tout matériau qui interagit avec les systèmes biologiques pour évaluer, traiter, renforcer ou remplacer un tissu, organe ou une fonction de l'organisme ».

Il est convenu qu'un biomatériau peut être en contact avec un tissu du corps humain de manière continue ou intermittente afin de remplacer ou de restaurer une ou plusieurs fonctions. Dans cette définition, quelque peu restrictive, sont exclus les instruments chirurgicaux et les prothèses externes, tels les membres artificiels. La définition d'un biomatériau n'inclut pas uniquement les biomatériaux artificiels qui sont construits à base de métaux ou de céramique. Un biomatériau peut aussi être une autogreffe, allogreffe ou xélogreffe utilisée comme une transplantation de matériaux. Cette définition appelle les commentaires suivants : le biomatériau n'étant pas un médicament, il n'est pas soumis aux mêmes exigences administratives, il doit cependant s'intégrer dans une procédure d'autorisation de mise sur le marché (AMM) qui à l'heure des procédures communautaires européennes implique le marquage CEE. La notion d'utilisation temporaire permet d'intégrer sous une même définition des éléments prothétiques dont l'ambition est d'être implantée le plus longtemps possible et des membranes d'hémodialyse en contact avec le sang pendant quelques heures. [2]

I.3. Historique

Une première génération de biomatériaux comprenait, jusqu'au milieu du XX^{ème} siècle, des métaux et alliages résistants à la corrosion utilisés en chirurgie dentaire et ultérieurement en

chirurgie orthopédique. Les tissus ou tricots de polyester ont été utilisés en 1950 comme matériaux de prothèse vasculaire. C'est secondairement que les propriétés de résistance à la corrosion, aux contraintes mécaniques, à l'usure et à la rupture, ainsi que leur relative inertie vis-à-vis des tissus vivants, ont été exploitées. Après la seconde Guerre Mondiale, l'intérêt suscité par les propriétés des matières plastiques et leur faible coût a toutefois été tempéré par des interrogations sur leurs risques toxiques. En effet, ces matériaux ne sont pas chimiquement purs et peuvent être contaminés par divers réactifs et additifs utilisés pour leur synthèse ou leur transformation. Leur contact avec les fluides biologiques peut donc favoriser la libération in vivo de tout ou partie de ces contaminants et exposer ainsi le receveur aux risques toxiques de ces produits. Cette prise de conscience a pesé sur les stratégies de production. Elle a imposé un contrôle de qualité sur les procédures de synthèse et de transformation de ces polymères et a incité à la mise en œuvre d'additifs sélectionnés pour leur faible toxicité.

Une seconde génération de biomatériaux a alors eu pour objectif de satisfaire à un label spécifique de «qualité médicale». Par exemple les teneurs en Nickel ont été réduites à une valeur minimale pour en limiter la toxicité. La disponibilité d'alliages riches en titane, conjuguant hautes performances mécaniques, légèreté et résistance à la corrosion a constitué une nouvelle opportunité pour les matériels à usage orthopédique. Tous ces efforts ont abouti à la production de biomatériaux permettant la confection de matériels implantables sans risques toxiques et bien acceptés par le receveur. Néanmoins, l'implant demeure un corps étranger dont les performances fonctionnelles se trouvent progressivement réduites à cause de son incapacité à s'intégrer aux tissus vivants.

Une troisième génération de biomatériaux fait l'objet de recherches actuelles et constitue un progrès récent du génie tissulaire liés à l'essor des biotechnologies pour aboutir à des systèmes hybrides en associant des matériaux inertes à une composante cellularisme.

On peut également concevoir le domaine selon une approche "Transversale " : il recouvre en effet l'ensemble de la recherche et du développement concernant, d'une part, les biomatériaux qui sont mis en jeu dans ces systèmes, d'autre part, la fonction des systèmes artificiels, envisagée sur le plan biologique [1]

I.4. Les différents types de biomatériaux

Les biomatériaux peuvent être classés en deux grandes catégories : biomatériaux d'origine non vivante (métaux, céramiques, polymères de synthèse) et biomatériaux d'origine biologique (végétale ou animale).

Les biomatériaux peuvent être utilisés en tant que substituts osseux ou comme revêtements prothétiques. Ils se déclinent en quatre types : les métaux et les alliages, les polymères, les céramiques, et les matériaux naturels (corail, nacre, ...). L'étude de ces différents types permet la création d'un lien chimique entre le matériau et les tissus organiques. Cette liaison résulte d'une bio activité caractérisée par une succession de réactions physico-chimiques (dissolution, précipitation) à l'interface implant / tissu receveur. [3]

A. Biomateriaux métalliques

- Métaux purs (Au, Pt, Ti, Ta, Co,...),
- Alliages métalliques (acier inoxydable,...). [4]
 - **Biomateriaux en céramique**
 - Céramiques bio-inertes (oxydes, carbures, carbone,...),
 - Céramiques bioactives (hydrox apatite, verres bioactifs, α -TCP, vitrocéramiques). [5]
 - **Biomateriaux à base de polymères de synthèse**
 - Prothèses ligamentaires,
 - Polyéthylène,
 - Polydiméthylsiloxane (PDMS),
 - Matériaux d'ancrage et de comblement. [6]
 - **Biomateriaux d'origine naturelle**
 - Origine animale (collagène, chitine),
 - Origine végétale (cellulose,...).

B. Métaux purs

Ils sont assez peu utilisés. Nous ne citerons et décrivons que le titane pur. Il existe quatre grades de titane pur dépendant de la teneur en impuretés (carbone, azote, oxygène, et fer). La résistance dépend de la teneur en oxygène. En dessous de 882 °C, la structure cristalline est essentiellement α (structure hexagonale compacte) avec une résistance relativement faible et une grande ductilité, au-dessus de cette température c'est la phase β qui est prédominante sa structure est de type cubique centrée. La composition et les caractéristiques mécaniques.

La biocompatibilité du titane pur est excellente, la couche de passivation étant par nature peu réactogène. Ce matériau est utilisé actuellement dans la fabrication d'implants rachidiens, son intérêt majeur réside dans cette indication à caractère non ferromagnétique qui permet une évaluation postopératoire par imagerie par résonance magnétique nucléaire. Des implants de

prothèse totale de hanche tant cotyloïdiens que fémoraux ont été réalisés : c'est le caractère inerte et donc réhabitable par le tissu osseux qui est utilisé dans cette indication. [7]

I.5. Alliages métalliques

- Aciers inoxydables traditionnels (316L...) et avancés (350, 22-13-5...)
- Alliages chrome-cobalt (avec ou sans W, Mo, Ni)
- Alliages de titane (TiAl₆V₄, TiAl₅Fe_{2.5} ...)

Selon l'état allotropique (c'est-à-dire l'arrangement spatial des cristaux) du fer qui est le principal composant de cet alliage on distingue les aciers ferritiques, martinitiques et austénitiques. Ce sont ces derniers qui remplissent les conditions requises pour un usage chirurgical : l'état austénitique est favorisé par la présence d'une grande quantité de nickel (10-14 %), le fer est sous une forme cubique face centrée (forme γ).

Selon la composition initiale et par convention d'écriture on distingue quatre séries d'acier, la série 200 est composée (outre le fer) principalement de chrome, nickel et manganèse, la série 300 de chrome et de nickel, la série 400 de chrome et la série 500 pauvre en chrome.

Tous les aciers actuellement utilisés dans le domaine sont forgés, les alliages coulés sont inutilisables en raison de leur hétérogénéité et de la taille grossière des grains qui leur confèrent des qualités mécaniques insuffisantes et une faible résistance à la corrosion.

Il existe une relation étroite entre les conditions de fabrication et les qualités de l'alliage d'acier inoxydable tant sur les qualités mécaniques que sur les capacités à résister à la corrosion. Il faut insister sur l'intérêt des alliages écrouis qui gardent leur ductilité et leur résistance malgré la déformation.

L'acier inoxydable reste, parmi les alliages utilisés en pratique courante, le moins résistant à la corrosion localisée. Les études sur implants retirés montrent en effet l'extrême fréquence de la corrosion (en fond de crevasse ou par frottement le plus souvent) même si celle-ci a exceptionnellement justifié l'ablation du matériel.

Tant au niveau des implants temporaires (ostéosynthèse) que des implants définitifs (éléments de prothèse) l'acier a été et est encore le métal le plus utilisé en particulier dans sa forme 316L. [8]

A. Alliages de chrome-cobalt :**1. Les Stellites**

L'utilisation de ces alliages est ancienne en chirurgie orthopédique ont utilisé le Vitallium, l'alliage Franco bal.

Le mode de préparation de l'alliage au même titre que la composition influence les propriétés mécaniques. Les alliages coulés traditionnellement ont été améliorés par des techniques de refonte sous vide permettant de diminuer la taille des grains. Les alliages forgés ont d'excellentes qualités mécaniques, les premières étapes de mise en forme de l'implant sont réalisées à des températures élevées, puis plus on se rapproche de la forme finale plus la température de travail diminue réalisant alors un écrouissage à froid. Les propriétés mécaniques des différents alliages de chrome-cobalt.

La résistance à la corrosion de ces alliages est excellente. La tolérance tissulaire est également excellente et tout à fait superposable à la réponse aux aciers inoxydables. Au total, l'ensemble des qualités de cet alliage le destine tant à la formation d'implants temporaires (plaques d'ostéosynthèse) que d'implants définitifs (prothèse de hanche ou de genou). [9]

2. Titane

Le titane (Ti) a une résistance à la corrosion très élevée tout en étant biocompatible. En dépit de la longue et large utilisation des implants en titane, pratiquement aucun effet secondaire en rapport avec la biocompatibilité n'a été rapporté ou publié. En ce qui concerne l'acier inoxydable, le titane a deux différences apparentes :

Densité : le titane a une densité de $4,5 \text{ g/cm}^3$ comparée à $7,9$ à $8,3 \text{ g/cm}^3$ pour les aciers inoxydables ; le titane a une plus grande élasticité que l'acier inoxydable [10]

B. Alliage de titane

Le titane possède en fonction de la température deux états allotropiques : α , structure hexagonale compacte et β , qui est une structure cubique centrée. L'aluminium (6 %) et le vanadium (4 %) ajoutés au titane permettent aux deux formes α et β de coexister à température ambiante. Ainsi est formé un alliage biphasique (α - β). Le taux relatif de chacune des phases et les modes de préparation de l'alliage ont une grande influence sur les qualités mécaniques. Une microstructure régulièrement homogène est obtenue par recuit.

Les qualités mécaniques de l'alliage $TiAl_6V_4$ sont superposables voire supérieures à celles des autres alliages utilisés. De plus, il présente l'avantage d'avoir un module d'Young deux fois moins élevé que celui du CrCo ou de l'acier ; il reste toutefois dix fois supérieur à celui de l'os. Les propriétés en fatigue, deux fois supérieures à celles de l'acier ou du CrCo, représentent un avantage très important pour la fabrication d'implants destinés à être définitifs. La faible différence entre la contrainte à la rupture et la limite élastique constitue son défaut mécanique majeur, en effet il est peu déformable plastiquement avant rupture. Les conséquences de ce fait mécanique sont retrouvées en clinique lors de l'utilisation de vis en $TiAl_6V_4$: lors du serrage d'une vis une déformation plastique se produit, quand de l'acier est utilisé, les contraintes à la rupture et la limite élastique sont suffisamment éloignées pour permettre la déformation, ce n'est pas le cas avec le $TiAl_6V_4$ la vis pouvant alors se rompre lors du serrage.

Les propriétés de frottement du titane sont insuffisantes pour en faire un matériau de frottement. Le film oxydé de passivation trop fin (100 Å) disparaît lors du frottement et il y a alors dissolution du métal (potentiel normal = -1,6), et relargage d'oxyde de titane qui agit comme un abrasif ; d'autre part le titane est un matériau auto soudant. Des modifications de la surface peuvent être réalisées pour durcir celle-ci et permettre son utilisation en frottement : il peut s'agir par exemple d'implantation ionique, ou de nitruration gazeuse ou ionique.

La tolérance tissulaire de l'alliage de $TiAl_6V_4$ est très bonne sous forme massive. Les atomes d'aluminium et le vanadium, au potentiel toxique, contenus dans cet alliage sont dispersés et ne sont pas libérés, dans les conditions normales d'utilisation, dans le milieu. Il n'y a pas eu dans la littérature de phénomène immun allergique rapporté.

L'utilisation principale de l'alliage de titane est pour nous la réalisation de tiges de prothèses totales de hanche. Pour éviter les phénomènes de fretin-corrosion, les tiges de prothèses de hanches lisses sont recouvertes artificiellement d'une couche d'oxyde par anodisation. Cette couche de 5 000 Å donne une coloration verte ou bleue au métal.

Le titane-niobium présente des caractéristiques similaires au $TiAl_6V_4$, il a été développé pour ne pas utiliser le vanadium dont la toxicité à l'état d'alliage est plus supposée que réelle. Citons la nation qui est un alliage de Ni et de Ti et qui présente la particularité d'être à mémoire de forme. Dans certaines conditions de température, il peut reprendre une forme donnée. Le taux de Ni est élevé ce qui peut entraîner des réactions d'intolérance. Il a été utilisé pour la réalisation d'agrafes d'épi physoïdes ou de fixation d'ostéotomie et des fixations rachidiennes. [11]

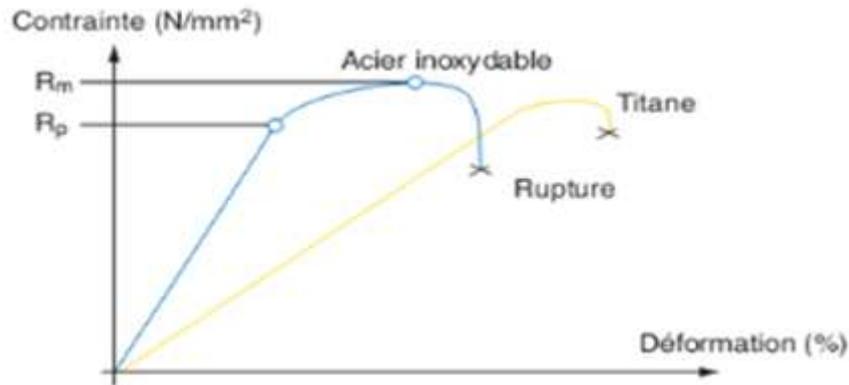


Figure I.1 : Comportement d'un implant en acier inoxydable et un implant en titane

I.6. Module de Young

Le module de Young ou module d'élasticité (longitudinale) ou encore module de traction est la constante qui relie la contrainte de traction (ou de compression) et la déformation pour un matériau élastique isotrope.

Le physicien britannique Thomas Young (1773- 1829) avait remarqué que le rapport entre la contrainte de traction appliquée à un matériau et la déformation qui en résulte (un allongement relatif) est constant, tant que cette déformation reste petite et que la limite d'élasticité du matériau n'est pas atteinte. La loi d'élasticité est la loi de Hooke :

$$\sigma = E\varepsilon$$

Où :

- σ : est la contrainte (en unité de pression) ;
- E : est le module de Young (en unité de pression) ;
- ε : est l'allongement relatif, ou déformation (adimensionnel). [12]

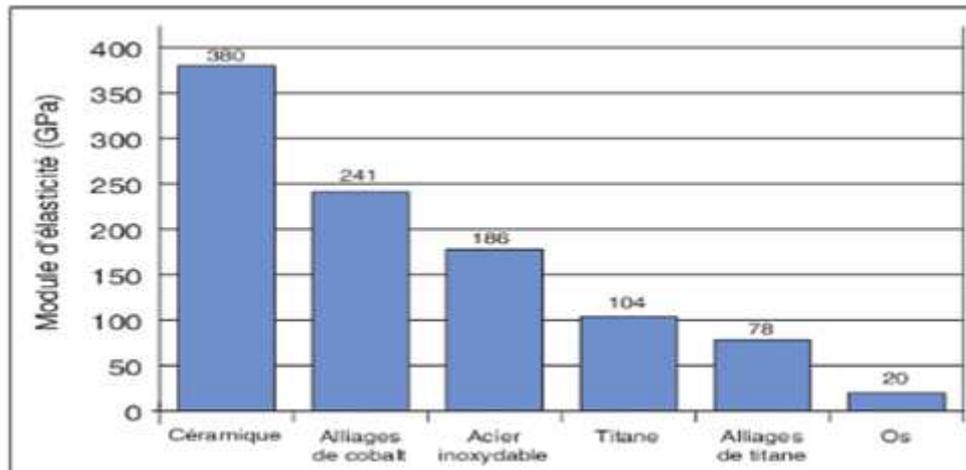


Figure I.2 : Module d'élasticité de différents matériaux

I.7. Biomatériaux dentaires

A. Introduction

Les évolutions futures devraient améliorer les propriétés des matériaux pour le besoin de l'être humain. La science des biomatériaux dentaire semble de plus en plus indispensable à notre exercice quotidien. Les biomatériaux sont des éléments importants dans les prothèses fixes et les traitements des dents naturelles. Ils ont pour fonction une stabilité des propriétés physiques et mécaniques pour un long moment de travail dans un environnement oral complexe. Malgré une certaine réticence sociale, il n'est pas rare aujourd'hui que nous utilisions nos dents, les incisives en particulier, pour couper ou maintenir un objet. Les sociétés du passé faisaient une utilisation des dents bien plus intensive que la nôtre et l'ethnologie a parfois décrit la denture comme une véritable troisième main. Chacun sait aujourd'hui, que la dent est un organe vivant, dans un milieu buccal variable suivant l'alimentation utilisée. Les dents peuvent être affectées par différents facteurs tels que : cassure, carie, chute, coloration, malformations...etc. Grâce au développement de la recherche scientifique et l'élaboration des nouveaux matériaux, tout peut être rénové par la restauration, ou le remplacement des dents naturelles par des dents artificielles. Il y'a plusieurs types des dents des prothèses qui sont conçus à partir des matériaux dentaires afin de trouver un meilleur remède à la dent naturelle. Actuellement il existe quatre types principaux de matériaux dentaires : résine, céramique, composite et amalgame. La biocompatibilité de ces matériaux aux corps humains est basé sur des caractérisations mécaniques tels que : l'usure, la flexion, la dureté, l'endommagement par fatigue, le collage, la caractérisation chimique de stockage et la dégradation sous les divers milieux. [13]

B. Différents types de matériaux dentaires de restauration

Les matériaux pour restaurations dentaires doivent présenter des caractéristiques micro structurelles et physico-chimiques leur permettant de résister aux contraintes masticatoires

répétitives dont l'effet endommageant dans le temps peut amener le matériau à subir un échec mécanique prématuré [14]. Un matériau de restauration dentaire doit remplir un ensemble de conditions pour être admissible dans la pratique dentaire quotidienne. Anus vice (1999) [15] a énoncé ces propriétés de la façon suivante: le matériau idéal d'obturation directe devrait être biocompatible; de la couleur de la dent; tolérant pour ce qui est des propriétés liées à sa manipulation ; insensible à l'humidité et au dessèchement ; se solidifier sans équipements spéciaux ; capable de créer des liens stables avec l'émail et la dentine ; susceptible de sceller des cavités marginales en diguant l'invasion bactérienne; capable de libérer du fluorure ou des agents antibactériens, de reminéralisations lorsque la déminéralisation est très probable et résistant aux atteintes chimiques [16].

Les biomatériaux ne sont pas des substances continues, homogènes et isotropes, c'est-à-dire possédant des propriétés physiques identiques dans toutes les directions. Ils renferment des particularités de structure, des défauts locaux, hétérogénéités physiques et chimique [17].

La plupart des matériaux utilisés en dentisterie restauratrice sont des pâtes ou de liquides qui se solidifient au moment de l'application d'un procédé technique. Deux grandes familles de ces matériaux sont donc retrouvées aujourd'hui : d'une part de nature organique, dérivés de matériaux polymériques (les résines acryliques et les résines composites), d'autre part de nature minérale, les dents en céramique (la porcelaine). Aussi d'autres types de matériaux existent mais actuellement, ils sont moins employés tels les amalgames, les alliages métalliques et les ciments.

C. Les résines acryliques:

Les résines acryliques se présentent sous forme de poudre (polymère) et de liquide (monomère). Les résines peuvent être classées selon que la polymérisation du méthacrylate de méthyle est induite par la chaleur ou par un agent chimique, les changements de concentration, ou par émission de radiation. Ce sont des composants non métalliques produits synthétiquement à partir des composants organiques qui peuvent être moulés sous diverses formes. Les résines existantes sont des acryliques thermo polarisables (durcissant es par la chaleur) ou chémo polymérisables (durcissant es à froid), (figure 1.2) [18].



Figure I.3: Produit en résines acryliques

1. Les résines thermo polymérisables:

Les résines thermo polymérisables sont utilisées en clinique et aux laboratoires pour une réalisation ou une réparation immédiate. La préparation s'effectue par le mélange d'une poudre et d'un liquide suivi d'un chauffage. Le produit est alors fourni sous la forme d'un gel [18].

- **La poudre** : la poudre consiste en particules sphériques de poly méthacrylate de méthyle (PMMA) broyées en poudre fine de 20 à 100 nm, accompagné d'un peroxyde de benzoyle de 0.5 à 2 % en poids ; il est ajouté comme catalyseur [5].
- **Le liquide** : le liquide est composé d'un monomère (acide acrylique ou acide méthacrylique), additionné d'un antioxydant (hydroquinone) qui joue le rôle d'inhibiteur et d'un agent de réticulation (figures 1.3) [18].

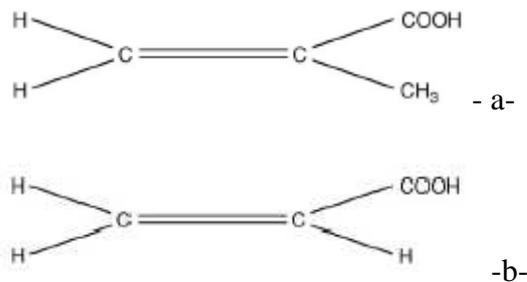


Figure I.4: -a. Acide acrylique -b. Acide méthacrylique [6].

La formation de la pâte s'effectue par le mélange du liquide et de la poudre en suivant le rapport 1/3 par volume, on reconnaît alors trois stades distincts de formation de la pâte :

- **Le stade de sédimentation** : la poudre ajoutée au liquide y sédimente et donne un aspect sableux.
- **Le stade de dissolution** : le liquide se diffuse entre les particules de la poudre et donne un aspect mousseux.
- **Le stade de saturation** : la poudre a saturé le liquide et donne un aspect pâteux où la viscosité du mélange augmente lentement facilitant une dissolution progressive des fractions de la poudre.

Le temps de la formation de la pâte est influée par certains facteurs, tels que: la température, la grosseur des grains de la poudre, le degré de polymérisation, la présence d'un plastifiant dans la poudre et le rapport poudre / liquide [18].

2. Résine chémo polymérisables ou auto polymérisable :

Les résines chémo polymérisables se polymérisent sans l'intervention d'un agent extérieur telle que la chaleur. La polymérisation se fait par l'utilisation d'un activateur chimique [17]. Les avantages de ce procédé sont : réaction plus rapide, fabrication plus d'un moule et démoulage plus facile.

- **La poudre** : elle est identique à celle utilisée dans les résines thermo polymérisables. Parfois le tributylborane (environ 5%) remplace le peroxyde de benzoyle [17].

-**Le liquide** : analogue à celui utilisé dans les résines thermo polymérisables, mais il contient en plus un activateur (le di méthylparatoluidine) qui joue le rôle de la chaleur [17].

Le phénomène de la prise et de la polymérisation :

Le mélange du liquide et de la poudre donne une masse pâteuse qui se durcit au cours du temps, c'est le phénomène de la prise sous l'influence de l'activateur. La pâte se durcit sans l'intervention d'un agent extérieur telle que l'élévation de la température (durcissement à froid) [18].

3. Les propriétés des résines acryliques :

a- Les propriétés physiques:

La structure : la structure est essentiellement constituée de longues chaînes, mais aussi d'un réseau tridimensionnel assez faibles, car certains maillons permettent des liaisons entre les chaînes. L'obtention de polymères réticulés (*cross linked*) organisés en réseau tridimensionnel nécessite l'addition au monomère un agent de réticulation, la plupart du temps un di méthacrylate (comme le di méthacrylate éthylène glycol ou 1,4 butylène glycol di méthacrylate). Cette organisation spatiale tridimensionnelle particulière a permis d'améliorer fortement la résistance mécanique des résines acryliques [19].

L'absorption d'eau : l'absorption d'eau entraîne de faibles variations volumiques diminuant ainsi la résistance mécanique par la formation de plastifiants [10].

La solubilité : elle est déterminée par la diminution du poids par unité de surface de la résine immergée dans l'eau pendant 24 heures. Elle peut être diminuée par l'addition au mélange d'un agent de liaison tel que le di méthacrylate de glycol [19].

La dilatation thermique (résine thermo polymérisable): celle-ci est provoquée lors de la variation de la chaleur entre la température ambiante et la température du stade d'initiation de la polymérisation. Cette dilatation est limitée par les parois du moule d'où la naissance de contraintes internes du matériau et une possibilité de fissurations ultérieures et amoindrissement de la résistance mécanique [19].

La contraction de polymérisation : cette contraction est due au méthacrylate de méthyle qui subit une dimension en volume de 21% en se polymérisant. La pâte qui contient généralement 25% en volume de monomère devrait avoir théoriquement une contraction globale en volume de 15% [18].

b- Les propriétés mécaniques:

La dureté: la dureté Knoop de la résine thermo polymérisable est de 20, et de la résine chémo polymérisable est de 16. Elle est nettement inférieure à celle de la denture, de l'ordre de 65 et de l'email 300 [18].

La résistance mécanique: les propriétés mécaniques d'un polymère sont influencées par le degré de conversion. La résistance mécanique est d'autant plus faible que le degré de polymérisation. La résistance mécanique est encore affaiblie par le raccourcissement de la durée du cycle de durcissement et par la diminution de l'épaisseur de l'échantillon ainsi que par la présence des bulles et l'absorption d'eau.

Toutes ces résistances seront augmentées par l'addition au mélange d'un agent de liaison, tels que le di méthacrylate de glycol [21].

c- Les propriétés optiques [17] :

L'indice de réfraction: il est de 1,49 soit du même ordre de grandeur que ceux de la dentine 1,50 et de l'email 1,60.

La transparence: elle est excellente, un échantillon de 3 mm d'épaisseur transmet 90 % de la lumière visible.

La coloration: les possibilités de coloration sont très variées pour les résines thermo polymérisables, mais la stabilité de la coloration pour les résines chémo polymérisables est moins bonne par suite de l'oxydation de l'activateur. La prévention de cette oxydation peut se faire par un agent stabilisant.

d- Les propriétés chimiques:

Le poly méthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique, ces résines sont pratiquement inattaquables par les fluides buccaux et présentent une très bonne stabilité en bouche. Mais les monomères résiduels, du fait de la polymérisation incomplète de la résine, vont provoquer des irritations au niveau buccal [17].

4. Les exigences d'une résine dentaire

- Le matériau doit présenter une translucidité de façons à reproduire esthétiquement les dents qu'il doit remplacer. Dans ce but, il doit être teinté (figure 1.4).
 - Conductibilité thermique élevée.
 - La résine doit être sans goût, inodore, non toxique.
 - Une résistance à l'abrasion adéquate pour supporter toute usure normale.
 - Imperméable aux fluides buccaux afin de ne pas devenir mal sein de goût ou d'odeur.
 - Pas d'adhésion sur la dent en résine ni de la nourriture ni autre matière introduite dans la bouche.
- Possibilité de son nettoyage de la même sorte que les dents naturelles.

- Elle doit être complètement insoluble dans les fluides buccaux et toute substance susceptible d'être ingérée.
- La température de ramollissement doit être supérieure à tout élément ou liquide introduit dans la bouche.
- En cas de fracture, il faut pouvoir réparer la résine facilement et d'une façon efficace.
- Il ne doit avoir aucun changement de couleur ou d'apparence du matériau après sa Fabrication.

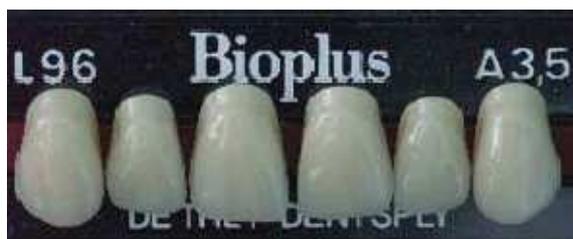


Figure I.5 : Ensemble de dents en résine

5-Avantages et inconvénients des dents artificielles en résine

a- Avantages:

Les dents en résines présentent certains avantages dont : liaison chimique avec la base prothétique (figure 1.5), esthétique satisfaisante, absence de risque d'abrasion des antagonistes car elles sont de dureté inférieure à l'émail, aux alliages dentaires et à la porcelaine, équilibrage et polissage faciles au cabinet dentaire par la faible résistance mécanique, dents non sonores, correction par addition de résine chémopolymérisable ou de résine composite de façon transitoire ou définitive [22]

.

b- Inconvénients:

Cependant, les dents en résines ont des inconvénients où il y'a une faible résistance à l'usure, les retouches occlusales sont peu précises, la dent en résine se décolore dans le temps du fait des colorants alimentaires et le tabac (sur la figure 1.5, apparition d'une décoloration), dissolution de la résine (phénomène lent mais non négligeable), efficacité masticatoire est plus faible que pour la dent en porcelaine et se diminue dans le temps.



Figure I.6: Décoloration d'une dent en résine [22]**Les résines composites**

Les composites à base de résine ont pris une place très importante en dentisterie restauratrice en raison de leurs qualités esthétiques et adhésifs dans le cadre d'un temps de travail programmé. Il faut aussi remarquer que ces matériaux de restauration essentiellement passifs sont très exigeants et nécessitent des connaissances approfondies et une grande compétence pratique de la part du praticien [15].

**Figure I.7:** Les résines composites

Le composite est un matériau issu de la combinaison d'au moins de deux substances. Elles sont indiquées pour remplacer des restaurations brisées ou perdues au niveau des prémolaires et des molaires et pour restaurer des défauts de faible à moyenne dimensions ex : carie, fracture, défauts de développement. Les résines composites sont utilisées depuis longtemps pour les dents antérieures (celles situées en avant de la bouche). Elles servent aussi à corriger des défauts causés par une carie, une fracture, une dent en mauvaise position (figures 1.7) [19].

**Figure I.7:** Prothèses provisoires en résine composite [14].**Définition:**

Les composites se sont des biomatériaux d'obturation organo-minéraux d'où leur nom essentiellement réservés à l'obturation des cavités visibles sur les dents antérieures. Les résines composites sont disponibles en simple pâte ou dans des systèmes de deux pâtes. Le système de deux pâtes est chimiquement activé et est fourni en tant que deux pâtes parce que l'initiateur et l'accélérateur doivent être maintenus séparés jusqu'au mélange. Une pâte contient le catalyseur et l'autre l'actif [18]

5. Utilisations des résines composites dentaires

* Pour les obturations des cavités: les pâtes sont formées d'une matrice de résine et chargées de particules minérales. La polymérisation se fait à la lumière.

* Pour les prothèses provisoires : les pâtes ont une composition proche de celle des composites d'obturation.

6. Chimie des composites

Les résines composites se composent principalement de très petites particules de charges inorganiques inertes très dures dispersées dans une matrice organique douce (polymère), et un agent de couplage, le silane assurant la liaison chimique des charges à la matrice du polymère.

7. Chimie des composites

Les résines composites se composent principalement de très petites particules de charges inorganiques inertes très dures dispersées dans une matrice organique douce (polymère), et un agent de couplage, le silane assurant la liaison chimique des charges à la matrice du polymère.

a- La matrice:

Le Bis-GMA est un monomère de di méthacrylate de haut poids moléculaire avec un noyau central rigide et un groupe d'hydroxyle dans sa structure chimique, c'est le monomère le plus généralement utilisé dans les matériaux de restauration. Cependant, en raison de la

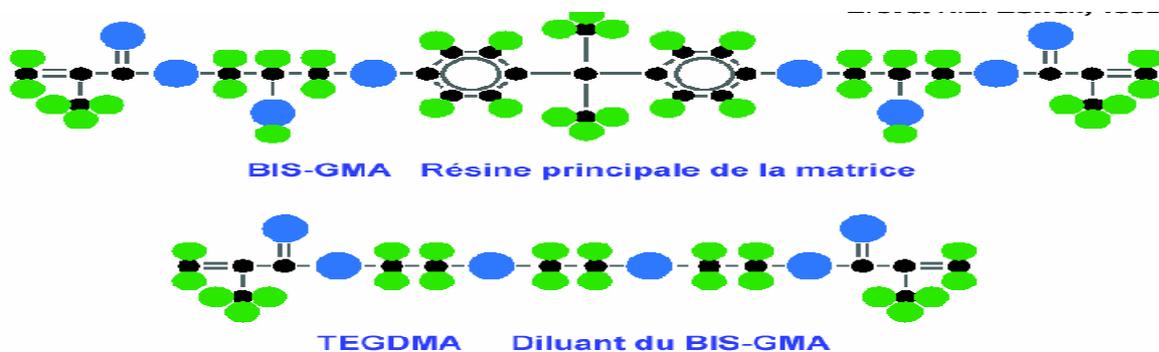


Figure I.9: a- Structure du Bis-GMA. b- Structure du TEGDMA [14].

viscosité très élevée du monomère ($4 \cdot 10^6$ cP), l'incorporation des charges de renforcement à la matrice est limitée et la conversion finale de la polymérisation du Bis-GMA est faible. Par conséquent, un diluant réactif, tel que le di-méthacrylate de glycol de tri-éthylène (TEGDMA) est souvent ajouté pour améliorer la viscosité, la réactivité et la conversion finale de la phase de la matrice. D'autre part, les diluants réactifs sont des monomères relativement à faible poids moléculaire et leurs polymérisations donnent un rétrécissement plus élevé ainsi que de faibles propriétés mécaniques dû à la structure de monomères. Les groupes d'hydroxyle sont capables de former la liaison intermoléculaire d'hydrogène qui limite le glissement des chaînes du monomère et

du polymère, augmentant de ce fait la viscosité du système. L'UDMA est un autre monomère qui est aussi employé dans les composites dentaires. C'est un matériau largement répandu comme les monomères primaires ou de base dans la formation des matrices polymères des composites dentaires. Sa viscosité est environ de 10,00 à 15,00 cP [23,24].

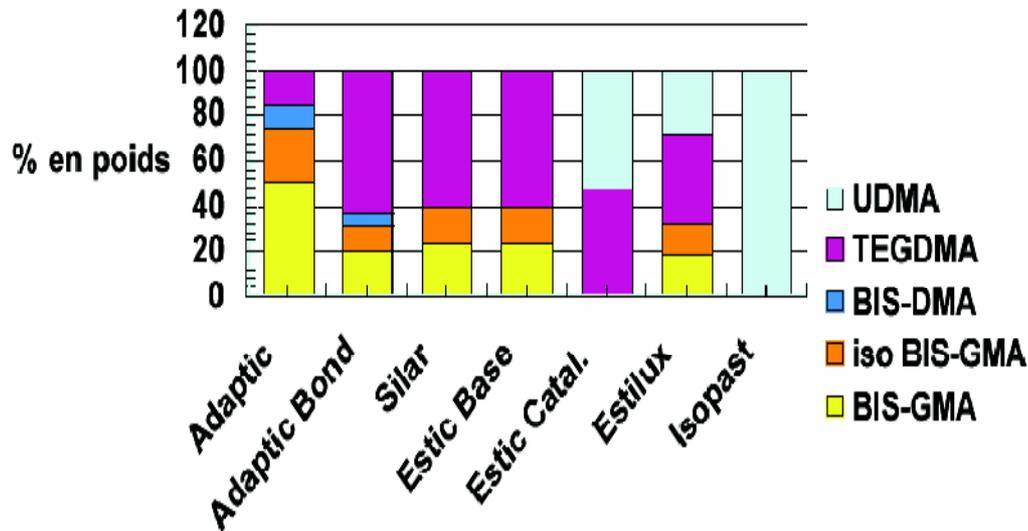


Figure I.10: Compositions de la résine composite [14]

b- Les charges:

De taille et de forme variable selon les produits, ce sont de fines particules minérales (ex: quartz, verre borosilicaté, verres de silicate, silicate d'alumine, céramique) ou des particules métalliques (ex: étain, titane, niobium) [16]. La granularité peut varier de 25 μm à 0,01 μm ce qui permet d'obtenir un état de surface très satisfaisant [25]. Elles réduisent l'expansion thermique à la contraction de polymérisation et elles augmentent le module de Young et la dureté du matériau [26].

c- Le liant:

Pour obtenir la liaison des charges avec la matrice, la surface des particules est traitée par un agent de couplage appelé silane (ex: vinyltriméthoxylane) [27].

d- Le catalyseur:

L'activateur est utilisé dans le cas des composites dont la prise est actionnée par la lumière visible [17].

8. Classification des résines composites

La classification peut être faite suivant la taille des particules par les groupes suivants:

a- Les résines composites Macrofilled:

Les résines Macrofilled ou résines composites conventionnels sont également appelées la première génération des résines composites. Les particules de remplissage se composent de quartz, de verre

de borosilicate, ou de verre d'aluminium de lithium. La dimension des particules est relativement grande, 15 à 35 μm . La taille des remplisseurs ne permet pas un polissage adéquate, résultant des surfaces rugueuses [25].

b- Les résines composites Microfilled:

Les résines composites Microfilled contiennent des particules micro-fines de remplissage sphériques de silice colloïdales de 0,01– 0,12 μm de diamètre. La charge de remplissage est limitée à 20– 55% en volume ou à 35– 60% en poids. Ils ont été développés en 1974 et lancés sur le marché à la fin des années 70 [25].

c- Les résines composites Hybrides:

Les résines composites hybrides (ou mélange) ont une combinaison de particules colloïdales et fines (0,5 –3,0 μm) comme remplisseur. Les particules colloïdales remplissent l'espace entre les particules fines et la matrice autour de 60– 65% en volume. Actuellement, les hybrides dominent le marché et peuvent être encore classés par catégorie par les dimensions moyenne des particules de remplissage [25].

d- Autre classification:

Afin de faire manipuler plus facilement le composite, la diversité de l'uniformité du produit nécessite une nouvelle méthode de classer les composite basés sur la viscosité ou la fluidité, avec des catégories telles que : flow able (s'approche plus de l'état fluide), moyenne viscosité, et pack able (matériau condensé) [28].

Le composite pack ables, parfois également appelés les composites condensables, ont été présentés au marché avec de grandes espérances comme alternative aux amalgames. Ils sont caractérisés par une haute charge de remplissage et une distribution de remplisseur qui leur donne une uniformité différente comparée aux composés hybrides. Sur la base de la charge élevée de remplissage perçue, ces matériaux présentent des propriétés physiques et mécaniques supérieures sans compter la facilité de manipulation [29].

9. Quelques propriétés des résines composites:

Tableau I.1: Les propriétés physiques et mécaniques des résines composites [15].

	Propriétés	valeurs
Propriétés mécaniques	Module d'élasticité [GPa]	12-16
	Résistance à la compression	230-290

	[MPa]	
	Résistance à la traction [MPa]	35-55
	Adhésion sur émail	83
Propriétés physiques	Solubilité dans l'eau après 2 semaines [mg/cm ²]	0.01-0.05
	Absorption d'eau après 2 semaines [mg/cm ²]	0.3-0.7
	Retrait volumétrique à la polymérisation [%]	1-1.6
	Coefficient d'expansion thermique [10 ⁻⁶ / °C]	26-39

10. Les avantages et les inconvénients des résines composites

Malgré les avantages qu'offrent les résines composites, mais avec l'utilisation clinique accrue les inconvénients des résines composites sont apparues [19].

a- Les avantages:

- Les restaurations finales s'adhèrent à la dent.
- Grande résistance par rapport aux résines non chargées.
- Les résines composites s'apparentent très bien à la couleur des dents puisqu'elles sont offertes en plusieurs teintes. Les restaurations finales sont donc très esthétiques (figure 1.10) par rapport aux autres types de restauration.



Figure I.11: Représentation d'une série de dents restaurées avec un ciment par une résine composite et par un matériau métallique (amalgame).

b- Les inconvénients:

- Les restaurations en résines composites nécessitent plusieurs étapes qu'une restauration en amalgame. Elles peuvent donc être un peu plus difficiles à faire.
- Elles coûtent plus cher que les restaurations en amalgame.
- Ils existent plusieurs facteurs favorisant la contraction de polymérisation.
- Elles exigent des sources lumineuses de cuisson parfois spéciales.
- La durée de vie est courte par rapport aux amalgames.

D. Les céramiques dentaires

Au cours des 10 dernières années, l'application des procédés de haute technologie a conduit au développement de nouveaux matériaux céramiques pressés, injectés et «slip casting ». Les céramiques classiques, peut être considéré comme céramique tout matériau inorganique, fragile, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise par un liant hydraulique. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe.

En dentisterie, les céramiques sont essentiellement employées dans des applications prothétiques mais peuvent également être utilisées en implantologie, en orthodontie, en matériau de restauration esthétique comme dans le cas d'inlays, onlays ou facettes. La plus grande partie des nouveaux systèmes très sophistiqués apparus ces dernières années sont des améliorations technologiques d'un produit apparu il y a plus d'un siècle [30].

I.8. L'amalgame:

A. Définitions

Les amalgames dentaires sont des biomatériaux métalliques de restauration. Elles sont largement utilisées en dentisterie conservatrice, destinés à l'obturation des pertes de substance coronaire, simples ou complexes. Chimiquement ce sont, par définition, des alliages de mercure, soit ternaires: mercure- argent- étain (amalgames classiques) soit quaternaires: mercure- argent- étain – cuivre (amalgames modernes). Elle s'effectue par trituration (broyage, malaxage) manuelle ou mécanique de l'alliage en poudre ou en tablettes, avec le seul métal liquide à température ordinaire: le mercure [16].

B. Les alliages métalliques:

Les alliages dentaires sont utilisés dans toutes les disciplines odontalgiques. Ils peuvent constituer des moyens médicaux mis en œuvre pour entrer dans la composition de dispositifs médicaux sur mesure. Ceux-ci sont représentés par les prothèses dentaires et les appareils d'orthodontie. La confection de ces dispositifs nécessite divers procédés de mise en forme des alliages dentaires tels que la fonderie, le frittage, l'électrodéposition et le façonnage. Tous ces procédés répondent à des critères d'utilisation et à des impératifs de réalisation. Les alliages et les procédés de mise en forme doivent permettre la réalisation de pièces bio fonctionnelles complexes qui sont utilisées dans les techniques restauratrices, prothétiques, orthopédiques ou implant logiques [31].

De nos jours, deux groupes d'alliages dentaires sont utilisés : les alliages dentaires précieux et les alliages dentaires non précieux. L'or est le composant principal des alliages précieux.

C. Les ciments:

Présenté vers la fin de 1800, le ciment a été préparé à partir du verre d'alumine-silice et de l'acide phosphorique. La popularité du ciment de silicate a été liée à sa propriété esthétique, le dégagement lent du fluorure, et sa grande résistance à la compression, qui a placé ce produit parmi les ciments inorganiques les plus forts connus à ce moment-là. Le contenu de fluorure a aidé pour protéger l'émail des dents adjacentes contre la carie. Plusieurs des restaurations de silicate étaient réussies et des temps des durées de vie cliniques jusqu'à 20 ans sont rapportés. Cependant, le ciment de silicate est très soluble dans les fluides oraux et il manque des propriétés mécaniques adéquates. La recherche des matériaux de rechange a mené au développement des résines restauratrices aux polymères [17].

I.9. Les implants dentaires

A. Description des dents

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

Une dent est un tissu vivant, innervé et irrigué par des nerfs et des vaisseaux sanguins. La zone visible de la dent, appelé la couronne, est recouverte d'émail, qui est la substance la plus dure du corps. Les nerfs et les vaisseaux sanguins atteignent le centre de la dent par l'apex et forment la pulpe qui est contenue dans la dentine, un tissu calcifié moins dur que l'émail.

Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de cément, qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire (Fig. I.11) [1].

Chez l'homme adultes 32 dents sont renfermes ;

8 incisives : ce sont des dents plates et coupantes qui servent à trancher les aliments

4 canines : pointures, elles servent à déchiqueter les aliments

8 prémolaires : elles servent à broyer les aliments

12 molaires : dont les dents de sagesse.

Chaque dent est faite d'une partie qui dépasse de la gencive (la couronne) et une partie sous la gencive, à l'intérieure de l'os de la mâchoire (c'est la racine).

Une dent comporte une partie vivante et une partie inerte et dure, la pulpe est la partie vivante de la dent ; elle se trouve au centre de la dent et contient un nerf par racine et des petits La dent humaine se compose de plusieurs éléments dont [1]:

- **Email** : le plus minéralisé et le plus dur de tout le corps humain. Il recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal, et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques.
- **Pulpe** : c'est un tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. C'est le plus sensible des tissus dentaires ; il peut se nécroser.
- **Dentine** : elle constitue avec la pulpe la plus grande partie de la dent ; elle est recouverte dans sa partie coronaire par l'émail. En contact avec la pulpe, elle est formée notamment d'odontoblastes, cellules spécialisées se prolongeant depuis la pulpe dans les tubules dentinaires. Peu minéralisée, sa partie organique est formée surtout de collagène.

Cément : c'est un tissu minéralisé recouvrant la racine. Tissu conjonctif spécialisé, le moins dur des trois tissus dentaires durs. S'il est mis à nu au niveau des collets, il s'usera rapidement.

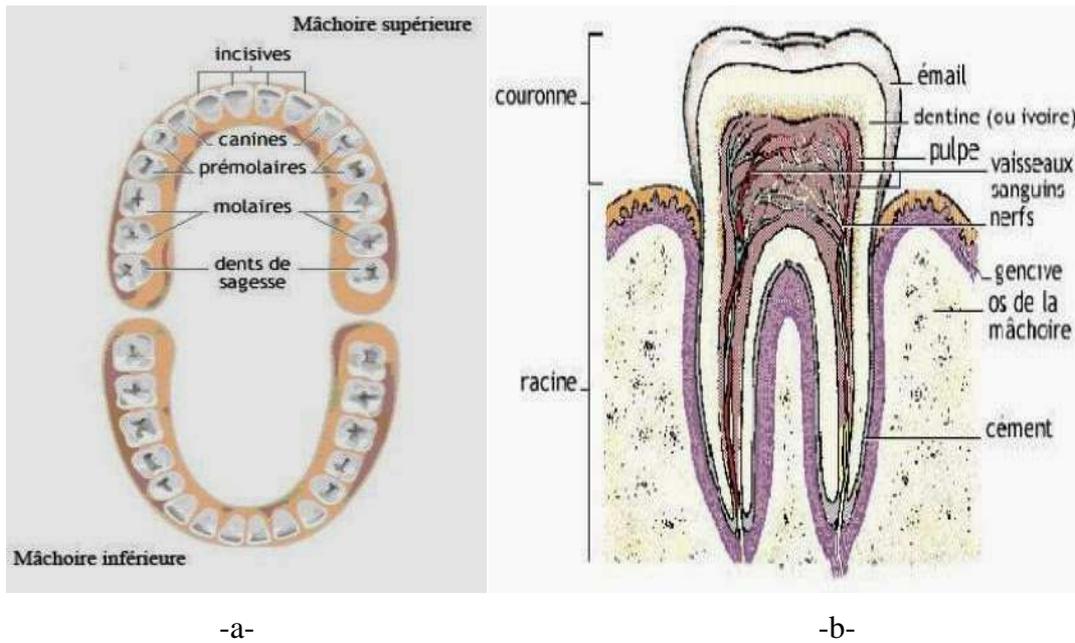


Figure I.12 : a- Constituants d’une mâchoire humaine, b- différents éléments constituant du dent.

Tab. I. 2 : Les propriétés des matériaux de l’os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (émail, dentine, pulpe) [1].

	Module d’Young (MPa)	Coefficient du poisson
E-mail	4.8×10^4	0.23
Dentine	1.80×10^4	0.31
Pulpe	2×10^1	0.45
Os compact	1.30×10^4	0.30
Os spongieux	0.13×10^4	0.30

Pour remplacer la dent, le dentiste peut avoir recours aux différentes prothèses. La technique la plus classique est le bridge, qui sert à remplacer une dent perdue. Une fausse dent et deux ailettes mécaniques sont fixées sur les dents voisines, qui servent de piliers pour former un pont, d’où le nom de bridge [1].

L’inconvénient du bridge est qu’on doit parfois mutiler des dents saines pour qu’elles servent de piliers. Ce n’est pas le cas si, en revanche, on utilise des prothèses montées sur implant. Celles-ci sont constituées de deux parties : un implant destiné à remplacer la racine d’une dent manquante, le plus souvent en titane, et une prothèse, une fausse dent en céramique, en or ou en argent [1].

I.10. L’implantologie orale

A. Définition :

L’implantologie est un domaine chirurgical de la médecine dentaire. Une science éprouvée qui repose sur 40 années d’études scientifiques, qui permet de mettre en place des implants dentaires

(remplacer une seule dent manquante, de multiples dents manquantes, pour supporter un dentier ou pour restaurer une bouche entière.), qui permet d'améliorer la qualité de vie des patients totalement édentés, porteur de dentier, et souffrant d'un gros handicap concernant leur vie sociale [1].

B. L'implant dentaire :

L'implant dentaire est une racine artificielle ancrée dans l'os de la mâchoire. Il sert à remplacer la racine d'une dent abîmée ou arrachée et à soutenir une prothèse. L'implant dentaire est l'intermédiaire entre la prothèse et l'os de la mâchoire, il transmet les forces de mastication au support osseux [1].

Il existe trois indications principales pour les implants dentaires :

- Edentassions unitaire.
- Edentassions multiples.
- Edentassions totales

Structure

L'émail est la substance la plus dure du corps humain³. Surtout composé de phosphate de calcium et de carbonate de calcium, comprenant moins de 1 % de matières organiques³, il est formé par la juxtaposition de structures élémentaires appelées cordons ou prismes d'émail. Chaque prisme minéralisé de 4 à 8 μm de diamètre traverse l'émail, de la jonction émail-dentine jusqu'à la surface de la dent [1].

Ces prismes sont des cristaux d'hydrox apatite entourés par une gaine de nature organique, imbriqués les uns dans les autres. En coupe transversale, ils ressemblent à un trou de serrure, avec la partie supérieure orientée vers la couronne de la dent et la base orientée vers la racine.

La disposition des cristaux à l'intérieur de chaque prisme est très complexe. Les myéloblastes (ou adamantoblastes), cellules qui initient la formation de l'émail, et les prolongements de Tomes influent tous les deux sur la forme des cristaux. Les cristaux d'émail de la tête du prisme sont orientés parallèlement au grand axe de ce dernier alors que ceux de la base divergent légèrement du grand axe.

L'arrangement dans l'espace des prismes d'émail est compris plus clairement que leur structure interne. Les prismes d'émail sont situés en rang le long de la dent, et à l'intérieur de chaque rang, le grand axe du prisme est généralement perpendiculaire à la dentine sous-jacente. Dans les dents définitives, les prismes d'émail proches de la jonction émail-cément (JEC) basculent légèrement vers la racine de la dent [1].



Haut: email

bas: dentine

Figure I.13 Constitution d'une dent

La zone située autour du prisme d'émail est constituée d'émail inter prismatique. Ce dernier a la même composition que l'émail en prisme ; on fait cependant une distinction histologique entre les deux car l'orientation des cristaux est différente dans chaque cas. La limite où les cristaux d'émail prismatique et les cristaux d'émail inter prismatique se touche est appelée gaine prismatique.

L'étude des caractéristiques des microstructures de l'émail dentaire (stries de Retzius, bandes de Hunter-Schreger) permet d'évaluer les modalités du développement dentaire. Les stries de Retzius (en) sont des bandes qui apparaissent sur l'émail quand il est observé en coupe transversale au microscope. Formées par la variation du diamètre des prolongements de Tomes, ces bandes attestent de la croissance de l'émail de façon similaire aux anneaux de croissance d'un arbre. Les perikymaties sont des sillons peu profonds correspondants à la ligne formée par les stries de Retzius à la surface de l'émail. Plus sombre que les autres bandes, la ligne néonatale sépare l'émail formé avant et après la naissance. Les bandes de Hunter-Schreger (en) sont marquées par la succession de bandes parallèles transversales claires (diazonies) et sombres (parazonies) dues à l'orientation des prismes dans la coupe [1].

I.11. Propriétés mécaniques et physiques

A. Propriétés physiques

1. Forces et mouvements dentaires

La force appliquée doit être suffisante pour atteindre le seuil d'activation tissulaire, tout en répondant à certaines conditions mécaniques afin d'effectuer un mouvement thérapeutique quise

rapproche du déplacement physiologique. Il faut également prendre en compte la durée et le rythme d'application de la force.

Schématiquement l'effet de toutes forces appliquées sur la dent pourra être décomposé en :

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent,
- Une force linguo-buccale dans le plan LB passant par le grand axe de la dent,
- Une force disto-mésiale dans le plan DM passant par le grand axe de la dent,
- Une force horizontale dans le plan horizontal passant par le point de rotation de la dent et perpendiculaire aux trois premiers [1].

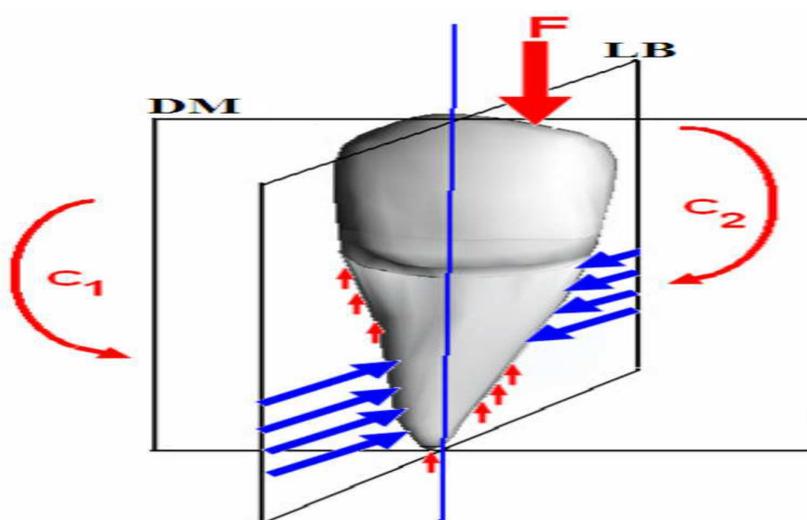


Figure I. 14 – Forces appliquées excentriquement sur la face occlusale [1]

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon un système défini d'axes et de plans, comme illustré dans la figure 15 :

- Des effets de torsion dans le plan disto-mésial (C_1) et dans le plan linguo-buccal (C_2),
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale,
- Des contraintes induites selon 2 plans d'un couple dans le sens des aiguilles d'une montre,
- Des forces réactionnelles provoquées par l'application d'un couple de torsion sur la périphérie de la racine de la dent.

Chapitre –I Structure osseuse et biomécanique du système masticatoire

23

Au cours des mouvements de latéralités, il y a souvent association de deux mouvements alternés flexion et torsion, qui entraîne une déformation réversible de la prothèse dentaire et une sollicitation des encrages. A ceci s'ajoute un troisième mouvement, le glissement, qui est

développé au cours des mouvements transversaux condylien. Ces trois mouvements sont dits micro mouvements donc la prothèse va être soumise à des sollicitations de flexion torsion et Cisaillement, d'où une étude ou tracé correcte vise à minimiser ou totalement évité ce type de mouvement .

Parmi les forces actives dans l'environnement buccal, quatre groupes sont à considérer [1]

B. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques sont directement en relation avec la résistance des matériaux et donc sur leur longévité mais également avec leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires calcifiés de la dent traitée mais aussi des dents proximales ou antagonistes. Les valeurs de contrainte durant la fonction s'élèvent à environ 220 N pour les incisives, 450N pour les prémolaires et 665N pour les molaires (Craig 1996).

Ces propriétés mécaniques vont également influencer les paramètres de la mise en œuvre (possibilité de brunissage d'un inlay métallique, aptitude au polissage).

Les différents essais mécaniques sont expliqués dans le chapitre sur les propriétés mécaniques)

a - Dureté

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à une déformation plastique. Les tests de dureté les plus utilisés en odontologie sont les mesures de microdureté Vickers ou Knoop. Le principe de ces tests consiste à mesurer l'empreinte réalisée par un pénétrateur en diamant à base carrée (Vickers) ou losange (Knoop) sur la surface d'un matériau sous une charge définie.

L'essai Knoop peut remplacer l'essai Vickers, principalement pour éviter la fissuration des matériaux fragiles et faciliter les essais des couches minces.

La dureté va influencer la résistance à l'abrasion, la transmission des contraintes occlusales au sein du matériau et à la dent traitée de même qu'aux dents antagonistes, et l'aptitude au polissage.

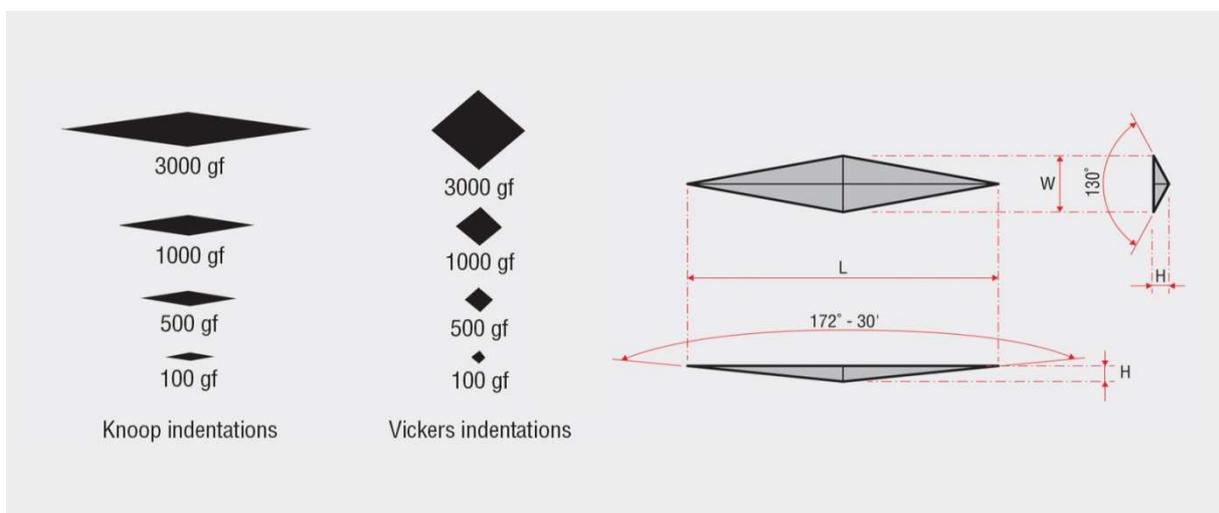
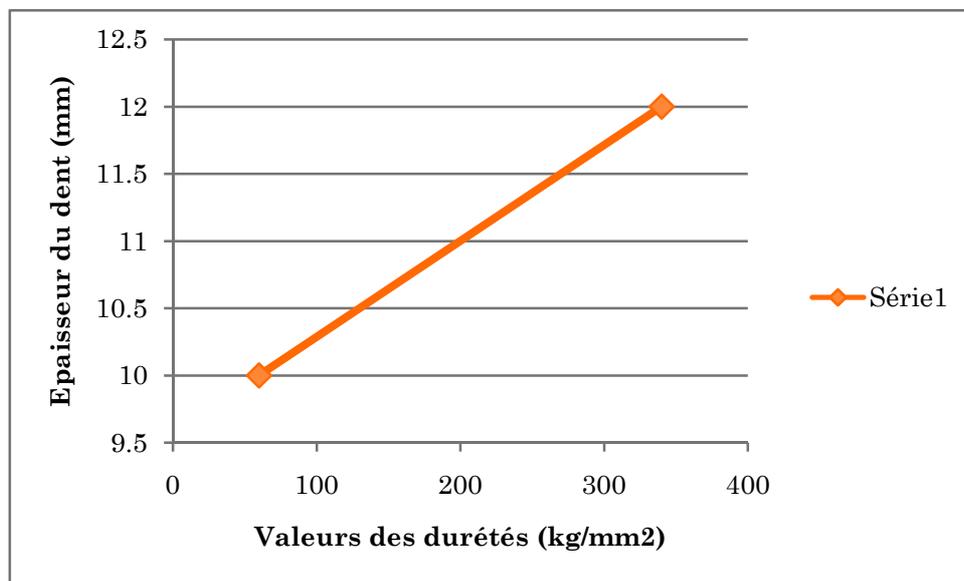


Figure I.15

Tableau I.3 : Dureté Knoop des tissus durs dentaires

	Dureté Knoop (kg/mm ²)	Dureté Vickers
Email	340	322
Dentine	60	/



Nous avons constaté qu'après la mesure de la dureté, la partie supérieure de la dent (Email) est très dure par rapport à la partie inférieure (dentine), du point de vue physique-biologique, l'Email sert à broyer les aliments alors que la dentine sert à protéger la pulpe et les vaisseaux sanguins à l'intérieur.

Remarque : Même si la dureté est une propriété de surface, sa mesure peut parfois donner des renseignements sur la structure globale du matériau : ainsi, le degré de conversion d'une résine composite après polymérisation peut être approché par des mesures de dureté.

b - Résistance à la traction

Le test de traction permet de caractériser plusieurs aspects du comportement mécanique d'un matériau qui vont influencer directement son aptitude à restaurer une perte de substance dentaire. La rigidité du matériau définit par son module d'élasticité longitudinal (ou module d'Young) l'existence ou non d'un domaine de déformation plastique ; la valeur de la contrainte à la rupture définit la résistance à la rupture du matériau.

Tableau I.4 : Module d'élasticité et résistance à la rupture des tissus durs dentaires

	Module d'élasticité (module d'Young) (GPa)	Résistance à la rupture (MPa)
Email	84	10,3
Dentine	18	98,7

La réalisation d'un essai de traction nécessite la réalisation d'une éprouvette dont la géométrie et la calibration doit être rigoureuse. Pour certains matériaux, il est difficile voire impossible de réaliser ces éprouvettes. Dans ce cas, un test de tension diamétrale est réalisé à partir d'un échantillon cylindrique. Ce test ne permet d'enregistrer que la valeur à la rupture du matériau testé. C'est un test couramment réalisé sur les matériaux plastiques utilisés en restauration coronaire.

c - Résistance à la compression

Il s'agit de la valeur de résistance maximale enregistrée lors de la rupture d'un échantillon cylindrique soumis à une contrainte uni-axiale en compression.

Tableau I.5 : Résistance à la compression des tissus durs dentaires

	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la compression mesurée (MPa)
Email	384	377
Dentine	297	/

Les contraintes en compression s'exercent essentiellement lors de la mastication sur les faces occlusales des molaires et des prémolaires.

d - Résistance à la flexion

Les contraintes en flexion s'exercent essentiellement lors de la mastication sur le groupe incisive-canin.

e - Résistance au cisaillement

Les contraintes en cisaillement s'exercent essentiellement à l'interface tissu dentaire/matériau de restauration des reconstitutions collées. C'est la raison pour laquelle ce test est fréquemment utilisé

pour évaluer les valeurs d'adhésion des différents matériaux même si ce n'est pas la seule approche possible.

Tableau I.6 : Résistance au cisaillement des tissus durs dentaires

	Résistance au cisaillement (MPa)
Email	90
Dentine	138

g - Résistance au fluage

Le fluage correspond à une déformation d'ensemble du matériau sous l'action de contraintes constantes ou variables qui se produit dans le temps. Il s'agit d'une déformation plastique qui aura pour conséquence une décohésion des bords de la restauration et donc une dégradation de l'adaptation marginale. Le fluage est dépendant de la température, de la contrainte appliquée et de la durée d'application de cette contrainte. Cette valeur de fluage est particulièrement importante pour caractériser le comportement des amalgames dentaires.

h - Fatigue

Les contraintes exercées sur les restaurations dentaires ne sont pas constantes, mais varient en fonction du temps. Il s'agit en fait de cycles de contraintes qui vont induire la propagation de fissures au sein du matériau. C'est la raison pour laquelle on peut observer des phénomènes de rupture en relation avec des contraintes relativement limitées, simplement parce que le matériau aura au préalable été fragilisé par la progression de fissures en son sein. Ces contraintes peuvent s'exercer en compression, flexion, cisaillement ou associer plusieurs types de contraintes. C'est une des raisons qui rend difficile la modélisation de ce type de dégradation *in vitro*.

I.12. Mécanisme d'érosion

A. INTRODUCTION

L'érosion dentaire est cliniquement définie comme la perte progressive et irréversible des tissus dentaires causée par un procédé chimique de dissolution acide qui n'implique pas les bactéries de la plaque dentaire [32]. Dans les cas les plus sévères, l'érosion des dents temporaires peut perturber la

dentition permanente et celle des dents permanentes peut entraîner une perte de la DVO nécessitant des restaurations coûteuses.

Ces pertes de substance non carieuses, à distinguer de l'abrasion et de l'attrition dentaires, sont mieux diagnostiquées [33]. ou plus fréquentes depuis une dizaine d'années. Des études descriptives de l'état de santé bucco-dentaire tendent à montrer que la prévalence de l'érosion dentaire a augmenté dans les pays industrialisés alors que celle des lésions carieuses cavitaires a diminué de façon constante au cours des 30 dernières années, en particulier chez les plus jeunes [34-35]. En France, si l'évolution des indicateurs de carie est connue depuis la fin des années 80, aucune étude de prévalence relative à l'érosion n'a été conduite à ce jour [36].

Ce procédé chimique de dissolution acide est classiquement associé aux aliments et boissons acides plus souvent consommés ces dernières années. C'est par exemple le cas des boissons gazeuses [37] dont la consommation a augmenté de 300% en 20 ans aux Etats-Unis [38]. Des nouvelles boissons *lights* acides ont été commercialisées pour lutter contre l'obésité tout en satisfaisant la gourmandise. Cette obsession d'un petit poids liée au culte du corps chez les jeunes filles a par ailleurs entraîné une augmentation de la prévalence des pathologies mentales (anorexie, boulimie) connues pour être associées à l'érosion. [39]. Cependant beaucoup d'interrogations subsistent quant aux facteurs liés à cette perte de substance non carieuse.

Suite à ce constat, ce travail a pour but de rapporter les résultats d'une étude de prévalence conduite dans notre région en deuxième partie d'une revue systématique sur le sujet. Cette étude descriptive avait pour objectif principal de déterminer la prévalence de l'érosion dentaire chez les adolescents âgés de 13 à 15 ans scolarisés dans les Alpes Maritimes et pour objectif secondaire, d'étudier la répartition des facteurs de risque connus ou suspectés de l'érosion dentaire notamment en fonction du milieu scolaire ZEP (Zone d'Education Prioritaire) ou non ZEP.

1.Facteurs Chimiques

Le mécanisme d'érosion se divise en deux étapes.

Au cours de la première étape de courte durée, il y a déminéralisation partielle et ramollissement de la surface dentaire [40-43]. A ce stade, une reminéralisation reste possible car l'émail déminéralisé subsiste et peut servir de "charpente" aux éléments minéraux qui peuvent ainsi se fixer (figure 1).

Dans la seconde, les couches superficielles d'émail fragilisées à l'occasion de la première étape sont éliminées [42-43] La reminéralisation de l'émail n'est par conséquent plus possible. La perte de tissu dentaire sera d'autant plus accélérée que des mécanismes abrasifs viennent s'ajouter.

Après perte de l'émail après plusieurs épisodes acides, celle de la dentine est plus rapide du fait de sa moindre minéralisation et de sa plus grande teneur en carbonate.

B. Les Acides et Agents Chélateurs

L'érosion chimique se produit de deux manières :

- Soit par l'attaque d'ions Hydrogène dérivés d'acides forts ou faibles.
- Soit par des anions capables de se lier pour former des complexes avec le calcium, ces derniers étant des agents chélateurs.

La présence d'acide fort type acide chlorhydrique (HCL) en bouche étant rare, nous sommes plutôt préoccupés par des acides faibles tels que l'acide citrique et l'acide acétique présents dans les boissons gazeuses. Ces derniers sont particulièrement agressifs pour les surfaces dentaires car ils conjuguent une double action potentiellement délétère : la libération combinée d'ions H^+ et d'agents chélateurs.

En complément de la valeur du pH, les concentrations en calcium, phosphate et, à un degré moindre, en fluorure d'une boisson ou d'une denrée alimentaire vont jouer un rôle clé dans l'érosion dentaire [44-45] en déterminant le degré de saturation par rapport au minéral de la dent [46]. Ainsi, les solutions sursaturées par rapport au tissu dentaire ne le dissolvent pas. En revanche, une solution sous saturée par rapport à l'émail cause une déminéralisation initiale de surface (figure 2), qui sera suivie par une augmentation du pH local et des concentrations en minéraux dans la solution afin de rétablir l'équilibre perturbé par la présence de l'acide. La solution deviendra alors saturée par rapport à l'émail et ne causera pas de déminéralisation plus importante. A ce moment le dépôt de calcium et le phosphate salivaire peuvent induire la reminéralisations de l'émail initialement ramolli par l'acide [47-48].

L'environnement dentaire neutre est mis à l'épreuve par une attaque avec un acide intrinsèque ou extrinsèque :

- Le pH est abaissé (plus d' H^+ en solution).
- Les H^+ se lient aux anions dissous.
- L'équilibre de la solution s'en trouve perturbé.
- Davantage de minéraux passent en solution pour rétablir l'équilibre de la solution (neutraliser l'acide).
- Ceci conduit à la dissolution superficielle de la structure de l'émail.

Ce processus de neutralisation est aidé par la salive et éventuellement par d'autres agents donneurs d'ions, tels que le lait ou des solutions dentaires.

Si le défi érosif est trop important, la déminéralisation conduit à une perte de substance dentaire irréversible.

C. Facteurs Biologiques

Les facteurs biologiques comme la salive, la structure et le positionnement des dents par rapport aux tissus mous ou à la langue sont liés au développement de l'érosion dentaire.

Salive – La salive est le facteur biologique protecteur le plus important dans la prévention de l'érosion dentaire. Il commence à agir avant même l'attaque acide, avec l'augmentation du débit salivaire en réponse à des stimuli acides.

Les fonctions protectrices de la salive contre l'érosion comprennent :

- La neutralisation des acides par son effet tampon
- L'apport de calcium, de phosphate et éventuellement de fluorure nécessaires à la reminéralisation de l'émail
- La dilution et l'élimination des substances érosives du fait de la clairance
- Son rôle dans la formation de la pellicule exogène acquise.

Le Biofilm dentaire

La pellicule exogène acquise à base de glycoprotéines salivaires se forme 2 minutes après le brossage pour être ensuite colonisée par les bactéries présentes dans le milieu buccal [49-56]. L'ensemble constitue le biofilm qui protège contre l'érosion en agissant comme une barrière de diffusion ou une membrane à perméabilité sélective empêchant le contact direct entre les acides et la surface de la dent (figure 4) [50-54]. Toutes les procédures, telles que le brossage avec un dentifrice abrasif, les nettoyages professionnels avec une pâte prophylactique et le blanchiment des dents suppriment ou réduisent l'épaisseur de la pellicule compromettant ainsi ses propriétés protectrices [55]. Au quotidien, le brossage immédiatement avant l'absorption de boisson ou d'aliment acide est donc nocif. Il en est de même immédiatement après car il va éliminer l'émail déminéralisé (figures I.16).

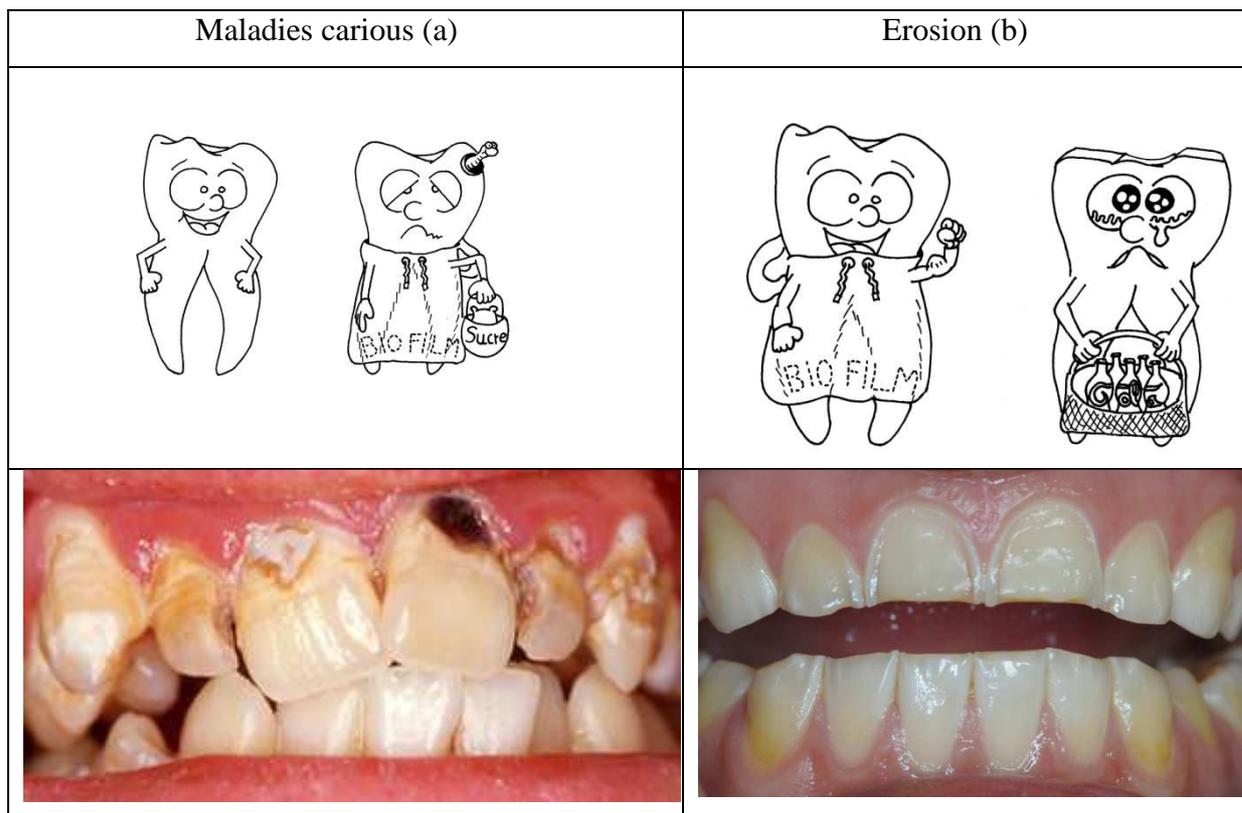


Figure I.16: Effets inverses du bio film dans la maladie carieuse et l'érosion (2)

Rôle causal du bio film oral dans la maladie carieuse (a). Chez un sujet de 10 ans assurant irrégulièrement son hygiène bucco-dentaire, les lésions carieuses sont localisées dans les zones où il s'accumule.

Rôle protecteur du biofilm oral (b) qui sert de barrière de diffusion contre les attaques acides de la boisson. Son rôle est complété par celui du fluide gingival qui neutralise les acides dans la zone gingivale. Ainsi l'érosion n'intéresse pas l'émail périphérique chez cette femme de 30 ans sirotant quotidiennement 2 litres de cola (document PierreColon).

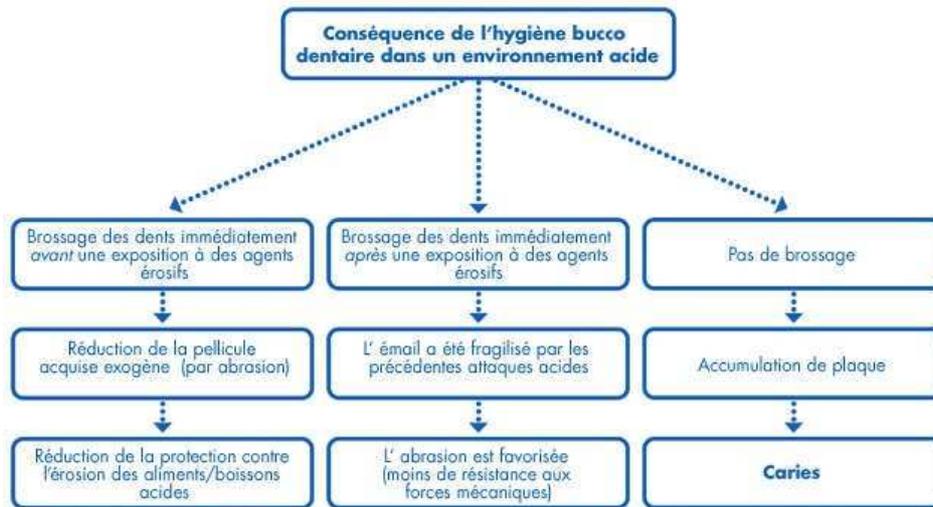


Figure I.17: Conséquence de l'hygiène buccodentaire dans un environnement acide

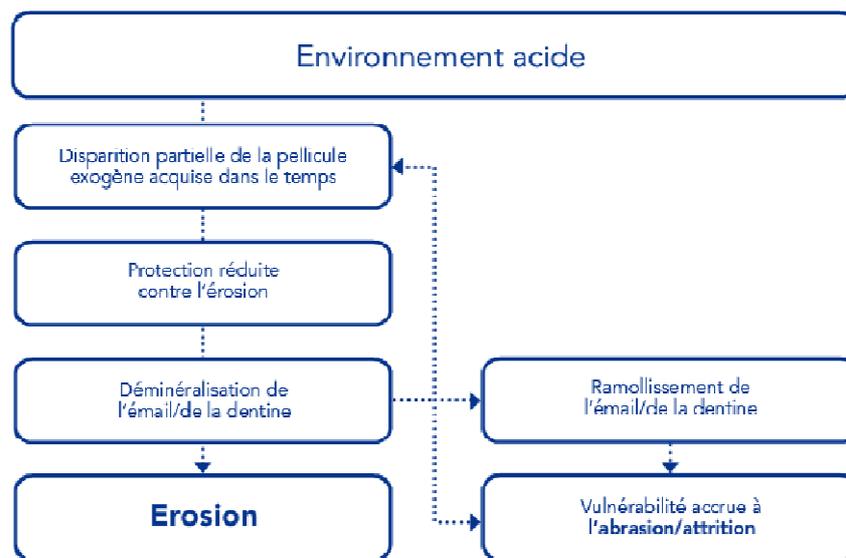


Figure I.18: Interactions entre les différents mécanismes d'usure dentaire

***Positionnement dentaire et des tissus mous :** La position des dents au sein de l'arcade dentaire (encombrement) entraîne une sensibilité différente à l'érosion en fonction de la surface dentaire. Un autre aspect important est la relation entre les dents et les tissus mous. Holst et Lange ont montré que l'abrasion provoquée par la langue aggrave l'érosion entraînée par des vomissements [58-60].

Chapitre 2

*Comportement Mécanique et modélisation d'un
tissu dentaire lors d'une force masticatoire*

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

Chapitre II : Comportement Mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

II.1 Introduction

L'implantologie dentaire a également connu un succès important ces derniers temps. Contrairement aux techniques classiques, l'implant est directement fixé dans l'os mandibulaire ou le maxillaire supérieur. L'avantage est double puisque les dents saines aux alentours ne sont pas affectées et l'os subissant les contraintes biomécaniques de mastication via l'implant, ne se résorbent pas. Les premières tentatives de pose d'implants dentaires ont eu lieu vers les années 50 (Golbert et Dahl [61]), le début de l'implantologie moderne, avec l'utilisation d'implants en titane vient après. La connaissance du comportement biomécanique des implants dentaires permet d'établir certains principes et directives à suivre pour l'élaboration et la conception des prothèses dentaires. Plusieurs travaux scientifiques ont été consacrés à l'analyse et à la modélisation numérique du comportement biomécanique des implants dentaires, os mandibulaire et dents. I. Ichim et al [62], ont prédit par la modélisation numériquement la rigidité de l'os mandibulaire, l'effet d'inter-distance implants dentaires, a été analysé et étudié. Aris S et al [63]. O Kayabası et al [64], ont étudié par la méthode des éléments finis le comportement biomécanique d'une prothèse dentaire sous chargements statique et dynamique. Laing Kong et [65] ont optimisé les grandeurs géométriques de l'implant dentaire pour un comportement biomécanique optimal. A S Bonnet et al[66] ont modélisé numériquement le comportement biomécanique d'une prothèse amovible complète supra-implant aire. S Gouasmi et Al[67] ont Comparés par la méthode des éléments finis du comportement biomécanique des implants dentaires et celui des dents naturels. S Chehri [68] a étudie numérique le comportement biomécanique des dents naturelles par la méthode des éléments finis. K Bouzouina et Al [69] ont Comparés comportement biomécanique des prothèses dentaires fixés par des implants dentaires et celui d'un bridge dentaire.

Notre investigation porte sur la conception et la modélisation numérique du comportement biomécanique des implants dentaires. En effet, elle permet d'analyser par la méthode des éléments finis le niveau des contraintes induites dans l'os mandibulaire lorsque le chargement biomécanique est statique. Cette démarche a pour objectif de fournir une aide aux praticiens du domaine médical ainsi qu'aux concepteurs des prothèses dentaire, pour lesquels une attention toute particulière doit être apportée à la répartition des contraintes biomécaniques, entre l'os et l'implant.

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

II.2 Méthode des Eléments Finis

A. Définition et but en odontologie :

La méthode des éléments finis (MEF) analyse des problèmes complexes grâce aux mathématiques. Elle a été développée en 1943 par le russe- canadien Alexander Hrennikoff et le germano-américain Richard Courant afin de résoudre des problèmes d'élasticité et d'analyse structurelle dans l'ingénierie civile et aéronautique [70]. Cette méthode, facilement programmable, a donné lieu à de nombreux logiciels, dits de simulation par éléments finis, pour dimensionner des pièces dans l'industrie.

La MEF est une discrétisation (division) du volume à étudier en un nombre fini d'éléments structurels. Chaque sous-ensemble est connecté aux autres par des nœuds pour constituer le maillage de la pièce. Le principe de la méthode consiste à postuler, au sein de chaque élément, la forme mathématique solution à un problème posé. La continuité entre les éléments adjacents assure la fonctionnalité de la méthode [71]. Chaque nœud est donc dans des conditions d'équilibre (c'est-à-dire que les forces sont équivalentes de part et d'autre de ce nœud) et la solution sera en continuité entre les éléments adjacents. La discrétisation du modèle est une approximation, ce qui implique que la MEF est une analyse approchée et que la qualité de la solution calculée dépend du nombre d'éléments.

Le problème posé sur la pièce physique originelle à étudier est représenté sur le modèle par un système d'équations différentielles. L'application de la contrainte sur le modèle génère des équations plus simples à chaque nœud. Ces solutions sont ensuite transmises à l'ensemble de la structure [72]. Le principe de la MEF repose donc sur une seconde approximation, l'hypothèse selon laquelle la solution du modèle peut être représentée sous la forme d'une fonction polynomiale (équation1) [73].

$$f(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x^2 + a_3 x^3 + \dots + a_n x^n \quad \text{Exemple de polynôme de degré } nk$$

Cette méthode est applicable à de nombreux domaines, notamment la mécanique des structures et la mécanique des fluides. Elle a été intégrée à la recherche en biomécanique en tant qu'alternative aux expérimentations *in vitro*, coûteuses et parfois difficiles à mettre en application. Elle permet de modéliser le comportement de diverses structures (os, articulation, implant, dent) [71] sous l'application de différentes sollicitations (tension, compression, cisaillement) appliquées seules ou conjointement [74].

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

Dans le domaine de la dentisterie, cette méthode trouve plusieurs applications. Elle permet par exemple de :

- simuler les effets mécaniques des forces occlusales sur le ligament parodontal ainsi que sur les tissus durs dentaires et osseux
- évaluer diverses situations cliniques et options prothétiques
- trouver la charge optimale à appliquer aux implants ou micro-implants ortho ontiques, en analysant les contraintes compressives au niveau de l'os péri-implantaire.

B. Principe

La MEF comporte plusieurs étapes afin de modéliser le plus fidèlement possible la géométrie de la pièce étudiée, le comportement du matériau utilisé, ainsi que les efforts et interactions qui entrent en compte dans l'étude. Nous utiliserons les publications de Davide et coll. [78] et de Mehdi et coll. [79] pour illustrer ces différentes étapes.

B.1. Choix de la structure étudié

La MEF permet de modéliser les structures bordant l'objet étudié ainsi que ses interactions avec celles-ci [80,81]. Les différents tissus et composants de la dent (émail, dentine) et des tissus de soutien (ligament parodontal, os spongieux, os cortical) peuvent être modélisés afin d'étudier leur comportement [82,83].

B.2. Homogénéité /hétérogénéité

Les matériaux peuvent être homogènes et avoir les mêmes propriétés en tout point dans leur structure. À l'opposé, les milieux hétérogènes présentent des propriétés différentes au sein du modèle. Les tissus biologiques sont hétérogènes à très petite échelle. Mais la faible variation des propriétés permettent de considérer ces milieux comme homogènes.

En dentisterie, le modèle de la dentine est régulièrement considéré comme homogène à l'échelle macroscopique. Cependant, les tubule dentinaires présentent une densité environ deux fois plus élevée à proximité pulpaire comparé à la surface externe. Cette variation structurelle du matériau pose la problématique du choix de l'échelle dans sa modélisation [77]. Une échelle microscopique nécessite la prise en compte de l'hétérogénéité du matériau, alors qu'un modèle à l'échelle macroscopique le caractérise comme homogène.

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

B.3. Isotropie /anisotropie

Les propriétés d'un milieu isotrope ne dépendent pas de l'orientation et sont identiques dans toutes les directions de l'espace. À l'inverse, un milieu anisotrope présente des propriétés différentes selon la direction. L'utilisation d'un matériau anisotrope implique donc de définir des repères pour orienter le matériau. En effet, l'orientation du modèle étudié peut en modifier le comportement.

De nombreuses études prêtent un caractère isotrope aux tissus dentaires et osseux, bien que l'émail, la dentine, l'os spongieux et l'os cortical soient anisotropes [78, 91,92]. En effet, ces études reconnaissent le caractère anisotrope des composants, tout en préférant néanmoins simplifier les calculs en supposant que l'isotropie du matériau conduirait au même résultat [79,93]. Quelques études prennent en compte l'anisotropie de certains matériaux de

II.3 Conditions aux limites

Les conditions aux limites d'un modèle sont ses restrictions locales. Elles modélisent l'environnement de la pièce étudiée [95]. Ces contraintes permettent de limiter la liberté de mouvements des points, surfaces ou volumes sélectionnés. Un élément libre possède 6 degrés de liberté pour autoriser tous les mouvements, 1 degré de liberté pour chacune des trois directions

Toutes les études ne détaillent pas les conditions aux limites des modèles. Lorsque celles-ci sont précisées, il s'agit quasi-exclusivement d'un encastrement de la base de la structure modélisée. Les conditions ne permettent alors aucun degré de mobilité à cette base. Cette base peut correspondre au plan de section de l'os modélisé [86,89] ou de la racine de la dent modélisée [93] (fig. II.I).

Certains travaux laissent 2 degrés de liberté, comme pour permettre une translation et une rotation de la mandibule lors de l'étude de l'articulation temporo-mandibulaire [96].

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

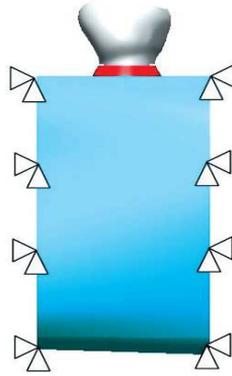


Figure II.1: Conditions aux limites dans l'étude de Mehdi et coll.

II.4 Charge

L'utilisation de la MEF permet de calculer la réponse d'une structure assujettie à des chargements. Mécaniquement, une force est caractérisée par un point d'application, une magnitude et une direction [97]. Il faut sélectionner, sur le modèle, le ou les points d'application où s'exerce la force, quantifiée en Newton (N).

Cette valeur peut également être exprimée sous forme de pression appliquée sur une surface définie, en Pascal (Pa), correspondant à une force surfacique ($1\text{Pa} = 1\text{N.m}^{-2}$). Les forces appliquées aux modèles sont diverses et dépendent de la situation qui veut être simulée. Majoritairement, les études cherchent à reproduire une force masticatoire. La valeur de cette force varie de 100 N [81,84] à 300 N [75,82], et peut être appliquée avec une intensité égale sur chaque dent, ou avoir des valeurs différentes selon les dents concernées. Les forces masticatoires sont donc appliquées sur la surface occlusale des dents, avec une orientation variant de 0° (soit dans le grand axe de la dent) [81] jusqu'à 60° par rapport à l'axe de la dent. L'impact de cette force occlusale peut se situer sur l'ensemble de la face occlusale, ou sur des cuspidés précises, principalement les cuspidés guides [85]. Elle peut également mimer les contacts occlusaux, sous forme de tripodes [99], ou par l'intermédiaire d'une sphère [86]. Les forces occlusales réelles sont un ensemble de forces de diverses intensités et directions. Il revient aux auteurs de choisir d'appliquer une seule ou plusieurs [98,100] forces de compression, ou de cisaillement [74].

Dans d'autres situations, les forces appliquées sont plus faibles. C'est le cas lors de l'utilisation de forces de traction ortho ontiqueou du mouvement d'insertion-désinsertion d'une

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

prothèse amovible^[73].

À l'inverse, il est possible d'utiliser des valeurs d'efforts plus élevées, pour des simulations de traumatismes (800 N sur une incisive centrale dans l'étude de Jayasudha et coll. ^[87]) ou pour l'étude de parafonctions (jusqu'à 1000 N pour Toccate coll. ^[89]).

Dans leur article, Mehdi et coll. ^[79] étudient trois charges, de valeurs et de directions différentes. Celles-ci sont définies dans la figure II.20.

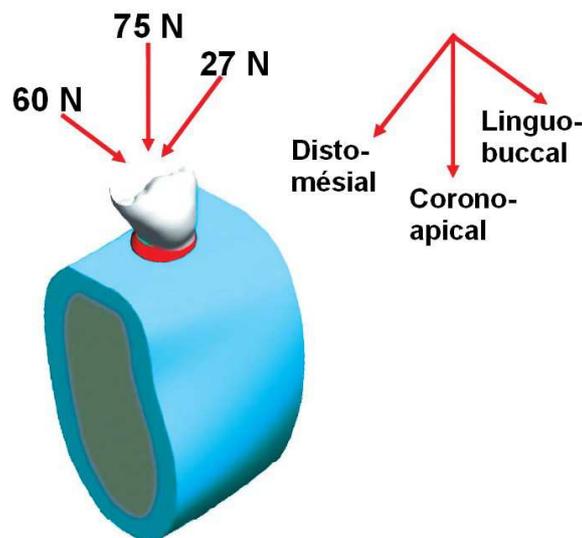


Figure II.2: Valeurs et directions des charges ^[66]

II.5 Maillage

Le maillage est, par définition, le principe de base de la MEF. Le volume initial correspond mathématiquement à un domaine continu. Il est divisé en sous-ensembles que l'on appelle éléments ou mailles. Ce processus de découpage donnant un nombre fini d'éléments s'appelle la discrétisation (maillage). L'ensemble de ces éléments discrets recouvre donc l'intégralité du domaine initial, sans chevauchement.

Les mailles peuvent avoir des géométries en deux ou en trois dimensions selon la dimension du domaine initial. Chaque maille est définie par ses nœuds, qui sont les points sommets des géométries (fig. II.3).

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

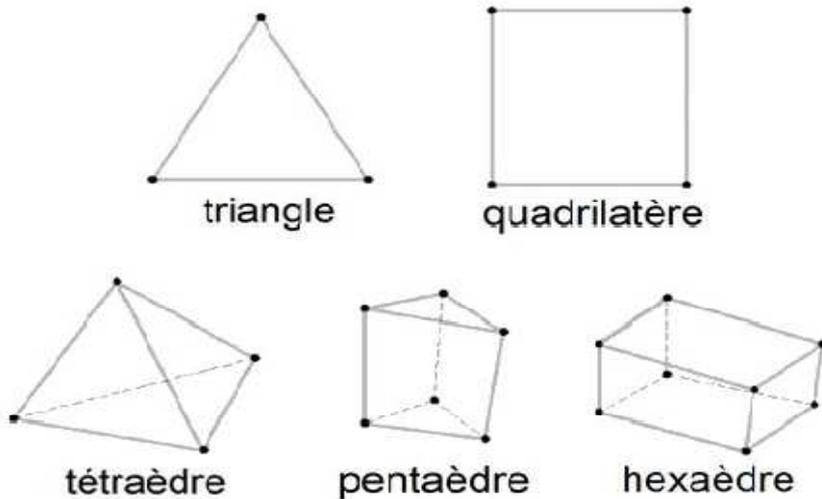


Figure II.3: Géométries de base pour le maillage [99].

L'ensemble des mailles forme une approximation de la géométrie initiale, mais doit, dans un souci de limitation des erreurs, y être le plus fidèle possible. Afin de préserver la qualité de l'approximation, plusieurs paramètres sont à considérer lors de cette étape de maillage :

- le nombre d'éléments : pour un même domaine de base, plus le nombre d'éléments sera grand, meilleure sera la qualité de la solution éléments finis

- la taille des mailles : elle est liée au nombre d'éléments. Plus le nombre de mailles est grand, et plus les mailles sont petites. Cette taille n'est pas forcément uniforme d'une maille à une autre, il peut y avoir des variations, selon la complexité du volume. En effet, dans les endroits où les contraintes peuvent être importantes, il est nécessaire d'avoir un maillage plus fin ;

- Le choix de la géométrie de l'élément (quadrilatère ou triangle en 2D, par exemple) est lié au degré de précision de l'interpolation polynomiale de la solution dans un élément. Les géométries de bases (triangle à 3 nœuds, par exemple) sont dites linéaires, c'est-à-dire que chaque arête est constituée d'une droite passant par deux nœuds. Il existe des éléments quadratiques ou cubiques qui disposent de nœuds supplémentaires par arête et qui permettent, comme il y a plus de nœuds, d'avoir une précision plus fine (fig. II.4).

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

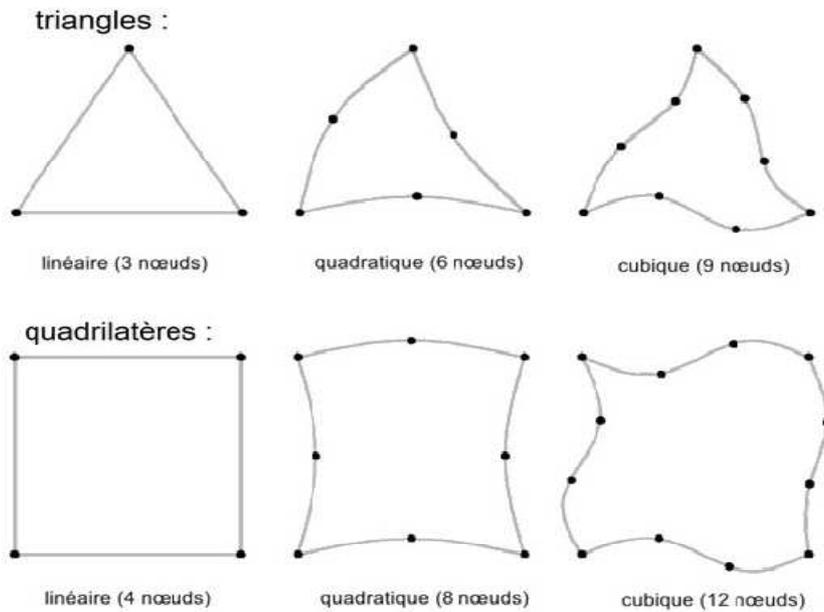


Figure II.4: Éléments à deux dimensions [91].

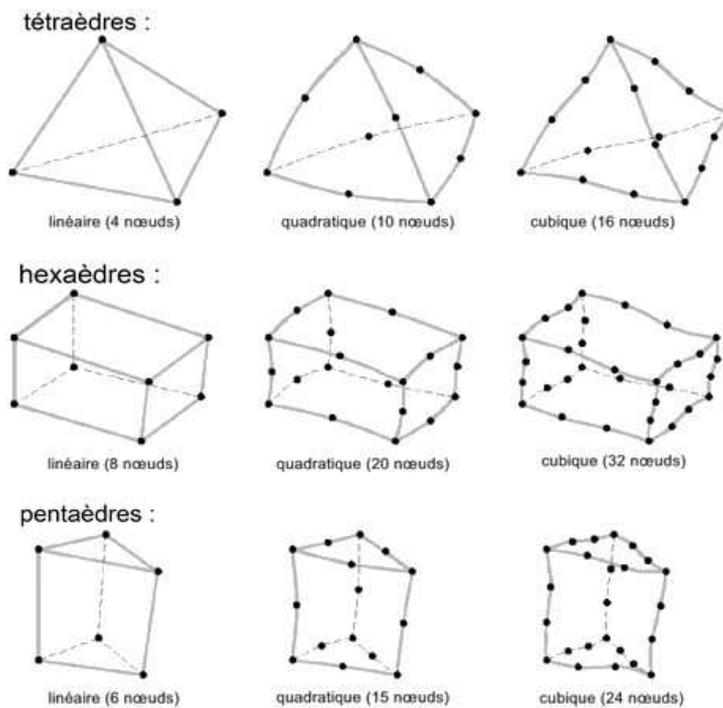


Figure II.5: Éléments à trois dimensions [91].

Davide et coll. [78] ont réalisé un maillage avec des hexaèdres linéaires, obtenant un total de 311 623 mailles et 53 902 nœuds. Mehdi et coll. [79] ont utilisé un maillage à base de tétraèdres quadratiques pour l'ensemble de leurs composants (fig. II.4). Le modèle de cette étude est composé de 126 374 mailles et de 185 968 nœuds.

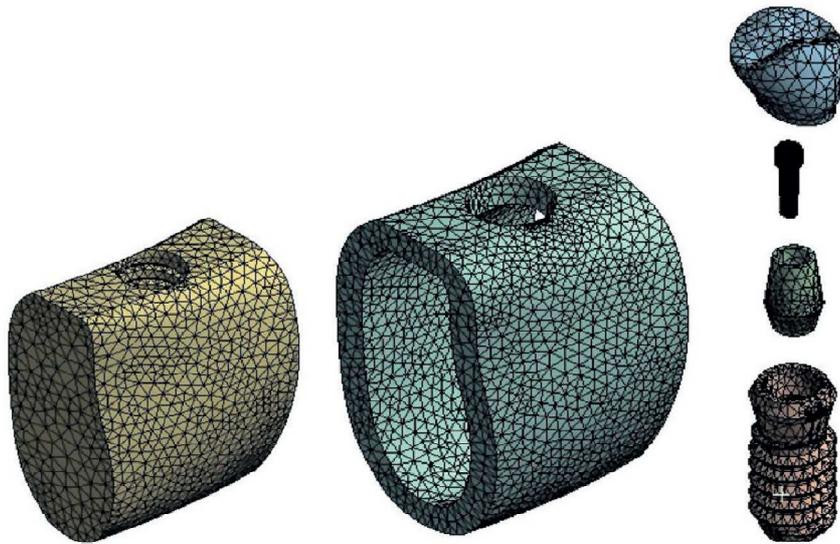
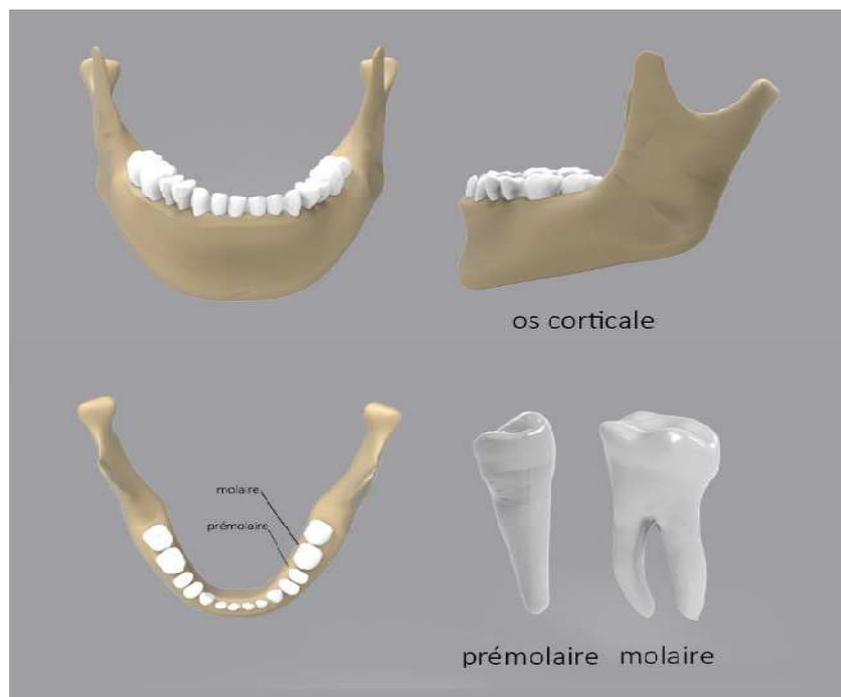


Figure II.4: Maillage des composants de l'étude de Mehdi et coll. [79].

II.6 Modèles géométriques d'éléments finis

Dans cette étude, nous avons fait une étude d'un modèle numérique d'une dent appartenant au mandibule humain, Le modèle original en 3D avec dents a été conçu et modifié en utilisant le logiciel Castem 2018 (figure II.5), afin de générer le modèle 3D final des dents. L'os mandibulaire a été modélisé comme un support de fixation. La modélisation numérique a été créée en terme d'évaluer le comportement biomécanique à savoir les déplacements, les contraintes de compressions et les déformations.



Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

Figure II.5 : Model géométrique de l'os mandibulaire.

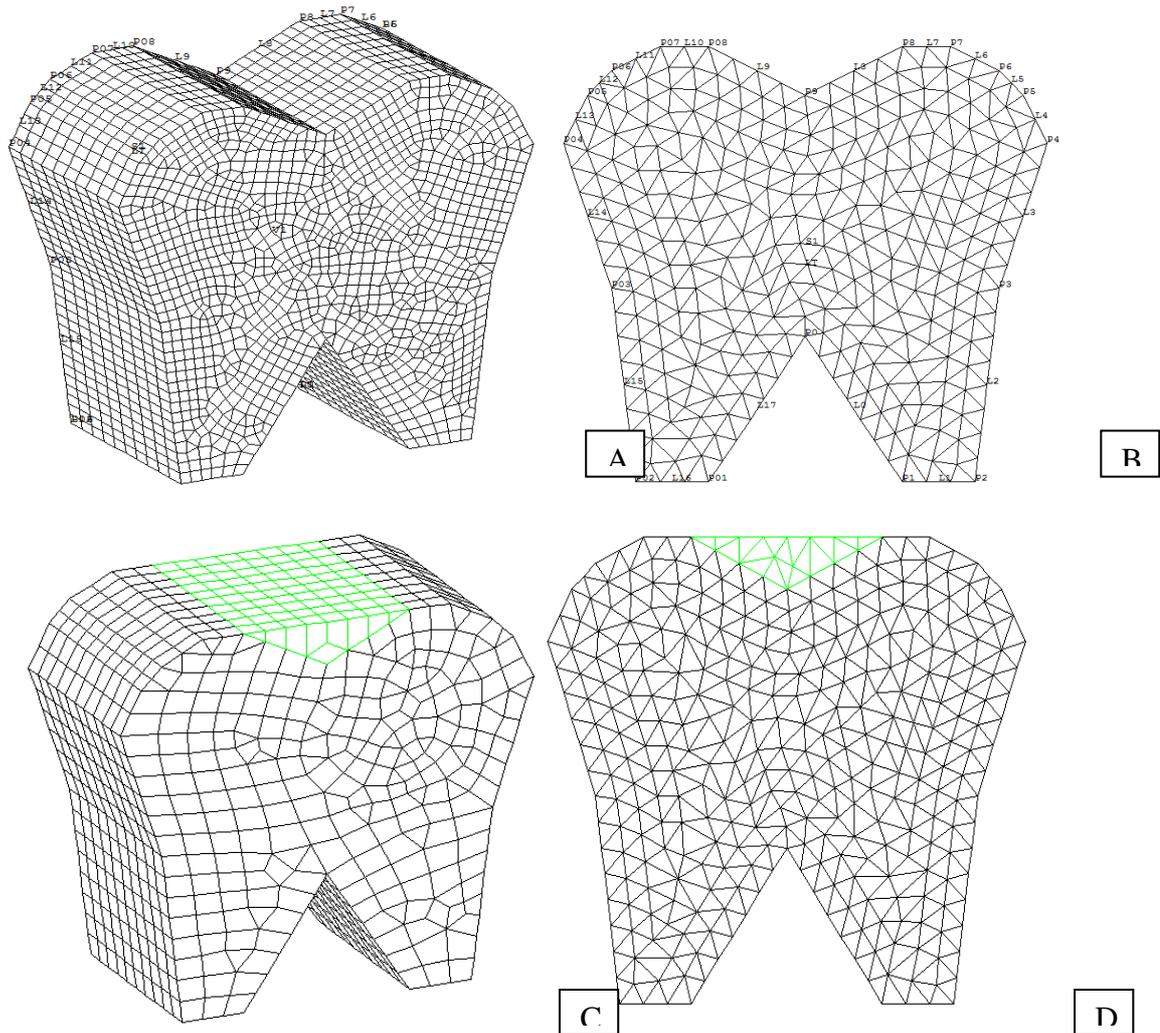


Figure II.6: Model géométrique des dents (A) et (B) sans bridge, (C) et (D) avec bridge.

Le maillage des modèles est très complexe et se compose d'éléments linéaires cubiques à huit nœuds et 3D et d'éléments linéaires quadratiques à quatre nœuds. Ce type d'élément est adaptable aux géométries et à la topographie des surfaces complexes comme notre cas d'étude. Il est nécessaire de mailler les zones d'élaboration en petits éléments les interfaces d'interaction os-implant, afin d'assurer une précision optimale dans les calculs.

II.7 Conditions aux limites

Sous l'effet des actions des muscles élévateurs (masséter, ptérygoïdien médial, temporal et ptérygoïdien latéral), la mandibule est soumise à des efforts mécaniques lors de la mastication. Ces différents muscles développent des efforts importants. La force que peut produire chaque muscle est proportionnelle à sa taille, plus précisément à sa section et à l'intensité de sa décharge électrique qui accompagne son action [11-12] figure II.27.

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

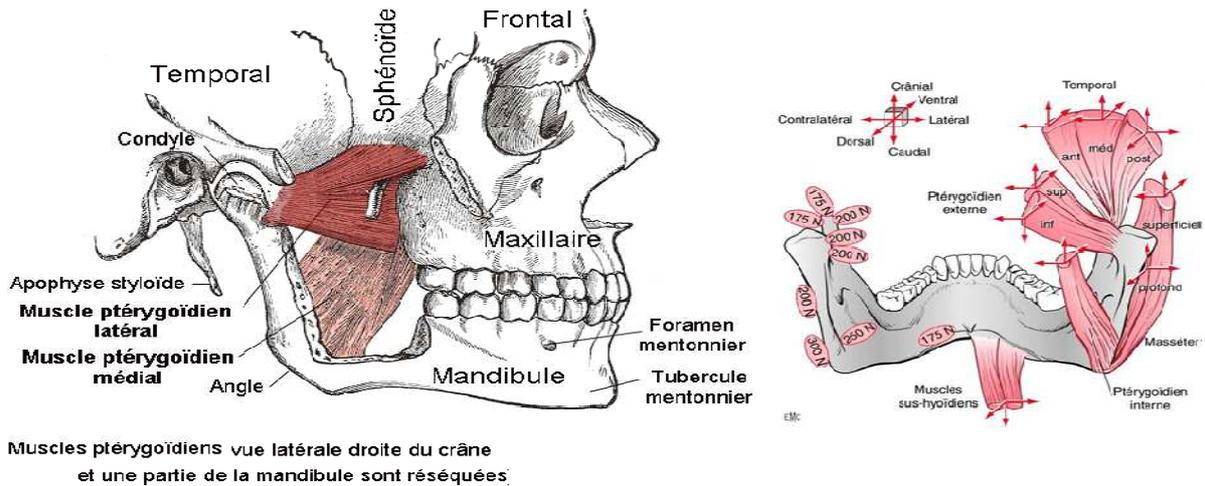


Figure II.7: La direction d'action représentée par les flèches et la force exercée

(En N par unité de surface) d'après Dahan 1990

Pour notre modèle, deux zones de contacts muscles élévateurs-Os mandibulaire ont été fixées et les dents sont chargés par des contraintes de compressions suivant les trois axes de l'espace en 3 D et deux axes en 2D.

En général, la mastication engendre un chargement dynamique, mais dans une grande partie des travaux de recherche consultés, le chargement est considéré quasi-statique au lieu de chargement cyclique dynamique dirigée à l'angle occlusal, ces dernières produites dans l'os mandibulaire pendant la mastication de la nourriture [91]. Afin de définir les conditions aux limites, deux charges ont été prises dans les directions : X, Y, constituant le repère global de l'espace.

Si on considère la mastication réelle, on peut identifier les conditions aux limites comme suit:

- Les conditions aux limites statiques sont définis par la fixation des zones de contacts muscles-os mandibulaire et le condyle en restreignant les déplacements et les rotations suivant les deux axes du repère global ($U1=U2=UR1=UR2=0$).
- Un chargement quasi-statique suivant les deux directions de l'espace (figure 3), les charges appliquées sont illustrées dans la figure. Ces conditions ne sont pas réelles mais ont été prises le plus proche possible de la réalité.

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

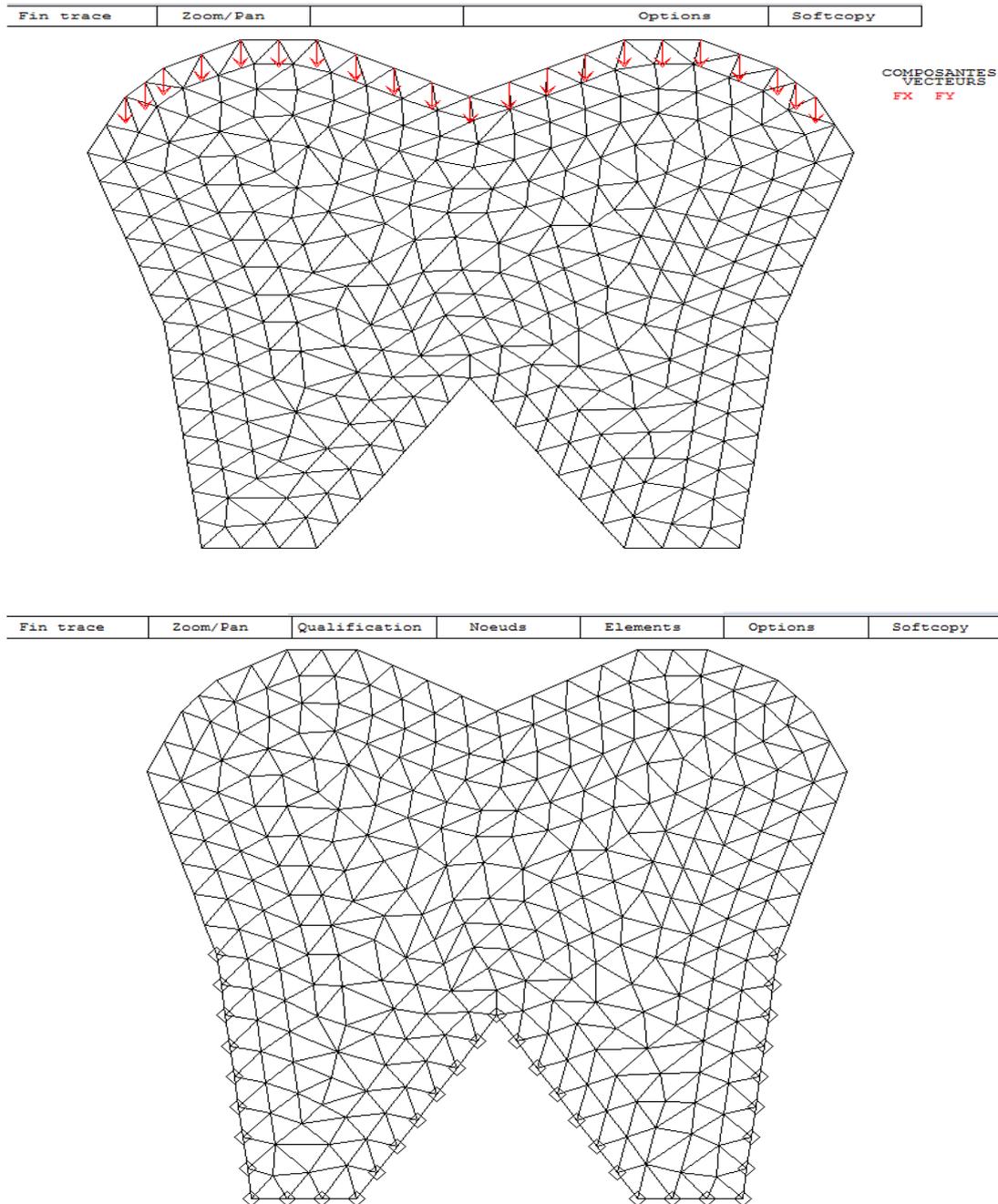


Figure II.8 : Conditions aux limites et chargements.

II.8 Propriétés des matériaux

Les propriétés mécaniques des matériaux de la prothèse dentaire et de l'os mandibulaire de la présente étude, sont résumées dans le tableau 3 La loi de Hooke-Lamé décrit le comportement élastique avec deux paramètres nécessaire pour décrire un tel matériau :

Le module d'élasticité et le coefficient de poisson de cette analyse s'applique aux matériaux en comportement mécanique linéaire. Rees et al [3] donnent un aperçu des modules d'élasticité et le coefficient de poisson rapportés dans la littérature. Dans cette étude, on a pris

Chapitre II Comportement mécanique et modélisation d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire

comme hypothèse que les matériaux de cette structure bidimensionnelle ont un comportement purement élastique.

On considère que tous les constituants des modèles sont des matériaux homogènes et isotropes dont les propriétés mécaniques sont regroupées dans le tableau ci-dessous

Tableau II.08: Propriétés mécaniques des constituants des modèles.

Nature	Matériau	Module de Young (GPa)	Coefficient de Poisson	
Couronne	Céramique	80	0.3	[16]
Implant	Alliage Titane	110	0.3	[18,19]
Dents	Os dentaire	20	0.3	[20]
Os mandibulaire	Os cortical	14	0.3	[21]
	Os spongieux	1.3	0.3	[22]

Chapitre 3

Résultats et interprétation

Chapitre III. Résultats et interprétations

III.1- Introduction :

Pour réaliser des produits à usage biomédical, les matériaux sont choisis en fonction de leurs propriétés mécaniques, physiques, chimiques et ou biologiques et de leur biocompatibilité. Contrairement aux matériaux synthétiques, les matériaux biologiques possèdent des structures différentes à chacune des échelles de l'espace. (Par exemple l'os humain est composé de 65% en poids de cristaux d'hydroxyapatite qui constituent le niveau hiérarchique nanométrique du tissu). Pour cette raison, et pour identifier numériquement le comportement mécanique des dents lors de l'application des forces masticatoires, la connaissance des propriétés mécaniques du biomatériau dentaires et leur interaction avec le milieu biologique externe est indispensable. Un essai de dureté et ou de compression ont pour identifier le comportement mécanique du dent.

III.2- Matériaux utilisé

A- Propriétés mécaniques des tissus dentaires

Les propriétés mécaniques sont directement en relation avec la résistance des matériaux et donc sur leur longévité mais également avec leur capacité à transmettre des contraintes aux tissus dentaires calcifiés de la dent traitée mais aussi des dents proximales ou antagonistes. Les valeurs de contrainte durant la fonction sont données dans le tableau ci-dessous :

Tableau III.9 : Valeurs des forces masticatoires dans les différents types des dents [11]

	incisives	prémolaires	molaires
Forces appliquées (N)	220	450	665

Ces propriétés mécaniques vont également influencer les paramètres de la mise en œuvre (possibilité de brunissage d'un inlay métallique, aptitude au polissage).

Les différents essais mécaniques sont expliqués dans ce qui est suit, certain parmi eux sont effectués, d'autres sont tirés des littératures.

a - Essai de dureté

C'est la capacité de la surface d'un matériau à résister à une déformation plastique. Les tests de dureté les plus utilisés en odontologie sont les mesures de microdureté Vickers ou

Knoop. L'essai Knoop peut remplacer l'essai Vickers, principalement pour éviter la fissuration des matériaux fragiles et faciliter les essais des couches minces.

Tableau III.10 : Dureté Knoop des tissus durs dentaires

	Dureté Knoop (kg/mm ²)	Dureté Vickers
Email	420	301
Dentine	40	/

Nous avons constaté qu'après la mesure de la dureté, la partie supérieure de la dent (Email) est très dure par rapport à la partie inférieure (dentine), du point de vue physique-biologique, l'Email sert à broyer les aliments alors que la dentine sert à protéger la pulpe et les vaisseaux sanguins à l'intérieur.

b - Résistance à la compression

Il s'agit de la valeur de résistance maximale enregistrée lors de la rupture d'un échantillon soumis à une contrainte uni-axiale en compression.

Tableau III. 11 : Résistance à la compression des tissus durs dentaires

	Résistance à la compression (MPa)	Résistance à la compression mesurée (MPa)
Email	362	369
Dentine	252	/

Les contraintes en compression s'exercent essentiellement lors de la mastication sur les faces occlusales des molaires et des prémolaires.

III.3 Autres matériaux utilisés en littératures

A- Les biomatériaux céramiques et les verres

L'utilisation des céramiques pour la réalisation de prothèses biomédicales est justifiée par le fait que les matériaux mis en œuvre sont soit neutres pour le corps humain (problème de rejet

des prothèses) et conservent dans cet environnement particulièrement agressif leurs propriétés mécaniques et, surtout, leurs propriétés tribologiques, soit présentent une composition voisine de celles des tissus osseux et donc jouent un rôle actif dans la fonction de réparation du corps humain.

Tab.III. 12 : Principales céramiques utilisées pour les applications médicales [15].

Céramique	Formule chimique	Type
Alumine	Al_2O_3	Bioinerte
Zircone	ZrO_2	Bioinerte
Bioverre	$Na_2OCaOP_2O_3Si$	Bioinerte
Hydroxyapatite	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	Bioinerte
Phosphate tricalcique	$Ca_3(PO_4)_2$	Bioactive+ biorésorbable

Tab.III. 13 : Propriétés mécanique de certaines céramiques utilisées pour les applications dentaires [15].

Matériau	Moule d'Y oung	Limite d'élasticité (MPa)	Résistance à la traction (MPa)
	E (GPa)		
Acier 316L	190-200	221-1213	586-1351
Alliage Co-Cr	210-253	448-1606	655-1896
Titane	110	485	760
Ti-6Al-4V	116	896-1034	965-1103
Os cortical	15-30	30-70	70-150

Tab. III.14: Les propriétés des matériaux de l'os mandibulaire (os compact, os spongieux) et des dents (émail, dentine, pulpe) [32].

	Module d'Young (MPa)	Coefficient du poisson
Email	4.8×10^4	0.23
Dentine	1.80×10^4	0.31
Pulpe	2×10^1	0.45
Os compact	1.30×10^4	0.30
Os spongieux	0.13×10^4	0.30

Pour remplacer la dent, le dentiste peut avoir recours aux différentes prothèses. La technique la plus classique est le bridge, qui sert à remplacer une dent perdue. Une fausse dent et deux ailettes mécaniques sont fixées sur les dents voisines, qui servent de piliers pour former un pont, d'où le nom de bridge.

III.4-Modélisation numérique du comportement mécanique d'un tissu dentaire lors d'une force masticatoire:

A- Modèle utilisé

Cas 1 – Modèle unique sans bridge

Il s'agit d'un modèle numérique dentaire réel qui révèle la distribution des déplacements, déformations et les contraintes mécanique lors de l'application des forces masticatoires. Le choix des nœuds, éléments et le type de maillage (triangulaire ou quadratique) s'effectue automatiquement.

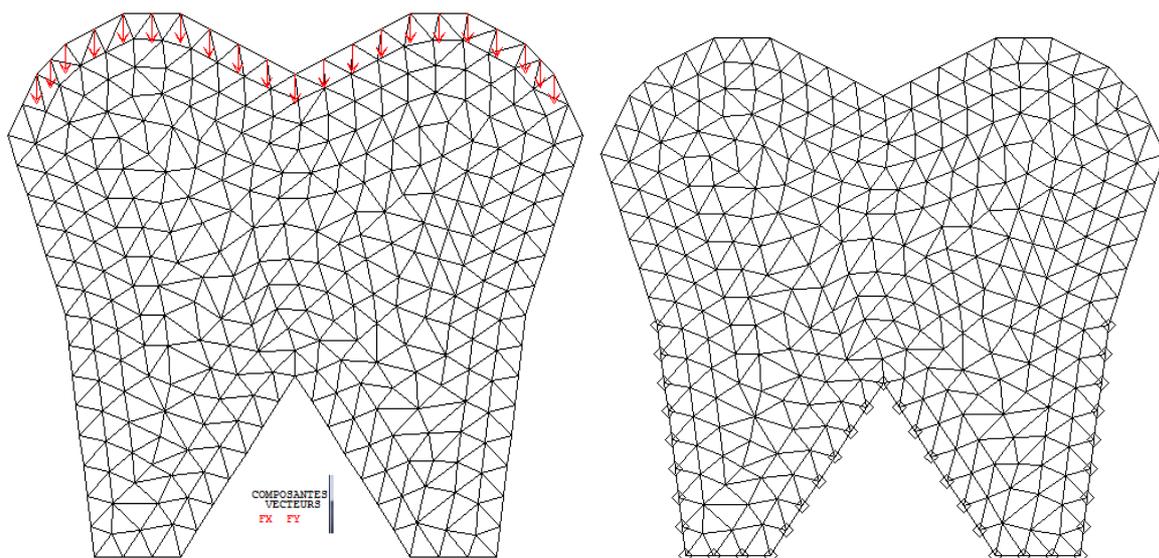


Figure III.29 : Conditions aux limites appliquées (A) forces appliquées et (B) rigidité

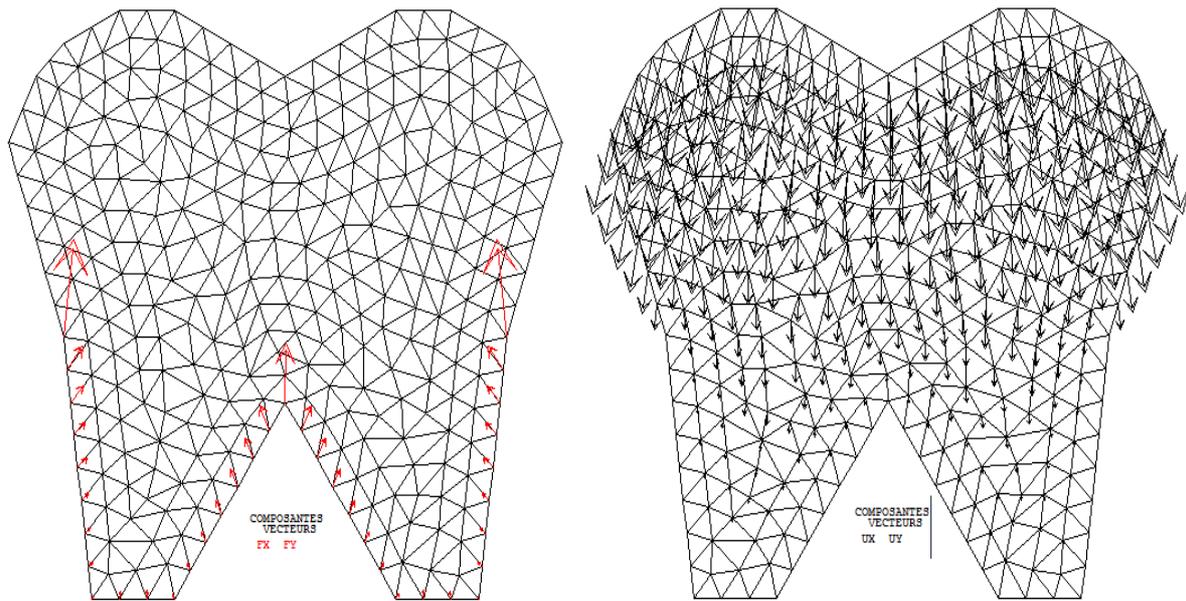


Figure III.30 : Vecteurs (C) Réactions extraits et (D) déplacement régis

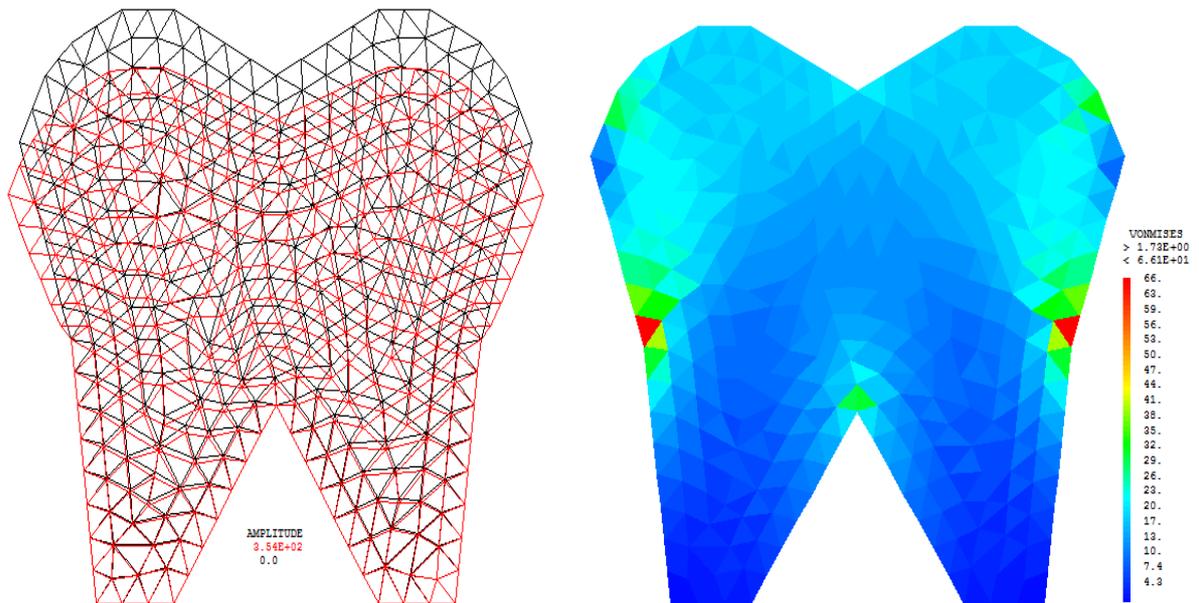


Figure III.31 : (E) Déformations et (F) contraintes max de Vons Mises

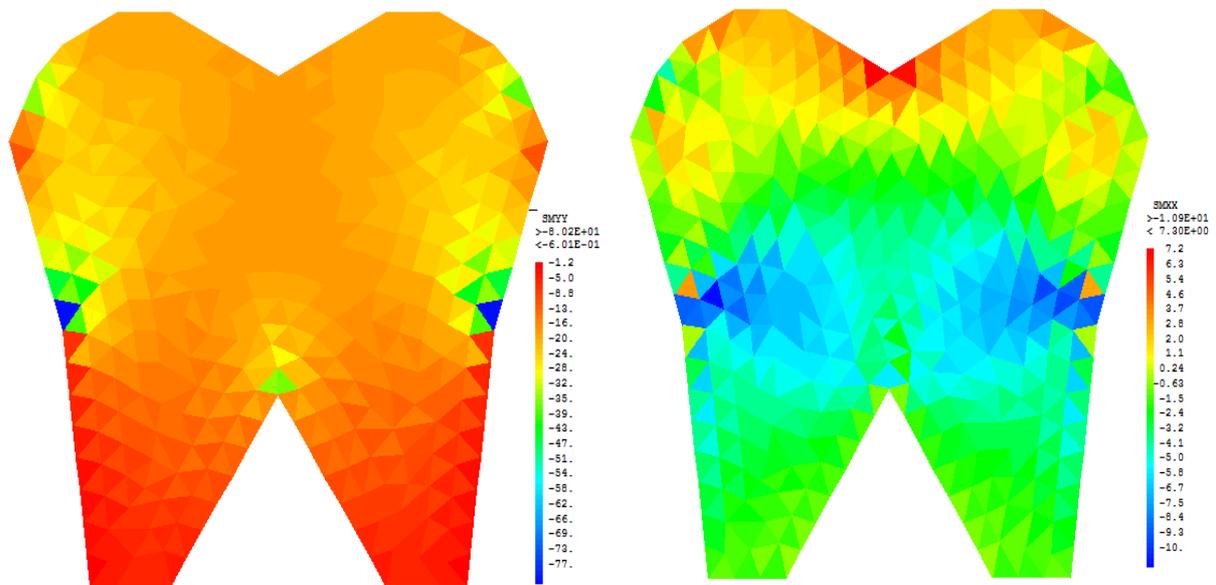


Figure III.32 : (G) Contraintes YY et (H) Contraintes XX

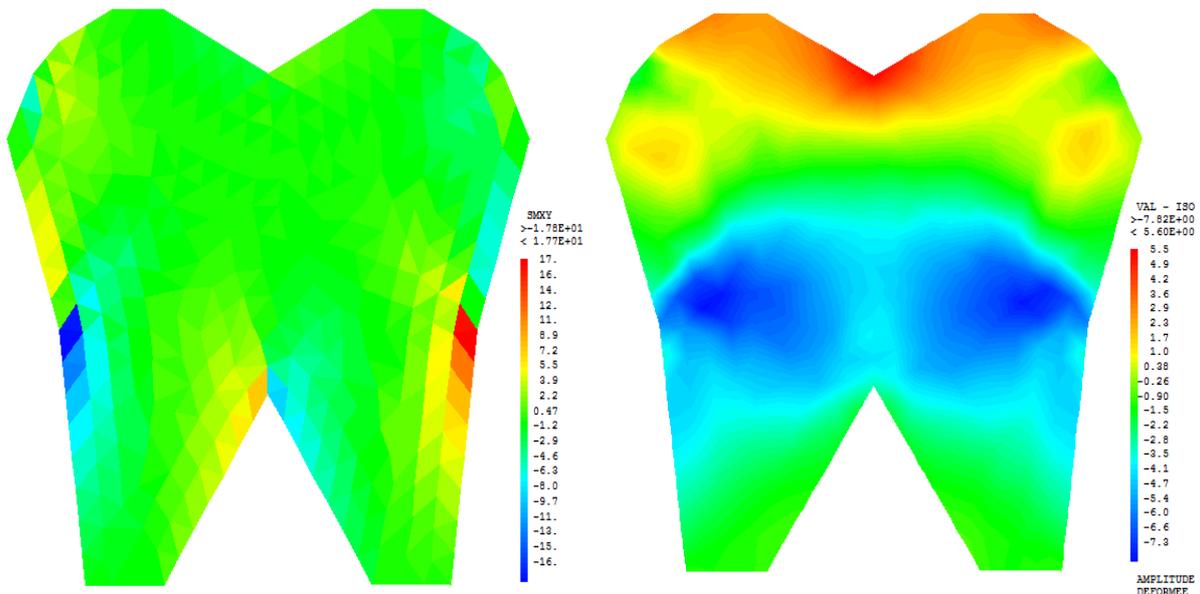


Figure III.33 : (L) Contraintes XY et (M) Déformées

Nous pouvons tirer à partir des résultats numériques figurés précédemment, que les contraintes sont concentrées dans les extrémités des dents (conformément aux effets de bords), les contraintes globales générées lors de l'application d'une force de **665 N** sur une dent molaire et de 66 MPa.

Cas 2 – Modèle avec bridge

Dans ce cas, une partie additionnée dans la face supérieure de l'organe dentaire, cette partie est constituée le bridge, elle représente un organe différent dans les propriétés mécaniques, dont éventuellement, dans tous les cas il faut utiliser un matériau presque ayant les mêmes

propriétés que pour un tissu dentaire. Le choix est porté sur le plomb dont les propriétés mécaniques sont mentionnées dans le tableau ci-dessous.

Tableau III. 15: Comparaison des propriétés mécaniques d'un tissu dentaire avec le plomb

	module d'élasticité en compression (MPa)	coefficient de poisson	Dureté
Plomb (PB)	42463	0,44	277
Email (Dent)	48000	0.23	301

La modélisation numérique s'effectue éventuellement semblable que pour un modèle unique sans bridge.

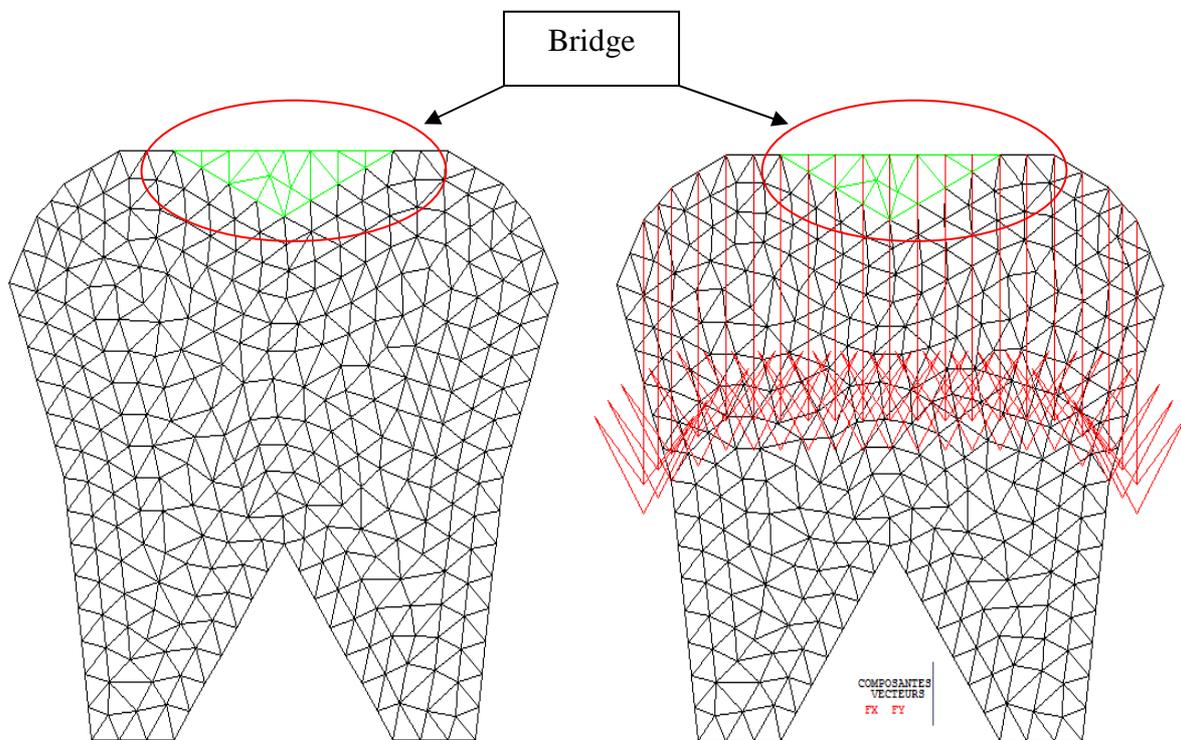


Figure III.34 : Modèle numérique (A) avec bridge et (B) Vecteurs forces

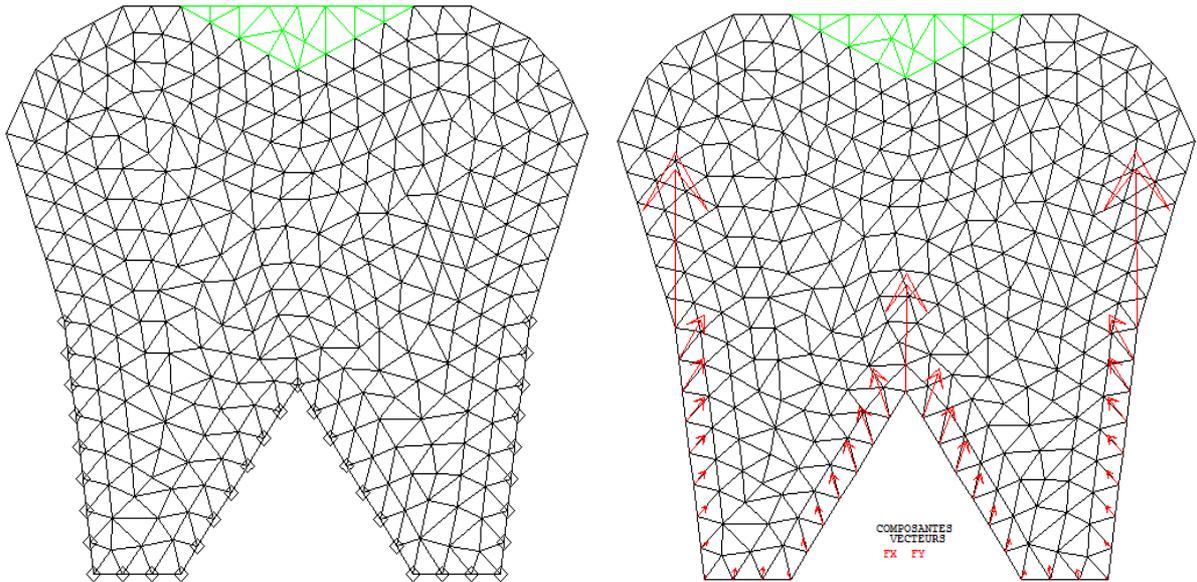


Figure III.35 : Modèle numérique (C) avec Rigidité et (D) Vecteurs réactions

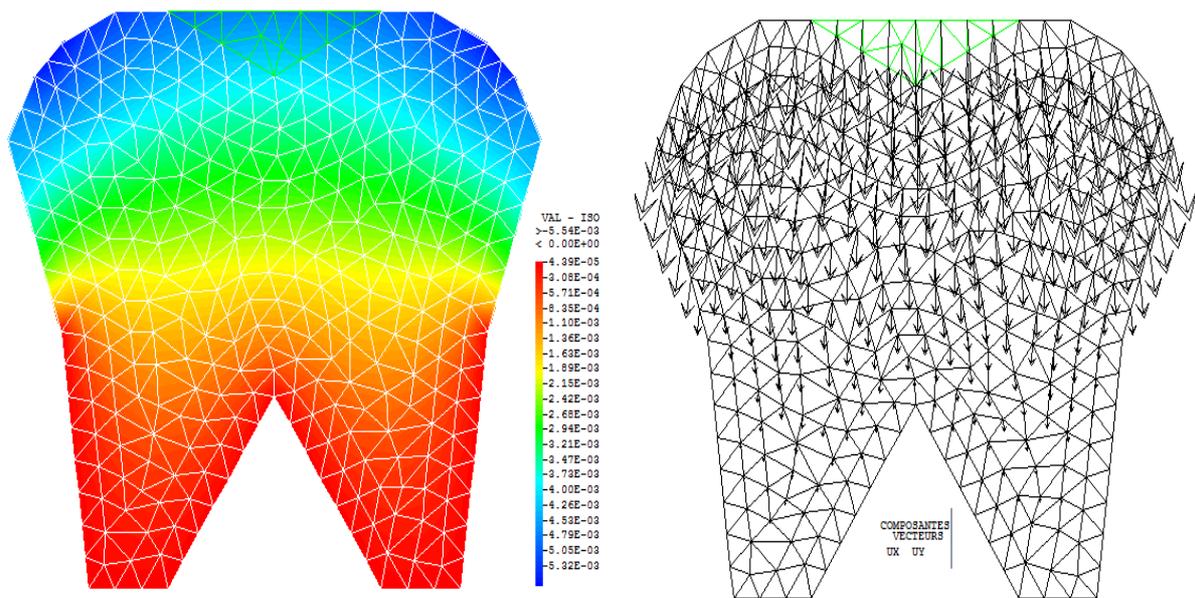


Figure III.36 : distribution des (E) Contraintes max de Von Mises et (F) Vecteurs déplacements.

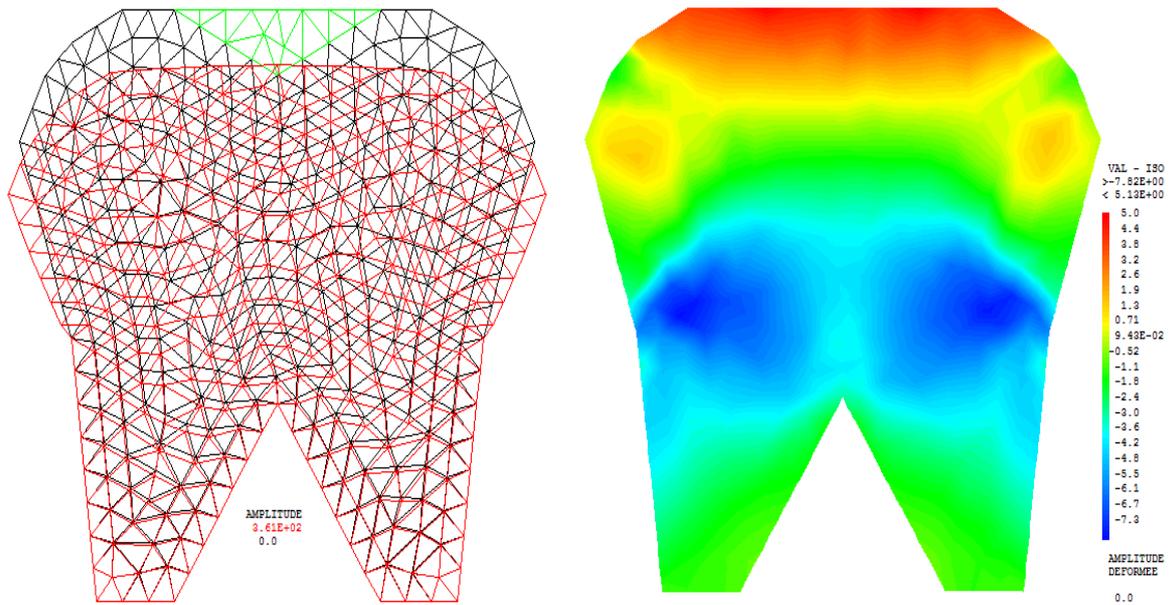


Figure III.37 : Modèle numérique (A) déformation et (B) iso-valeurs de déformations

Les résultats numériques mentionnés précédemment montrent qu’à partir des distributions des contraintes dans le modèle numérique, elles sont concentrées dans l’interface Bridge/ dent, dont elles peuvent atteindre 110 MPa lors de l’application de la même force dans le premier cas (modèle sans bridge).

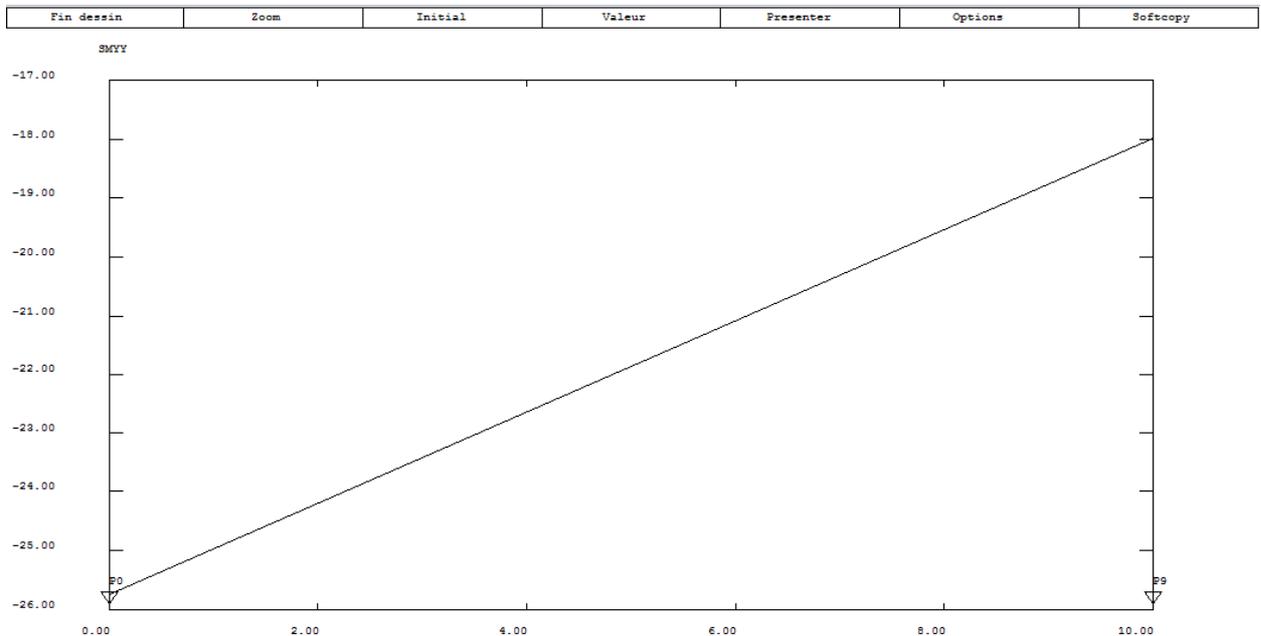


Figure III.38 : Evolution des contraintes (MPa) en fonction de la déformation (%).

La figure III.38 représente l'évolution des contraintes globales (en MPa) en fonction de la déformation en pourcentage, cette allure montre que cette évolution est linéaire c'est-à-dire que le modèle est totalement rigide (comme pour les matériaux durs).

Conclusion :

Le choix des biomatériaux chez un patient est difficile et doit être fait sur la base du bon sens et sur des données scientifiques. Ce choix est régi par divers facteurs, tel que physique, chimique et biologique. L'odontologie est la discipline chirurgicale qui utilise le plus large panel de matériaux : alliages, polymères, ciments chirurgicaux, céramiques, biomatériaux de collage ou de comblement, fils de suture, implants etc. De structures et de propriétés variées, ces matériaux sont en contact avec un ou plusieurs tissus de la cavité buccale.

Deux essais principaux pour l'identification du comportement mécanique sont effectués. L'essai de compression et l'essai de dureté. Une examinaisons numérique régi par la méthode des éléments finis ensuit à été établis pour nous permettre de voir la distribution des déplacements, déformations et contraintes globales afin de viser les zones les plus affectées et de les renforcer.

Conclusion Générale

Conclusion générale :

Le choix de bons matériaux revêt une importance toute particulière, le principal critère est son degré de satisfaction des conditions d'utilisation auxquelles on le destine. Le matériau devra en outre satisfaire ces conditions pendant une durée minimale et avec des risques de défaillance aussi limités que possible.

Dans le domaine de l'implantologie, les dispositifs utilisés sont destinés à créer des ancrages, au maxillaire ou à la mandibule, stables et résistants sur lesquels s'adapte une prothèse afin de redonner au patient partiellement ou complètement édenté, une fonction adéquate, un confort satisfaisant et de restaurer l'esthétique, et ne doit pas s'altérer dans le temps, ni au contact de la salive, de la gencive ou d'autres éléments qui peuvent se trouver en bouche.

Quelle que soit sa qualité, un biomatériau reste un corps étranger et son introduction dans l'organisme, entraîne une réaction plus ou moins importante du tissu environnant.

Dans ce travail, nous avons concentré la recherche sur l'identification du comportement mécanique d'un tissu dentaire face aux forces masticatoires. Cette étude est basée sur la combinaison entre la caractérisation mécanique par essai de compression et essai de dureté, et ou avec l'utilisation d'un modèle numérique soutenu par l'utilisation de la méthode des éléments finis. Cette dernière utilise un élément triangulaire à 3 nœuds pour couvrir tous le domaine de la structure, et ou pour diminuer l'ensemble des variables par rapport aux éléments quadratiques à quatre nœuds.

Les résultats montrent que l'utilisation d'un bridge supplémentaire peut diminuer la durée de vie d'un tissu dentaire à cause de la concentration des contraintes générés à l'interface bridge/dent.

Références bibliographiques

Références bibliographiques :

- [1]- S. HAMZA, Cours en biomatériaux avancés, Avril 2009, page 3.
- [2]- www.Memoire Online.com - Biomateriaux pour la reconstruction osseuse - Mounir El hassouni.mhtml
- [3]- <https://www.Memoire Online.com> - Connaissance, attitudes et pratiques des écoliers sur la prévention de la carie dentaire. Cas de l'école primaire publique d'Avéuimey (arrondissement d'Azové, commune d'Aplahoué). -Cosme AMOUZOUN
- [4]- J.-M. Meyer. Cours Biomateriaux. Biomateriaux dentaires. Université de Genève (2008).
- [5]- V. C. Hunziker. Résistance à la fatigue en rotation et la résistance en flexion de huit matériaux résineux, composites et acétals. Thèse de doctorat. Université de Genève, 2002.
- [6]- C. Davidson. Les matériaux de demain seront-ils intelligents? Les cahiers de l'ADF. 11(2001).
- [7]- G. Burdairon. Abrégé de matériaux dentaires. Edition Masson, (1981).
- [8]- P. Desautels, Les matériaux dentaires. Edition Préfontaine Inc, (1975).
- [9]- L. Smata, L'usure des matériaux dentaires. Thèse de doctorat, Université de Sétif, (2007).
- [10]- C. E. Vergani, R. S. Seo, A. C. Pavarina., Flexural strength of autopolymerizing denture relines resins with microwave postpolymerization treatment. The Journal of Prosthetic Dentistry. 93(2005), 577-583.
- [11]- K. E. Viljanena, V.J. Lassilaa, M. Skrifvarsb. Degree of conversion and flexural properties of a dendrimer/methyl methacrylate copolymer: design of experiments and statistical screening. Dental Materials. 21(2005), 172–177.
- [12]- P. Mariani, JP. Sarrochi. Nouveaux matériaux pour dents artificielles: étude technique et clinique. Actual Odontostomatol. Paris. 155(1986), 499–510.
- [13]- I. Sideridou, V. Tserki. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials. 23(2002), 1819–1829.
- [14]- M. Atia, D. C. Wattsb, Z. Atai. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. Biomaterials. 26(2005), 5015–5020.
- [15]- F. Takeshing, Y. Kamakami. Fatigue behavior of resin composite in aqueous environments. Dental materials. 23(2007), 893-899.

BIBLIOGRAPHIE

- [16]- B. Lee, B. Hoon Cho, H. Hyun Son. Rheological characterization of composites using a vertical oscillation rheometer. Dental Materials. 23(2007), 425–432.

Références bibliographiques

- [17]- F.C. Calheiros, R. Braga, Y. Kawano. Relationship between contraction stress and degree of conversion in restorative composites. *Dental Materials*. 20(2004), 939–946.
- [18]- John W. Nicholson. Polyacid-modified composite resins (“compomers”) and their use in clinical dentistry. *Dental Materials*. 23(2007), 615–622.
- [19]- Y. Papadogiannisa, R.S. Lakesb, G. Palaghiasa. Fatigue of packable dental composites. *Dental Materials*. 23(2006), 235-242.
- [20]- J.-M. Poujade, C. Zerbib. D. Serre. *Céramiques dentaires*. EMC-Dentisterie. 1(2004), 101–117
- [21]- Fleming GJ, Shaini FJ, Marquis PM. An assessment of the influence of mixing induced variability on the bi-axial flexure strength of dentine porcelain discs and the implications for laboratory.
- [22] -Gangs C (2006) Definition of erosion and links to tooth wear. *Monogr Oral Sci* 20:9–16
- [23]- Muller Bolla M, Courson F, Dridi SM, Viargues P. *Odontologie préventive au quotidien*. Ed Quintessence International 2013
- [24]- Hugoson A, Koch G, Helkimo AN, Lundin SA. Caries prevalence and distribution in individuals aged 3–20 years in Jonkoping, Sweden, over a 30-year period (1973–2003). *Int J Paediatr Dent* 2008;18:18–26
- [25]- Al-Dlaigan Y H, Shaw L, Smith A. Dental erosion in a group of British 14-year-old school children. Part I. Prevalence and influence of differing socioeconomic backgrounds. *Br Dent J* 2001; 190:145–149
- [26]- El Aidi H, Bronkhorst EM, Huysmans MC, Truin GJ. Dynamics of tooth erosion in adolescents: a 3-year longitudinal study. *J Dent* 2010; 38:131–137
- [27]- Lupi Pégurier L, Bourgeois D, Muller Bolla M. *Epidémiologie de la carie*. EM, Médecine buccale 2009 ;49:111–113
- [28]- Hasselkvist A, Johansson A, Johansson AK (2010) Dental erosion and soft drink consumption in Swedish children and adolescents and the development of a simplified erosion partial recording system. *Swed Dent J* 34:187–195
- [29]-
Calvadini C, Siega-Riz AM, Popkin BM. US adolescent food intake trends from 1965 to 1996. *Arch Dis Child* 2000; 83:18–24

Références bibliographiques

- [30]- Holbrook WP, Furuholm J, Gudmundsson K, Theodor's A, Meurman JH (2009) Gastric reflux is a significant causative factor of tooth érosion. J Dent Res ; 2009;88(5):422–426
- [31]- Imfeld T. Dental erosion. Definition, classification and links. Eur J Oral Sci 1996; 104:151– 155
- [32]- Finke M, Jandt KD, Parker DM. The early stages of native enamel dissolution studied with atomic force microscopy. J Colloid Interface Sci 2000;232:156–164
- [33]- Addy M, Shellis RP. Interaction between attrition, abrasion and erosion in tooth wear; in Lussi A: Dental Erosion: From Diagnosis to Therapy. Ed Monogr Oral Sci. Basel, Karger, 2006, vol 20, pp17–31
- [34]- Cheng ZJ, Wang XM, Cui FZ, Ge F, Yan JX. The enamel softening and loss during early erosion studied by AFM, SEM and nanoin dentation. Biomed Mater 2009;4:1–7
- [35]- Lussi A, Jaeggi T, Schärer S. The influence of different factors on in vitro enamel erosion. Caries Res 1993 ; 27: 387 393
- [36]- Lussi A, Jaeggi T, Jaeggi Schärer S. Prediction of the erosive potential of some beverages. Caries Res 1995 ; 29: 349 354
- [37]- Larsen MJ. Dissolution of enamel. Scand J Dent Res 1973 ; 81: 518 522
- [38]- Gedalia I, Dakuar A, Shapira L, Lewinstein I, Goultshin J Rahamim E. Enamel softening with Coca Cola and rehardening with milk or saliva. Am J Dent 1991 4:120122
- [39]- Amaechi BT, Higham SM. Eroded lesion remineralisation by saliva as a possible factor in the site specificity of human dental erosion. Arch Oral Biol 2001 ; 46:697 703
- [40]- Skjorland KK, Rykke M, Sonju T. Rate of pellicle formation in vivo. Acta Odontol Scand 1995; 53:358–362
- [41]- Hannig M. Ultrastructural investigation of pellicle morphogenesis at two different intraoral sites during a 24 h period. Clin Oral Investig 1999;3:88–95
- [42]- Zahradnik RT, Propas D, Moreno EC. In vitro enamel demineralization by *Streptococcus mutans* in the presence of salivary pellicles. J Dent Res 1977;56:1107–1110

Références bibliographiques

- [43]- Zahradnik RT, Propas D, Moreno EC. Effect of fluoride topical solutions on enamel demineralization by lactate buffers and *Streptococcus mutans* in vitro. J Dent Res 1978; 57:940– 946
- [44]- Zahradnik RT, Moreno EC, Burke EJ. Effect of salivary pellicle on enamel subsurface demineralization in vitro. J Dent Res 1976 55:664 670
- [45]- Hannig M, Fiefiger M, Guntzer M, Döbert A, Zimehl R, nekrashevych Y. Protective effect of the in situ formed short-term salivary pellicle. Arch Oral Biol 2004 49:903–910
- [46]- Zero DT. Etiology of dental erosion extrinsic factors. Eur J Oral Sci 1996 ;104:162 177
- [47]- Wetton S, Hughes J, West N, Addy M. Exposure time of enamel and dentine to saliva for protection against erosion: a study in vitro. Caries Res 2006;40(3):213–7
- [48]- Lussi A, Jaeggi T. Erosion diagnosis and risk factors. Clin Oral Investig 2008; 12 Suppl 1:S5–13. doi: 10.1007/s00784-007-0179-z
- [49]- Holst JJ, Lange F. Perimylolysis. A contribution towards the genesis of tooth wasting from non-mechanical causes. Acta Odontol Scand 1939;1:36–48
- [50]- Gregg T, Mace S, West NX, Addy M. A study in vitro of the abrasive effect of the tongue on enamel and dentine softened by acid erosion. Caries Res 2004;38:557–560 testing of porcelain specimens. Dental Materials. 16(2000), 114–9.
- [51]-Dahl G. *Subperiosteal implants Dent.* Abstr. 1957, 2: 46-59
- [52]-I. Ichim, M.V. Swain, J.A. Kieser, Mandibular stiffness in humans: Numerical predictions. Journal of Biomechanics 39 (2006) 1903–1913
- [53]-Baris S, Erkan E, Dervis Y, Atilim E. Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis, Medical Engineering & Physics 2006; 28:199–213
- [54]-Oguz Kayabasi, Emir Yuzbasioglu, Fehmi Erzincanli, 2006. *Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method.* Advances in Engineering Software 37(2006), 649–658

Références bibliographiques

- [55]-Liang Kong ,Yunzhuan Zhao , Kaijin Hua, Dehua Li , Hongzhi Zhou , ZiyangWu, BaolinLiu.Selection of the implant thread pitch for optimal biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Advances in Engineering Software* 40 (2009) 474–478
- [56]-A.S. Bonnet , M. Postaire, P. LipinskiBiomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position . *Medical Engineering &Physics* 31 (2009) 806–815
- [57]-S.Gouasmi , A Megueni , H benzaama . Analyse numérique du comportement biomécanique des implants dentaires "Congrès Français de Mécanique 201728 août au 1er septembre 2017, Lille"
- [58]- Sidali. Chehri Mémoire de master " Etude Numérique du Comportement biomécanique des Dents Naturelles par La méthode des éléments finis " 2018 Département de Mécanique Ecole Nationale Polytechnique D'Oran Maurice Audin Algérie.
- [59]- KBouzouina, S Gouasmi, N Djebbar , Y.ChelahiChiker. Numerical Analysis of the Biomechanical Behavior for Both Kinds of Dental Structures. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering* .Vol. 40, pp 26-40.
- [60]- Kumar P, Rao RN. Three-dimensional finite element analysis of stress distribution in a tooth restored with metal and fiber posts of varying diameters: An in-vitro study. *J ConservDent JCD*. 2015;18(2):100-4.
- [61]-Sifi M, Merdji A, Benkhenafou F, Bennacer D, Benaissa M, Benseddiq N. Comportement mécanique de la prothèse dentaire sous l'effet des efforts masticatoires. *Nat Technol*. 2015;(13):22-6.
- [62]- Modi S, Kohli S, Rajeshwari K, Bhatia S. A three-dimension finite element analysis to evaluate the stress distribution in tooth supported 5-unit intermediate abutment prosthesis with rigid and nonrigid connector. *Eur J Dent*. 2015;9(2):255-61.
- [63]-Ženíšek A. Polynomial approximation on tetrahedrons in the finite element method. *J Approx Theory*. 1973;7(4):334-51.
- [64]-Kuramochi G, Borie E, Orsi I, Del Sol M. Magnitude and distribution of stresses in composite resin and sound dentine interface with mechanical retentions. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(2):232-6.

Références bibliographiques

[65]- Singh SV, Bhat M, Gupta S, Sharma D, Satija H, Sharma S. Stress distribution of endodontically treated teeth with titanium alloy post and carbon fiber post with different alveolar bone height: A three-dimensional finite element analysis. *Eur J Dent.* 2015;9(3):428-32.

[66]-Guven S, Beydemir K, Dundar S, Eratilla V. Evaluation of stress distributions in peri-implant and periodontal bone tissues in 3- and 5-unit tooth and implant-supported fixed zirconia restorations by finite elements analysis. *Eur J Dent.* 2015;9(3):329-39.

[67]-Alrbata RH, Momani MQ, Al-Tarawneh AM, Ihyasat A. Optimal force magnitude loaded to orthodontic microimplants: A finite element analysis. *Angle Orthod.* 2016;86(2):221-6.

[68]- Davide A, Raffaella A, Marco T, Michele S, Syed J, Massimo M, et al. Direct restoration modalities of fractured central maxillary incisors: A multi-levels validated finite elements analysis with in vivo strain measurements. *Dent Mater.* 2015;31(12):289-305.

[69]- Mehdi G, Belarbi A, Mansouri B, Azari Z. Numerical study of effect of elastomeric stress absorbers on stress reduction in bone-dental implant interface. *J Appl Oral Sci.* 2015;23(1):87-93.

[70]- Cheng Y-C, Lin D-H, Jiang C-P, Lee S-Y. Design improvement and dynamic finite element analysis of novel ITI dental implant under dynamic chewing loads. Liu F, Lee D-H, Lagoa R, Kumar S, éditeurs. *Biomed Mater Eng.* 2015;26(Sup):555-61.

[71]-Anami LC, Lima JM da C, Corazza PH, Yamamoto ETC, Bottino MA, Borges ALS. Finite Element Analysis of the Influence of Geometry and Design of Zirconia Crowns on Stress Distribution. *J Prosthodont.* 2015;24(2):146-51.

[72]- Singh SV, Gupta S, Sharma D, Pandit N, Nangom A, Satija H. Stress distribution of posts on the endodontically treated teeth with and without bone height augmentation: A three-dimensional finite element analysis. *J Conserv Dent.* 2015;18(3):196-9.

[73]-Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials.* 2002;23(13):2667-82.

[74]-Rosatto CMP, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, et al. Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars

Références bibliographiques

restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. J Dent. 2015;43(12):1519-28.

[75]-Ichim I, Li Q, Loughran J, Swain MV, Kieser J. Restoration of non-cariou cervical lesions Part I. Modelling of restorative fracture. Dent Mater. 2007;23(12):1553-61.

[76]-Valian A, Moravej-Salehi E, Geramy A, Faramarzi E. Effect of Extension and Type of Composite-Restored Class II Cavities on Biomechanical Properties of Teeth: A Three Dimensional Finite Element Analysis. J Dent Tehran Iran. 2015;12(2):140-50.

[77]-Jayasudha K, Hemanth M, Baswa R, Raghuvver H, Vedavathi B, Hegde C. Traumatic impact loading on human maxillary incisor: A Dynamic finite element analysis. J Indian Soc PedodPrev Dent. 2015;33(4):302-6.

[78]- Chen C, Trindade FZ, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The fracture resistance of a CAD/CAM Resin Nano Ceramic (RNC) and a CAD ceramic at different thicknesses. Dent Mater. 2014;30(9):954-62.

[79]-Torcato LB, Pellizzer EP, Verri FR, Falcón-Antenucci RM, Batista VE de S, Lopes LF de TP. Effect of the Parafunctional Occlusal Loading and Crown Height on Stress Distribution. Braz Dent J. 2014;25(6):554-60.

[80]-Komabayashi T, Nonomura G, Watanabe LG, Marshall GW, Marshall SJ. Dentin tubule numerical density variations below the CEJ. J Dent. 2008;36(11):953-8.

[81]-Munari LS, Cornacchia TPM, Moreira AN, Gonçalves JB, De Las Casas EB, Magalhães CS. Stress distribution in a premolar 3D model with anisotropic and isotropic enamel. Med Biol EngComput. 2015;53(8):751-8.

[82]-Holberg C, Winterhalder P, Wichelhaus A, Hickel R, Huth K. Fracture risk of lithium-disilicate ceramic inlays: A finite element analysis. Dent Mater. 2013;29(12):1244-50.

[83]-Keulemans F, Shinya A, Lassila LVJ, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ, et al. Three-dimensional finite element analysis of anterior two-unit cantilever resin-bonded fixed dental prostheses. Sci World J. 2015;2015:1-10.

[84]-Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent 2001;85(6): 585–98.

Références bibliographiques

- [85]- Speirs AD, Heller MO, Duda GN, Taylor WR. Physiologically based boundary conditions in finite element modelling. *J Biomech.* 2007;40(10):2318-23.
- [86]-Favot L-M, Berry-Kromer V, Haboussi M, Thiebaud F, Ben Zineb T. Numerical study of the influence of material parameters on the mechanical behaviour of a rehabilitated edentulous mandible. *J Dent.* 2014;42(3):287-97.
- [87]- Hattori Y, Satoh C, Kunieda T, Endoh R, Hisamatsu H, Watanabe M. Bite forces and their resultants during forceful intercuspal clenching in humans. *J Biomech.* 2009;42(10):1533-8.
- [88]-Verri FR, Santiago Júnior JF, Almeida DA de F, Verri ACG, de Souza Batista VE, Lemos CAA, et al. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *Sci World J.* 2015;2015:1-10.
- [89]-Behnaz E, Ramin M, Abbasi S, Pouya M, Mahmood F. The effect of implant angulation and splinting on stress distribution in implant body and supporting bone: A finite element analysis. *Eur J Dent.* 2015;9(3):311-8.
- [90]- Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil.* 2002;29(2):188-93
- [91]- Ho-Le K. Finite element mesh generation methods: a review and classification. *Comput-Aided Des.* 1988;20(1):27-38.