

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITE DE BATNA
FACULTE DES SCIENCES DE L'INGENIEUR
DEPARTEMENT DE MECANIQUE

MEMOIRE

*Pour obtenir le diplôme de
Magister en Mécanique
Option
Sciences des matériaux*

Thème

**CONTRIBUTION A L'ETUDE DU COMPORTEMENT
MECANIQUE DES PROTHESES DENTAIRES TOTALES**

Présenté par :

M^{me} MANSOURI Naïma

Le : 25/11/2009

Devant les jurys :

**Dr. BRIOUA Mourad
Dr. ZIDANI Kamel
Dr. MADANI Salah
Dr. DJEBAILI Hamid**

**M. de Conférences, Université de Batna
M. de Conférences, Université de Batna
M. de Conférences, Université de Batna
M. de Conférences, C. U. de Khenchela**

**Président
Rapporteur
Examineur
Examineur**

Remerciements

Une des stations se présente pour renouveler mon vif remerciement à mon très chère marie Salim autant de fois que le nombre de lettre de ce mémoire contient et plus, pour son soutien si chaleureux et illimité dont je ne peux le qualifier par ces simples phrases.

Ma plus grande reconnaissance va à mes chères enfants : Selsabil, Soundous et Sifeddine pour les nombreuses farçons par lesquelles ils ont changé ma vie pour toujours.

Un grand merci à mes parents et à ma sœur Houda pour leur soutien sans faille.

Je voudrais tout d'abord remercier Monsieur le docteur Zidani Kamel, rapporteur de ce mémoire, pour son support et ses conseils scientifiques précieux. Je le remercie aussi pour la confiance qu'il m'a accordée au cours de ce mémoire.

Je remercie également Dr. Brioua Mourad, Dr. Madani Salah et Dr. Djebaili Hamid pour accepter de jurer ce travail.

Je suis très reconnaissante envers Dr. Messaoudi Laid qui a accepté d'être mon invité.

Mes sincères remerciements vont également à Monsieur le professeur Bourmada Noureddine pour son soutien.

Une spéciale dédicace pour mon cousin Yacine pour m'avoir fait profiter de ses compétences en informatique et pour son aide précieuse.

Je remercie sincèrement Monsieur Sghir Kamel, pour être tout d'abord un ami et un frère, qui m'a guidé avec enthousiasme, compréhension et gentillesse. Je le remercie tout particulièrement pour avoir toujours été disponible pour répondre à mes diverses questions, pour ses corrections, pour toutes les discussions scientifiques qui sont venues enrichir ce travail, pour son soutien, ainsi que pour les précieux conseils qu'il m'a prodigué.

Une passion pour la recherche, des idées pleins la tête, de larges compétences scientifiques, une écoute, une présence, une grande patience et des conseils judicieux, telles sont les qualités que j'ai pu apprécier chez Monsieur Messaoudi Razik. Je tiens à lui exprimer ma sincère reconnaissance ainsi que toute mon amitié. J'ai apprécié son soutien dans les moments difficiles de mon mémoire, je tiens à le remercier encore sincèrement.

Il est difficile de faire des remerciements complets et représentatifs alors je tiens juste à souligner à quelques points, j'ai apprécié de travailler avec tout le monde pour leur disponibilité et leur compétences. MERCI. MERCI. MERCI.

Table des matières

Introduction	1
---------------------------	---

Chapitre 1

Généralités sur les biomatériaux et les prothèses

1.1. Les biomatériaux	1
1.1.1. Définition et historique	1
1.1.2. Les champs d'application des biomatériaux	2
1.1.3. L'élaboration des biomatériaux	3
1.1.4. Les matériaux et le milieu vivant	4
1.1.5. Les propriétés des biomatériaux	7
1.1.6. Les différents biomatériaux et leur utilisation	8
1.1.6.1. Les matériaux d'origine naturelle	8
1.1.6.2. Les métaux et les alliages métalliques	11
1.1.6.2.1. l'acier et le titane	11
1.1.6.2.2. Les alliages à mémoire de forme	12
1.1.6.2.3. Les mousses métalliques	14
1.1.6.3. Les céramiques	15
1.1.6.3.1. Les céramiques bioinertes	16
1.1.6.3.2. Les céramiques bioactives	16
1.1.6.4. Les polymères	18
1.1.6.4.1. Définition.....	18
1.1.6.4.2. Principaux classes des polymères	22
1.1.6.4.3. Les principaux problèmes	23
1.1.6.5. Les textiles	24
1.2. Les prothèses	25
1.2.1. Définition	25
1.2.2. Historique.....	25
1.2.3. Difficultés techniques	25
1.2.4. Différents types de prothèses	26

Chapitre 2

Prothèses dentaires et matériaux utilisés

2.1. Généralités sur les prothèses dentaires	27
2.1.1. Définition et historique	27
2.1.2. Anatomie.....	28
2.1.2.1. Ostéologie.....	28
2.1.2.1.1. Le maxillaire supérieur	29
2.1.2.1.2. Le maxillaire inférieur	30
2.1.2.2. Myologie.....	31
2.1.2.2.1. Les muscles de l'expression	31
2.1.2.2.2. Les muscles masticateurs.....	32
2.1.2.2.3. Les muscles de la déglutition	33
2.1.2.2.4. Les muscles de la phonation	33
2.1.3. Milieu buccal	33
2.1.4. Forces	34
2.1.4.1. Forces et mouvements dentaires	34
2.1.4.2. Différents types de forces	35
2.1.4.3. Forces masticatoires.....	36
2.1.4.4. Intensité des forces masticatoires	37
2.1.5. Principes biomécaniques	38
2.1.6. Élaboration et Conséquences des prothèses dentaires	39
2.2. Différents types de prothèses dentaires	40
2.2.1. Prothèse conjointe.....	40
2.2.1.1. Couronne	40
2.2.1.2. Bridge.....	41
2.2.1.3. Inlay-core.....	41
2.2.2. Prothèse adjointe	42
2.2.2.1. Prothèse adjointe partielle	42
2.2.2.2. Prothèse adjointe totale	43
2.2.3. Prothèse sur implant.....	44
2.2.3.1. Prothèse fixe sur implant	44
2.2.3.2. Prothèses adjointes sur implants.....	45

2.2.4. Propriétés et choix des prothèses dentaires	46
2.2.4.1. Propriétés mécaniques	46
2.2.4.2. Propriétés biologiques	47
2.2.4.3. Propriétés physico-chimiques	47
2.2.4.4. Propriétés esthétiques	47
2.3. Matériaux destinés à la fabrication des prothèses dentaires	48
2.3.1. Résines acryliques	49
2.3.1.1. Définition et historique	49
2.3.1.2. Propriétés	49
2.3.1.3. Composition chimique	51
2.3.1.4. Réaction de polymérisation	52
2.3.2. Céramiques	54
2.3.3. Métaux	55

Chapitre 3

Problème d'endommagement des prothèses dentaires adjacentes totales

3.1. Prothèses adjacentes totales	57
3.1.1. Historique	57
3.1.2. Impératifs des prothèses adjacentes totales	59
3.1.2.1. Impératifs mécaniques	59
3.1.2.2. Impératifs biologiques	62
3.1.2.3. Impératifs esthétiques, fonctionnelles et phonétiques	63
3.1.3. Elaboration d'une prothèse adjointe totale	63
3.1.3.1. Prothèse adjointe totale à base de résine	63
3.1.3.2. Prothèse adjointe totale à châssis métallique	64
3.2. Matériaux utilisés pour la fabrication des Prothèses totales	65
3.2.1. Matériaux des dents	65
3.2.2. Matériaux de base	65
3.2.2.1. Impératifs des matériaux de base	66
3.2.2.2. Différents matériaux utilisés	67
3.3. Mécanique de l'endommagement	68
3.3.1. Généralités	68

3.3.2. Situation du problème	69
3.3.3. Solutions envisagées	70

Chapitre 4

Modélisation et simulation de la rupture d'une prothèse adjointe totale sollicitée

4.1. Formulation du problème	72
4.2. Introduction	72
4.2.1. Méthode des éléments finis	72
4.2.2. ANSYS Workbench	73
4.3. Procédure générale (application)	73
4.4. Données et résultats	75
4.4.1. Choix du maillage	76
4.4.2. Choix du matériau de la base	78
4.4.3. Choix du matériau des dents	80
4.4.4. Choix du chargement	82
4.4.5. Choix de l'emplacement du chargement	84
4.4.6. Etude paramétrique	86
Conclusion	89
Annexe 1 : De la prothèse de Charley à la prothèse sans ciment.....	90
Annexe 2 : La biocompatibilité	92
Annexe 3 : L'articulation temporo-maxillaire.....	96
Annexe 4 : De Dents naturelles.....	98

Bibliographie

Introduction

De toutes les différentes parties du visage dont chaque trait s'est révélé comme un symbole, comme une clé de la personnalité, les dents sont à la fois les plus mystérieuses et les plus significatives. La prothèse dentaire est la partie de la dentisterie qui s'occupe essentiellement de remplacer les dents manquantes par des substituts artificiels pour permettre une bonne distribution des forces au cours de la mastication et empêcher les sollicitations anormales des dents restantes. Une prothèse dentaire adjointe totale représente l'aboutissement d'une thérapeutique qui ne peut être qualifié de succès que suite à son intégration esthétique et fonctionnelle. Cette dernière est étroitement liée à son efficacité masticatoire. Aujourd'hui, de nouvelles techniques et de nouveaux matériaux apparaissent, leurs domaines d'applications s'étendent de plus en plus. On leur demande de faciliter notre vie quotidienne par de nouvelles propriétés et fonctions.

L'endommagement est l'apparition dans un matériau de dommages causés par l'usure ou une attaque physique ou chimique. Il est défini comme l'ensemble des phénomènes liés aux cavités : amorçage, croissance, coalescence. Il conduit à une dégradation de ses capacités physiques pouvant conduire à la rupture. En mécanique de l'endommagement, on ne modélise pas réellement les étapes d'amorçage et de propagation de fissures. L'apparition d'une cavité indique qu'il y a localement une hétérogénéité de déformation, qui peut être très importante, et accompagnée d'une hétérogénéité des contraintes. Il se produit alors une instabilité mécanique traduite notamment par la chute des contraintes dans la zone endommagée. La fissure correspond alors aux zones qui ne transmettent plus d'efforts normaux. Cette approche présente donc l'avantage de ne pas significativement modifier la topologie du maillage en introduisant une fissure mais reste approximative dans la mesure où la précision sur le chemin de propagation est directement liée à la finesse du maillage.

La méthode des éléments finis permet de rendre compte des situations lorsque les chargements et les déplacements seraient difficilement traitables par les méthodes classiques. Elle peut également trouver son intérêt dans les possibilités qu'elle offre pour prendre en compte des hypothèses variées et donc, de comparer l'influence des différents paramètres, tels que les matériaux prothétiques, le nombre de points d'appui dentaire, la configuration géométrique des prothèses, ..., etc. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'Ansys Workbench est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface

intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage. Il a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire.

Les recherches actuelles se sont concentrés sur le bon choix des prothèses d'une manière générale. Alors que le problème devient des plus confuses avec le temps, c'est-à-dire, qu'il dépend de plus en plus de beaucoup de paramètres. Nous citons essentiellement les caractéristiques physiques et mécaniques des matériaux surtout. Nous avons jugé, en se basant sur la bibliographie récente qu'afin de prévoir l'endommagement et de diminuer l'effort en maximum dans l'articulation temporo-maxillaire qu'il est nécessaire de recevoir à partir des différents chargements la matière des dents qui convient le mieux. Les bases prothétiques sont, dans la plupart des cas, réalisées en résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Ce matériau, qui a fait l'objet de nombreuses études, présente des inconvénients tels sa porosité, une épaisseur importante, ..., etc. Il est très important de prendre en compte certaines caractéristiques : le vieillissement, la liaison à la base rigide, et les contraintes importantes [118]. L'ensemble des prothèses dentaires totales sont actuellement fabriqués en utilisant différentes technologies. La procédure de la polymérisation classique permet d'obtenir une prothèse avec de nombreux pores qui pourraient déclencher des fractures [119].

Les fractures des prothèses réalisées en résine (PMMA) sont une réalité de l'exercice quotidien du chirurgien-dentiste. Plusieurs propositions ont été faites pour pallier ce problème. Dans certaines situations cliniques particulières, la base prothétique est doublée d'une base souple : ces matériaux jouent un rôle d'amortisseur et apportent beaucoup de confort aux patients [118]. La réalisation d'une base souple entraîne des contraintes et des gestes différents. Rien n'est comparable entre la réalisation d'une base résine classique et d'une base en titane qui va nécessiter l'acquisition de technologie et d'un savoir-faire spécifique ; de même, Toutes ces spécificités ont un coût de revient qui varie d'un matériau et d'une technique à l'autre [118]. Une nouvelle méthode, de l'injection, a été développée pour obtenir une prothèse plus compacte et qui répond mieux aux processus de nettoyage. Le nombre de pores de la prothèse injectée est réduit et donc le risque de fractures est moins[119]. De nombreux auteurs ont tenté de renforcer les prothèses en résine par divers moyens : Ainsi, CAROLL et COULAUD [122, 123] ont montré que les renforts métalliques posent un problème d'adhésion avec les résines. Quant à KELLY [124], il constate une diminution de la résistance à la fatigue pour les composites PMMA fibre de Nylon. LADIZESKY et CLARK [125] ont obtenu de bons résultats avec les bases prothétiques renforcées par la fibre de polyéthylène. Les résultats expérimentaux confirment l'amélioration importante des propriétés mécaniques et notamment la résistance à la fatigue des résines prothétiques renforcées par les fibres (verre, polyéthylène, carbone et Kevlar). Malgré d'excellentes propriétés mécaniques, les fibres de carbone ont été

rapidement laissées de côté, essentiellement à cause de leur couleur noirâtre difficile à dissimuler [127]. De plus, les résines dentaires présentent une mauvaise adhérence sur ce type de fibres [127]. Les fibres d'aramide ont été également délaissées, car elles se révélaient d'une usinabilité délicate, présentaient une absorption d'eau importante [128], et une résistance en compression médiocre [127]. Ainsi, les deux types de fibres les plus largement employées sont les fibres de verre et celles de polyéthylène [127, 129].

Par contre dans notre modeste contribution nous avons concentré nos efforts sur la partie calcul effectuée par le logiciel Ansys Workbench. Nous avons confirmé d'abord certains résultats des travaux de recherche tel que le choix du maillage et du matériau de la base, les meilleurs résultats obtenus sont ceux d'un maillage raffiné et d'un matériau qui a des propriétés mécaniques (E et μ) obtenues expérimentalement, ainsi que le choix approprié du matériau des dents. Une fois ceci est établi, il a été nécessaire d'abord de choisir le meilleur chargement qui convient. La géométrie de la dent est si complexe et c'est pour cela il a fallu varier l'emplacement du chargement dans le but d'identifier les zones de risque majeur de défaillance. Alors nous avons considéré quatre emplacements différents : le centre des molaires, l'extrémité extérieure des molaires, l'extrémité intérieure des molaires, et les extrémités diamétralement opposées. Les plus grandes valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises, qui causent l'endommagement des matériaux des dents, apparaissent sur les zones de l'extrémité intérieure des molaires. Alors que les plus faibles valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises apparaissent au centre des dents molaires et c'est le cas le plus favorable. Cette étude comparative nous a permis de constater que l'augmentation du coefficient de poisson cause la diminution des contraintes maximales équivalentes de Von Mises. Pour cela une étude paramétrique est effectuée afin de bien comprendre cette influence.

Chapitre 1

Généralités sur les biomatériaux et les prothèses

1.1. Les biomatériaux

1.1.1. Définition et historique

Les biomatériaux sont des matériaux utilisés pour remplacer une fonction ou un organe [2]. La Société Européenne des Biomateriaux a défini lors de la conférence de Chester en 1991 un biomatériau comme « *un matériau conçu pour interagir avec les systèmes biologiques, en participant à la constitution d'un dispositif à visée diagnostique ou à celle d'un substitut de tissu ou d'organe ou encore à celle d'un dispositif de suppléance (ou d'assistance) fonctionnelle* » [1]. En d'autres termes, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme utilisés pour [4] :

- Pallier la déficience d'un organe (les implants),
- Être employés en chirurgie réparatrice (les prothèses),
- Être utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articles médico-chirurgicaux).

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique...) [4].

Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défaillants par des substituts : fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,... Jusqu'au milieu du XXe siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique [2].

Le développement des biomatériaux en médecine doit beaucoup à la recherche dans les industries chimiques, métallurgiques, nucléaires, aéronautiques qui ont été des viviers féconds et le sont toujours. Leurs connaissances ont été sources de progrès considérables pour la santé [5]. Les progrès de la chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire sont traduits par une demande de plus en plus pressante de matériaux pour implantation. Ainsi l'acier inoxydable, premier matériau utilisé avec succès dans la conception de prothèses de hanche dans les années 50, résulte de décennies d'industrie chimique [5]. Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires. Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème : leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxiques pour l'organisme [2]. Le titane découvert en médecine à la fin des

années 60 par BRANEMARK et coll. (1969) était déjà utilisé dans l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique. Le polyméthylméthacrylate (PMMA), pour les lentilles intraoculaires, a suivi un cheminement analogue trouvant son origine dans les cockpits d'avions anglais pendant la guerre. Il en est de même pour de nombreux matériaux utilisés depuis longtemps [5]. Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc plastiques et métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain [2].

Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [3]. L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes mieux intégrés et plus efficaces [3]. L'évolution des biomatériaux devait tenir compte des caractéristiques de notre organisme.

1.1.2. Les champs d'application des biomatériaux

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique [6].

➤ ***Ophthalmologie***

- Lentilles
- Implants
- Coussinets de récupération
- Produits visqueux de chambre postérieure

➤ ***Odontologie - stomatologie***

- Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
- Traitements prophylactiques
- Orthodontie
- Traitement du parodonte et de la pulpe
- Implants
- Reconstruction maxillo-faciale

➤ **Chirurgie orthopédique**

- Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, ...)
- Orthèses
- Ligaments et tendons artificiels
- Cartilage
- Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
- Chirurgie du rachis
- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches)
- Matériaux de comblement osseux injectable

➤ **Cardiovasculaire**

- Valves cardiaques
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes, ...)
- Cœur artificiel
- Assistance ventriculaire
- Stimulateurs cardiaques
- Prothèses vasculaires
- Matériels pour angioplastie lésionnelle coronarienne et stents
- Cathéters endoveineux

➤ **Urologie/ néphrologie**

- Dialyseurs
- Poches, cathéters et tubulures pour dialyse péritonéale
- Rein artificiel portable
- Prothèses de pénis
- Matériaux pour traitement de l'incontinence

➤ **Endocrinologie-chronothérapie**

- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments
- Biocapteurs

➤ **Chirurgie esthétique**

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

➤ **Chirurgie générale et divers**

- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires
- Peau artificielle
- Produits de contraste
- Produits pour embolisation
- Produits pour radiologie interventionnelle

1.1.3. L'élaboration des biomatériaux [7]

Les procédés d'élaboration et de mise en forme des matériaux biologiques sont très divers en raison de la multitude des produits proposés. Comme pour tous les domaines récemment explorés, les modes de mise en forme des biomatériaux sont inspirés de ceux propres à d'autres domaines (frittage, coulée, forgeage, usinage, injection, projection plasma, etc.). Une attention particulière est portée à la présence d'impuretés ou à toutes formes de contamination ou de pollution qui peuvent avoir, même à de faibles concentrations, une grande influence sur le comportement biologique. La stérilisation, étape obligatoire, est généralement effectuée par rayons gamma sur le matériau préemballé. Toutefois, les matériaux bruts sont de moins en moins utilisés et cependant certaines utilisations nécessitent un traitement complémentaire notamment lorsqu'on associe des molécules biologiques actives au matériau.

De nouveaux procédés d'élaboration ont été recherchés afin de maîtriser la structure poreuse des biomatériaux et ainsi d'optimiser l'efficacité biologique de ces produits. Ces procédés se déroulent en général à basse température et nécessitent parfois un environnement stérile. Un exemple de tels procédés est la fabrication de mousse métallique qui combine des technologies de métallurgie des poudres et des mousses polymères. Ce procédé permet d'élaborer soit des pièces complètement poreuses (titane poreux), soit des revêtements poreux sur des structures solides (recouvrement de prothèses métalliques par des revêtements bioactifs de phosphates de calcium par électrolyse de solutions sursaturées) (voir annexe 1).

Enfin de nombreux matériaux nécessitent une mise en œuvre in situ (ciments orthopédiques, colles...). Dans ce cas le matériau doit se former rapidement sans dégagement important de chaleur ou de produits nocifs afin d'éviter une nécrose des tissus environnants. Les ciments acryliques utilisés pour la fixation de prothèses orthopédiques, ont du être adaptés pour satisfaire à ces critères. Les matériaux résorbables de ce type évoluent vers des formes injectables afin de minimiser l'intervention chirurgicale.

Les organismes vivants peuvent synthétiser à partir de composés abondants (carbonates ou phosphates de calcium, silicates...) des matériaux d'architecture souvent complexe, léger et résistants à des températures très faibles. Un domaine de recherche se développe actuellement visant à reproduire les phénomènes naturels pour la préparation de matériaux divers, essentiellement composites. Les biomatériaux pourraient être les premiers à bénéficier de ces recherches.

1.1.4. Les matériaux et le milieu vivant

Les réactions de l'organisme à un système implanté dépendent étroitement du milieu d'implantation et de la nature du matériau. Le corps étranger implanté va provoquer au sein de l'organisme des réactions chimiques et physiques (électriques, mécaniques, rhéologiques,etc.) qui entraînent des réactions biologiques.

Dans tous les cas ces réactions conduisent à une modification de l'interface matériau-milieu vivant qui se traduit par l'interposition d'une couche de protéines, voire de minéraux à la surface du matériau et une adaptation des tissus environnants.

La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [3].

➤ **La biocompatibilité**

La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à être accepté par un être vivant. Elle se définit aujourd'hui, comme le contrôle permanent des influences réciproques entre l'organisme et le matériau de façon que l'un n'ait pas d'effets défavorables sur l'autre (aucun phénomène de rejet ni de toxicité n'est observé) [5].

La Société Européenne des Biomateriaux a défini lors de la conférence de Chester en 1986 la biocompatibilité comme « *la capacité d'un matériau à être utilisé avec une réponse appropriée de l'hôte pour une application spécifique* » (WILLIAMS 1989).

EXBRAYAT propose en 1998 une définition plus détaillée : « *la biocompatibilité d'un matériau est l'ensemble des interrelations entre ce matériau et le milieu environnant, et leurs conséquences biologiques locales ou générales, immédiates ou différées, réversibles ou définitives* ».

La biocompatibilité d'un matériau est régie par deux mécanismes : les effets du matériau sur le milieu et les effets du milieu sur le matériau. Il faut suivre l'évolution de l'un et l'autre, sans oublier leur interface. Ces interactions se déroulent non seulement autour du matériau mais également à distance, suivant les éléments relargués. Elles se manifestent à court, moyen ou long terme selon le type de matériau. Elles peuvent être intenses ou modérées, brèves ou permanentes ou bien apportant soit une cicatrisation complète soit une nuisance chronique. Ces multiples facettes de la biocompatibilité nécessitent de se doter d'outils d'évaluation capables de les appréhender.

Elle est évaluée par les tests suivants (voir annexe 2):

- Tests in vitro (tests initiaux) : réalisés en laboratoire ;
- Tests in vivo (tests secondaires) : réalisés sur une espèce animale ;
- Tests précliniques : réalisés sur l'être humain.

Les principaux facteurs qui influencent la biocompatibilité sont (voir annexe 2) :

- La composition chimique du matériau ;
- Les propriétés physiques du matériau (topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface...).

➤ **La biodégradabilité**

C'est la capacité d'un matériau à être décomposé par des micro-organismes vivants (bactéries, enzymes, champignons, ...). La mesure de la biodégradabilité d'un matériau permet d'évaluer son impact sur l'environnement. Elle dépend des caractéristiques du matériau, de son procédé de fabrication, et des paramètres physico-chimique et microbiologiques du milieu de dégradation (sol, eau, etc...). La biodégradation correspond à la perte des propriétés physiques [16]. La détermination du taux de biodégradabilité nécessite des mesures en laboratoire ou en milieu naturel selon trois types de test :

- Test de Sturm : test de laboratoire en milieu liquide. Conditions bien maîtrisées ;
- Test de simulation en laboratoire, en milieu liquide ou solide. Conditions moins bien maîtrisées ;
- Test in situ sur sol et compost. Conditions non maîtrisées.

On distingue deux types de dégradation :

- Une dégradation purement chimique déterminée par le milieu uniquement ;
- Une dégradation purement biologique déterminée par les cellules.

Les débris d'usure (surfaces en frottement dans les prothèses articulaires) ou de dégradation posent un problème particulier. Lorsqu'ils sont de petite taille (inférieurs à quelques dizaines de microns) ces débris ne sont pas encapsulés, ils sont intégrés par les macrophages qui essaient de les dégrader à l'intérieur même de la cellule ; Lorsque ces débris ne sont pas facilement dégradables par le système enzymatique ou lorsque les produits sont toxiques pour la cellule, il en résulte une inflammation chronique difficile à traiter [13].

Afin de mieux intégrer les matériaux au milieu vivant, on a souvent essayé de les associer avec des protéines adhésives comme fibronectine, le collagène, la vitronectine, la laminine, ... etc, ou même des cellules. Ces voies de recherche sont actuellement en plein développement [17].

➤ **La biorésorbabilité**

Un matériau biorésorbable, destiné à se résorber et à être remplacé par un tissu vivant, disparaît complètement après biodégradation à plus ou moins long terme.

➤ **La bioactivité**

Selon Hench (1990) la bioactivité désigne les caractéristiques d'un matériau lui permettant d'obtenir une liaison avec les tissus environnants sans interposition d'une couche fibreuse (contact direct entre le tissu et le matériau). Elle dépend directement des propriétés chimiques et physico-chimiques du matériau, et s'oppose à la bioinertie (aucune réaction n'a lieu entre le matériau et les tissus vivants, la couche fibreuse d'encapsulation est de faible épaisseur, voire difficilement observable) [18].

1.1.5. Les propriétés des biomatériaux

Les biomatériaux doivent avoir des propriétés mécaniques et physico-chimiques aussi proches que possibles des propriétés de l'organe ou de la partie de l'organe. Ces propriétés peuvent être regroupées selon trois grands thèmes [6] :

➤ Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques (module d'élasticité, dureté, résistance à la compression, etc.) doivent être aussi proches que possible des propriétés de l'organe remplacé. Elles doivent être garanties après implantation.

Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'échantillon (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même.

Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique), la précision des moyens de mesures, ... etc.

➤ Propriétés physico-chimiques

Les propriétés physico-chimiques (forme, taille, température de traitement, composition chimique, corrosion, biodégradation ...etc.) ont également une importance au niveau de la stérilisation. La stérilité des matériaux implantables doit pouvoir être garantie et implique que ces matériaux puissent être stérilisés de façon à ne pas être vecteurs de germes.

➤ Propriétés biologiques

Les caractéristiques biologiques (bioadhésion, réactions allergiques et toxiques, biodégradation,...) se définissent par la réaction du vivant au contact des matériaux. Le matériau ne doit pas introduire de toxicité, ni par lui-même ni par ses produits de dégradation ou de relargage.

Les biomatériaux doivent répondre à un cahier des charges précis afin de permettre une réponse biologique optimale.

1.1.6. Les différents biomatériaux et leur utilisation [4]

La plupart des matériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail des laboratoires biologiques. Ce travail consiste à évaluer des matériaux existants parfois modifiés de façon à remplir leurs nouvelles fonctions. Les biomatériaux peuvent être soit inertes (alumine, zircone, titane, polymères...), soit actifs (céramiques de phosphate de calcium en HAP et β TCP, vitrocéramiques...), soit résorbables (β TCP, bioverres, polymères,...).

On distingue cinq grandes catégories de biomatériaux :

- les matériaux d'origine naturelle ;
- les métaux et les alliages métalliques ;
- les céramiques ;
- les polymères synthétiques ;
- les textiles.

Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui.

1.1.6.1. Les matériaux d'origine naturelle [19]

Le souci de biocompatibilité des implants a orienté les chercheurs vers des matériaux logiquement biocompatibles puisque d'origine naturelle. Les matériaux naturels ne constituent qu'une faible partie des matériaux implantés, bien qu'il existe des variations énormes selon les spécialités chirurgicales. Ceci est dû, d'une part à la difficulté ou à l'impossibilité de se procurer des matériaux endogènes (prothèses mammaires, implants dentaires par exemple) et, d'autre part, aux risques potentiels présentés par les matériaux naturels d'origine animale ou provenant de donneurs [20].

Les applications existantes ou envisageables des matériaux d'origine naturelle sont très nombreuses :

- chirurgie orthopédique ;
- odontologie – stomatologie ;
- cosmétologie et chirurgie esthétique ;
- pansements et éponges hémostatiques ;
- implants oculaires et pansements ophtalmologiques ;
- reconstitution de tissus mous et durs à l'aide de mélanges collagène-facteurs de croissance-hydroxyapatite ;
- peau artificielle (derme).

Parmi ceux-ci nous citons :

- **le greffe** : est le transfert sur un patient receveur d'un tissu ou d'un organe provenant du patient lui-même (autogreffe), ou d'un autre individu (le donneur) de même espèce (allogreffe), ou de deux espèces différentes proche génétiquement (xénogreffe ou hétérogreffe). Il est utilisé pour greffes vasculaires, cornée de l'œil, valves cardiaques, tendons et ligaments, etc.

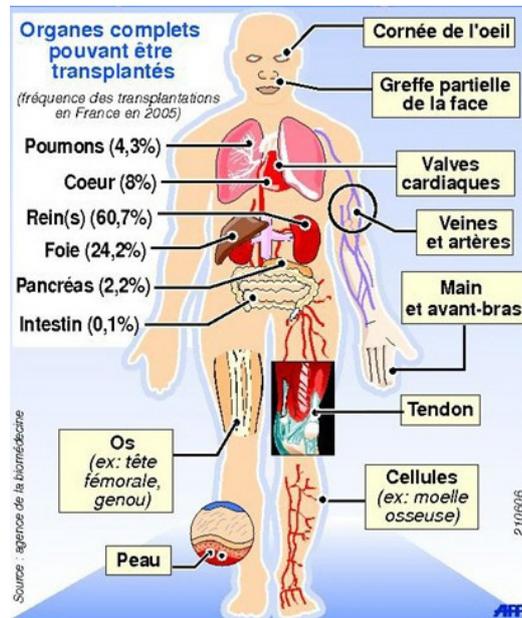


Fig. 1- Possibilités de greffes [21]

- **la cellulose** [25] : est un, glucide complexe (polysaccharide), constituant principal des parois des cellules végétales. La véritable cellulose n'existe pas dans les tissus animaux. Elle est insoluble dans tous les solvants habituels, donc elle est facile à séparer des autres constituants des plantes. Elle est traditionnellement utilisée pour les membranes de dialyse notamment comme ciment de prothèse de hanche.

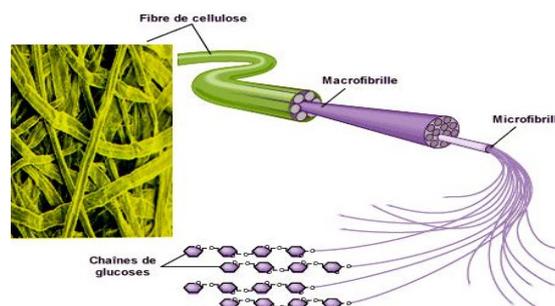


Fig. 2- Fibres de cellulose [22]

- **la chitine** [25] : est, après la cellulose, le polysaccharide le plus répandu dans la nature. Ces principales sources sont les crustacés marins (Crabes, Crevettes,

langoustines) et les insectes (Fourmis, Blattes et Coléoptères), car celle-ci entre dans la composition de leur cuticule (chez les crustacés, les cuticules sont constituées de 55 à 85 % de chitine). Elle confère la rigidité et la résistance aux organiques qui en contiennent. Elle est donc biodégradable, biorésorbable et susceptible d'application pour les fils de suture, la chirurgie reconstructive et la peau artificielle.

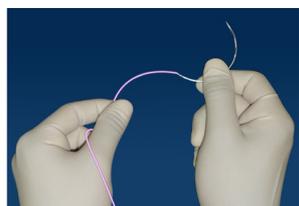


Fig. 3- Fils de suture [23]

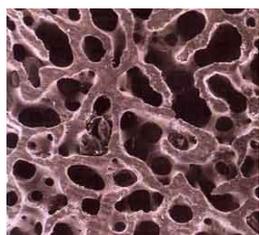


Fig. 4- peau artificielle [24]

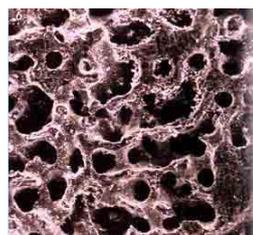
➤ **les fucanes[4]** : sont des polysaccharides sulfatés extraits des algues brunes marines. Ces polysaccharides possèdent de nombreuses propriétés biologiques intéressantes en pharmacologie et en médecine (activité anticoagulante, anti-inflammatoire, anticonceptionnelle, antivirale...). Ils sont des produits de substitution et régénération osseuses, utilisés comme greffes et dispositifs implantables.

➤ **les dextrans[20]** : sont préparés par transformation de saccharose par des bactéries. Ils sont utilisés pour les prothèses vasculaires.

➤ **le corail naturel [26]** : pourrait être utilisé en chirurgie orthopédique et/ou maxillo-faciale comme des Substitut osseux, grâce à sa possibilité de recolonisation par les cellules osseuses. Il est composé à 99% de carbonate de calcium en phase cristalline. Il conserve après traitement thermique une structure poreuse (varie selon les espèces de coraux considérés) qui lui confère des propriétés ostéoinductrices. Il a été décrit comme étant biocompatible et résorbable en 4 mois environ (Guillemin et al 1987) ; il est bien toléré par les ostéoblastes et offre une surface pour la colonisation, l'attache et la différenciation cellulaire (Sautier et al 1990).



Os spongieux humain



Corail (porosité à 50%)

Fig. 5- Similarité des deux structures (os et corail) [26]

➤ **Le collagène [27]** : est une substance protéique (il est composé de 3 protéines et a une structure en super hélice) soutenant diverses structures dans l'organisme. Le corps humain est composé d'environ 25% de collagène. Il est d'origine animale (extrait de la peau) ou humaine (extrait du placenta humain). Il est susceptible d'application pour le remplacement tissulaire (tissus durs ou mous), cornée, cicatrisation...etc. L'avantage du collagène réside dans le fait que :

- c'est un produit hémostatique ;
- il a certaines propriétés mécaniques qui permettent de le manipuler ;
- il est indispensable au développement cellulaire ;
- il est biodégradable.

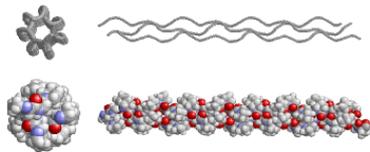


Fig. 6- Molécule de collagène [25]



Fig. 7- Triple hélice de collagène [28]

1.1.6.2. Les métaux et les alliages métalliques [19]

Ce sont en quelque sorte les ancêtres des biomatériaux puisque ce sont les premiers à avoir été utilisés pour fabriquer des implants. Ils sont très utilisés pour la conception de prothèses. Ils possèdent de bonnes propriétés et de bonne biocompatibilité. Cependant, il existe de nombreux problèmes dus à :

- La corrosion des implants;
- Les mécanismes de dégradation non électrochimiques incluant les interactions protéine/méta ;
- Les réactions immunitaires et d'hypersensibilité ;
- L'adaptation des propriétés mécaniques ;
- Les propriétés de frottements et problèmes de débris (relargages de débris métalliques).

1.1.6.2.1. l'acier et le titane [29]

Les plus importants par les volumes sont sans doute l'acier inoxydable et le titane, qui sont largement utilisés en chirurgie orthopédique et en implantologie dentaire (Tableau3). L'intérêt de ces matériaux réside dans leur biocompatibilité et leurs propriétés mécaniques (Tableau1).

Tableau1: Caractéristiques de quelques métaux et alliages utilisés en médecine [29,30]

<i>Alliage</i>	<i>Module d'élasticité (GPa)</i>	<i>Résistance en traction (MPa)</i>	<i>Densité (g/cm³)</i>
<i>Acier inox 316L</i>	<i>190</i>	<i>590-1350</i>	<i>8,8</i>
<i>Co-Cr-Mo</i>	<i>210-250</i>	<i>650-1900</i>	<i>7,8</i>
<i>Titane</i>	<i>110</i>	<i>760</i>	<i>4,5</i>
<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>116</i>	<i>960-1100</i>	<i>4,4</i>



Tige d'une PTH



Implants dentaires



Electrodes de pacemaker

Fig. 8- Produits en titane [32,33]



Fig. 9- Plaques (Inox 316L) et vis (Ti-6Al-4V) d'ostéosynthèse [31]

1.1.6.2.2. Les alliages à mémoire de forme [30]

Les alliages à mémoire de forme (AMF) sont une variante intéressante de cette catégorie. Ils présentent des propriétés exceptionnelles dont :

- l'effet mémoire, c'est-à-dire la possibilité de retrouver une forme mémorisée par simple élévation de température à partir d'un état déformé à froid,
- l'effet super élastique autorisant des déformations purement élastiques cinq à dix fois supérieures à tout autre alliage métallique.

Il existe actuellement trois types d'alliage à mémoire de forme industriels : les alliages à base Ni-Ti, les alliages à base Cu-Zn-Al et les alliages à base Cu-Al-Ni. L'effet

mémoire de forme repose sur l'existence d'une transformation de phase réversible entre un état structural haute température (austénite) et un état structural basse température (martensite). Elle se produit sur une plage de température assez restreinte (20 à 40°C) sans changement de volume.

Tableau2: Propriétés des AMF à base Ni-Ti, Cu-Zn-Al et Cu-Al-Ni [34]

<i>Propriétés</i>	<i>Ni-Ti</i>	<i>Cu-Zn-Al</i>	<i>Cu-Al-Ni</i>
<i>Température de fusion (°C)</i>	<i>1250</i>	<i>1020</i>	<i>1050</i>
<i>Masse volumique (g/cm³)</i>	<i>6,45</i>	<i>7,9</i>	<i>7,15</i>
<i>Module d'Young (GPa)</i>	<i>95</i>	<i>70-100</i>	<i>80-100</i>
<i>Allongement à rupture de la phase martensitique (%)</i>	<i>30-50</i>	<i>15</i>	<i>8-10</i>
<i>Température de transformation (°C)</i>	<i>-100/+110</i>	<i>-200/+110</i>	<i>-150/+200</i>
<i>Hystérésis (°C)</i>	<i>30</i>	<i>15</i>	<i>20</i>
<i>Température maximale (°C)</i>	<i>400</i>	<i>150</i>	<i>300</i>
<i>Nombre maximal de cycles thermiques</i>	<i>100 000</i>	<i>10 000</i>	<i>5 000</i>
<i>Résistance à la corrosion</i>	<i>Excellente</i>	<i>Acceptable</i>	<i>Bonne</i>
<i>Exemples de dénominations commerciales</i>	<i>Nitinol</i>	<i>-</i>	<i>-</i>



Accolades



stents



agrafes

Fig. 10- Produits en Nitinol (Ni-Ti) [35,43]

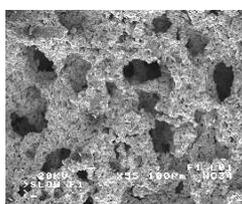
Tableau3 : Application de quelques métaux et alliages métalliques [6]

Matériau	Domaine d'application
<i>Aciers inoxydables</i>	<i>Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses.</i>
<i>Co-Cr-Mo</i>	<i>Implants articulaires, implants dentaires.</i>
<i>Ti-6Al-4V</i>	<i>Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de chirurgie reconstructive.</i>
<i>Nitinol (Ni-Ti)</i>	<i>Implants orthopédiques, stents, agrafes diverses.</i>

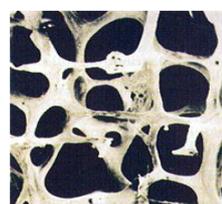
1.1.6.2.3. Les mousses métalliques [36]

L'institut des matériaux industriels (IMI) du conseil national de recherches Canada (CNRC) a récemment développé un procédé de fabrication de mousses métalliques. Ces matériaux présentent les caractéristiques suivantes :

- porosité élevée (70%-85%);
- perméabilité (taille de pores entre 50 et 400µm);
- structures et propriétés similaires à celles des os;
- Favorisent l'intégration des implants en permettant la croissance des cellules osseuses et celles des tissus connectifs;
- Servent de support à la croissance de tissus osseux;
- Permettent l'intégration de facteurs de croissance et de médicaments à même leur structure.



Micrographie d'une mousse de titane



Microstructure de l'os spongieux

Fig. 11- Similarité des deux structures (os et titane) [36]

La structure, la résistance à la corrosion, la biocompatibilité et les propriétés mécaniques de ces mousses en font un matériau de choix pour la fabrication d'implants et de systèmes d'ancrage pour des applications orthopédiques (hanches, genoux, reconstruction osseuse, etc.) et dentaires.

Les matériaux visés sont essentiellement le titane et ses alliages (Ti6Al4V, TiNi..), les aciers inoxydables et autres alliages biocompatibles tel que le Co-Cr-Mo et les céramiques biocompatibles (Al₂O₃, ZrO₂, HAP ...).

Les propriétés mécaniques des mousses de titane sont très similaires à celles des os poreux, comparativement à celles du titane solide (Tableau4). Cette caractéristique permet un meilleur transfert de charge entre l'os et l'implant et favorise une meilleure intégration de l'implant dans l'os.

Tableau4 : Propriétés des mousses Ti, des os poreux et de titane solide [36]

<i>Matériau</i>	<i>E (GPa)</i>	<i>Limite d'élasticité (MPa)</i>
<i>Mousse Ti</i>	<i>0.6 - 2.2</i>	<i>10-50</i>
<i>Ti solide</i>	<i>110</i>	<i>175</i>
<i>Os poreux</i>	<i>0.4 - 2</i>	<i>5-15</i>

1.1.6.3. Les céramiques [4]

Les céramiques sont des matériaux non métalliques, non organiques qui nécessitent pour leur formation, un traitement en pression et en température (frittage). La structure générale des céramiques est biphasique : phase vitreuse (matrice), et phase cristalline (aiguilles cristallisées). Ils se caractérisent par une température de fusion élevée, une rigidité, une légèreté, une résistance à la chaleur et à la corrosion, et une fragilité, qui déterminent leurs domaines d'application.

Elles incluent des oxydes (alumine et zircone), des carbures (silicium, tungstène), des borures, des nitrures, des sulfures et des composés intermétalliques (22).

La science des céramiques a permis l'élaboration de nouveaux produits :

- Les céramo-métalliques ;
- Les céramiques renforcées (fibres de renforcement) ;
- Les vitrocéramiques.

Les principaux problèmes mal résolus avec les céramiques sont :

- Les mécanismes de dégradation ;
- La durabilité ;
- La résistance à la fracture ;
- L'activité de surface ;
- L'adhésion des protéines ou des cellules en surface.

Dans le domaine des biomatériaux, on rencontre principalement :

- Les céramiques bioinertes ;
- Les céramiques bioactives.

1.1.6.3.1. Les céramiques bioinertes

Les céramiques bioinertes (alumine Al_2O_3 , zirconium ZrO_2 , vitrocéramiques denses) sont des matériaux stables dans le temps, fragiles, très rigides, de faible usure, de faible coefficient de frottement, de très bonne tolérance et chimiquement inertes, leur rôle est essentiellement mécanique. On les rencontre dans les têtes des prothèses orthopédiques (hanche, genou, épaule), ainsi qu'en odontologie pour les prothèses dentaires.

➤ **La céramique d'alumine (Al_2O_3) [39]** : est obtenue à partir d'une poudre d'oxyde d'aluminium compressée à très haute température (1600°C pour les prothèses de hanche). C'est un matériau, qui résiste à la corrosion in vivo, d'une très grande pureté (>99.5%), de taille des grains < 4,5 μm , de rugosité $R_a < 0.02 \mu m$, de flexion situé entre 300MPa et 600MPa, de haute densité (>3.94g/cm³). Sa mouillabilité est plus élevée que celle des métaux et des polymères. Les propriétés mécaniques sont directement influencées par la qualité du matériau (densité, pureté, taille des grains). L'alumine est un matériau très dur et très rigide ($E = 400GPa$), respectivement 100 et 300 fois plus rigide que les polymères et l'os, possédant une faible capacité de déformation et d'absorption des chocs.

➤ **La céramique de zirconium (ZrO_2) [40]** : est obtenue à partir d'une poudre d'oxyde de zirconium compressée à très haute température (température de frittage se situe entre 1400°C et 1500°C). C'est un matériau d'une très grande pureté (>94%), de taille des grains < 0.6 μm , de rugosité $R_a < 0.03 \mu m$, de résistance en flexion très élevée (de 900 à 1500MPa), de relative élasticité grâce à un module de Young relativement bas 200GPa, de très dureté (dureté Vickers de 1200Mpa), de haute densité (>6 g/cm³). Il est un produit de haute résistance et de grande durabilité. Il associe la plus haute esthétique et la plus haute biocompatibilité.



Fig. 12- Têtes (PTH) en Alumine-Alumine [37]



Fig. 13- bridge en Zirconium [38]

1.1.6.3.2. Les céramiques bioactives

Dans ce type de céramiques, on rencontre généralement les céramiques de phosphate de calcium et Les bioverres $SiO_2P_2O_5CaO Na_2O$

➤ **Les Céramique de Phosphate de Calcium [41]**

De nombreux travaux fondamentaux sur les céramiques de phosphate de calcium ont ouvert depuis 20 ans des perspectives nouvelles aux cliniciens, leurs compositions chimiques très proches de celle de la phase minérale de l'os et leurs propriétés

biologiques en font d'excellents produits de substitution osseuse en chirurgie maxillo-faciale, neurochirurgie, odontologie et orthopédie.

Ils sont produits en chauffants, à plus de mille degrés et sous pression, un mélange de poudre de phosphate de calcium et de naphthalène qui après sublimation laisse une structure poreuse. Ils sont présentés généralement sous forme de : granulés, blocs et poudre. La fabrication de ces produits fait intervenir de nombreuses variables qui conditionnent leur comportement biologique : composition élémentaire, nature des phases minérales, micro et macroporosité, présence d'impuretés.

Les céramiques de phosphate de calcium sont, parfaitement tolérées et donc biocompatibles, résorbables au fur et à mesure que l'os se régénère et possèdent d'excellentes propriétés d'ostéoconduction et de meilleure colonisation de l'implant par les cellules (porosité proche de celle de l'os naturel). Les plus utilisées sont les céramiques macroporeuses, cette structure macroporeuse permet la colonisation osseuse et la néovascularisation jusqu'au cœur du biomatériau, favorisant ainsi ses propriétés d'ostéoconduction. Cependant, le pourcentage de macroporosité influence de manière importante la résistance mécanique.

Un des inconvénients des céramiques de phosphate de calcium macroporeuses est leur fragilité et leur faible résistance mécanique qui limitent leur utilisation isolée en cas de contrainte importante (leur résistance en flexion ou en torsion est encore plus faible qu'en compression).

Les différents produits existants sont :

- Le phosphate tricalcique (β TCP).
- L'hydroxyapatite (HAP).
- Les produits biphasés (BPC).

L'hydroxyapatite est très peu soluble et son taux de dégradation est très bas in vivo, mais varie en fonction du pH. Le phosphate tricalcique est beaucoup plus soluble et présente une dégradation in vivo importante. Les produits biphasés ont des propriétés qui varient en fonction de rapport entre l'hydroxyapatite et le phosphate tricalcique [42].

➤ **Les bioverres $SiO_2P_2O_5CaO Na_2O$ [42]**

Un verre est dit bioactif lorsqu'on l'immerge dans le fluide physiologique, il développe à sa surface une couche d'hydroxyapatite cristallisée carbonatée similaire à la phase minérale de l'os. Cette couche permet au matériau d'être utilisé comme implant osseux dans un organisme humain. La résorption de ce matériau est particulièrement lente (9 à 12 mois) et il y aurait parfois une substitution incomplète avec encapsulation fibreuse du matériau. Actuellement, ce verre est utilisé en chirurgie réparatrice dans de nombreuses parties du corps humain dont les dents, les genoux, les hanches. Toutefois, ces implants sont utilisés en verre massif et afin d'optimiser la repousse osseuse, il serait intéressant qu'ils se présentent sous une forme poreuse.

1.1.6.4. Les polymères [46, 47, 48]

1.1.6.4.1. Définition

Les polymères sont des substances constituées de grandes molécules (macromolécules) formées par la répétition d'un même motif dit motif constitutif, petite structure périodique qui se répète tout le long de la chaîne, composé d'une ou de plusieurs unités de base (monomères). Le nombre moyen de ces unités de base dans les molécules finales (polymères) est le degré de polymérisation (n). Les monomères sont attachés ensemble par des liaisons covalentes, en une ligne pour former une longue chaîne. Par exemple, les monomères styrènes et propylènes sont reliés ensemble pour faire respectivement le polystyrène et le polypropylène.

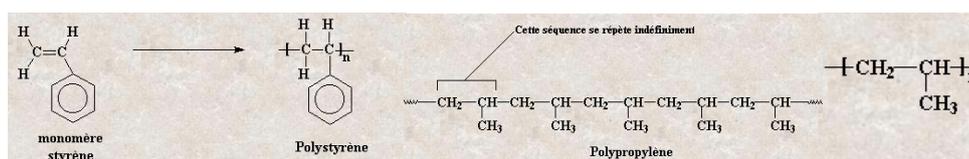


Fig. 14- Structure de polystyrène et polypropylène

Selon le nombre de type de monomère, on trouve :

- Les homopolymères : constitués d'un seul type de monomère;
- Les copolymères : constitués de plusieurs types de monomères.

Il existe plusieurs types de copolymères :

➤ **Copolymère alterné** : deux monomères alternent sur la chaîne,

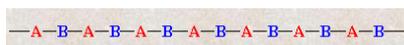


Fig. 15- Copolymère alterné

➤ **Copolymère statistique (aléatoire)** : deux monomères se suivent dans n'importe quel ordre,

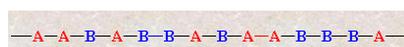


Fig. 16- Copolymère statistique

➤ **Copolymère bloc (séquencé)** : les monomères identiques sont groupés. Un copolymère bloc peut être considéré comme deux homopolymères réunis par leurs extrémités,

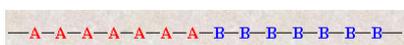


Fig. 17- Copolymère bloc

➤ **Copolymère greffé** : les chaînes de polymère B sont greffées sur une chaîne de polymère A.

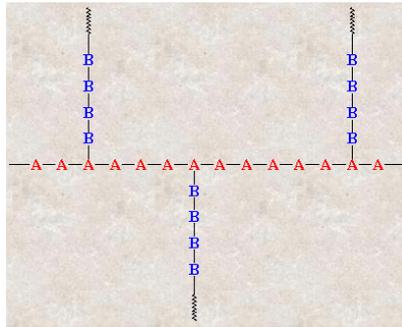


Fig. 18- Copolymère greffé

Les propriétés des polymères dépendent du :

- type d'assemblage (structure chimique) des monomères ;
- degré de polymérisation.

Les utilisations des polymères dans le domaine des biomatériaux sont extrêmement nombreuses (Tableau5). Par la nature de leur construction moléculaire à base d'éléments de répétition, ils sont des candidats du futur pour l'élaboration de prothèses permanentes ou temporaires sophistiquées, ou encore pour remplacer des matériaux actuellement d'origine naturelle. Les matrices polymères sont beaucoup utilisées dans les matériaux composites.

Beaucoup de polymères sont construits de façon que leurs molécules soient constituées de plusieurs milliers d'atomes arrangés en une chaîne linéaire, donc ils aiment s'allonger en ligne droite. Mais ce n'est pas le cas de tous les polymères. Il existe de nombreux autres arrangements. Pour cela, on les classe en deux arrangements : linéaire et non linéaire.

a) Arrangement linéaire

Un polymère linéaire est un polymère dans lequel les molécules sont constituées de plus ou moins longues chaînes d'atomes. Cette chaîne est appelée chaîne principale. En général sur certains atomes de cette chaîne sont attachées de petites chaînes. Ces petites chaînes sont appelées chaînes secondaires. Les chaînes secondaires sont beaucoup plus courtes que la chaîne principale. Elles ont normalement quelques atomes, alors que la chaîne principale en a quelques centaines ou quelques milliers.

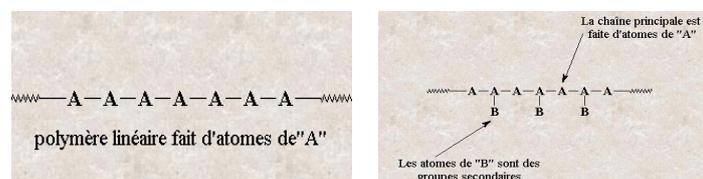


Fig. 19- Polymère linéaire

Tableau5 Application de quelques polymères [4]

	polymères	Domaine d'application
Thermoplastiques	<i>Polyéthylène (PE)</i>	<i>Alèses, champs opératoires, vêtements de protection, tubulures (tubes, sondes, cathéters), sutures, implants vasculaires et orthopédiques.</i>
	<i>Polypropylène (PP)</i>	<i>Seringues jetables, tubes de cathéters, flacons de soluté, fils de suture, ligaments.</i>
	<i>Polychlorure de Vinyle (PVC)</i>	<i>Poches à sang, à urines, sondes, tubages, gants d'examen, champs opératoires.</i>
	<i>Polystyrène (PS)</i>	<i>Boîtes de Pétri.</i>
	<i>Polyester (polyéthylène téréphtalate : PET)</i>	<i>Sutures, implants vasculaires, valves cardiaques, support d'analyse, ligaments, chirurgie du tube digestif.</i>
	<i>Polytétrafluoroéthylène (PTFE : téflon)</i>	<i>Implants vasculaires, chirurgie faciale, Cathéters, siège de valves cardiaques.</i>
	<i>Cellulosiques</i>	<i>Membrane de dialyse.</i>
	<i>Polyméthacrylate de Méthyle (PMMA)</i>	<i>Lentilles de contact rigides, cristallins artificiels, prothèse dentaire, lentilles intraoculaires, ciment orthopédique.</i>
	<i>Polyamide (PA)</i>	<i>Cathéters, sondes, fils de suture.</i>
	<i>Polycarbonate de bisphénol A (PC)</i>	<i>Eléments de dialyse, optique médicale.</i>
	<i>Polysulfone (PSU)</i>	<i>Eléments de cœur artificiel.</i>
Elastomères	<i>Silicone (Polysiloxane)</i>	<i>Cathéters, sondes, drains, lentilles de contact souples, prothèse de chirurgie esthétique, pansements pour plaie profonde.</i>
	<i>Polyuréthane (PEU)</i>	<i>Orthèse, matelas, bandes, pacemaker (isolant), Urologie, implants mammaires, valves cardiaques.</i>

b) Arrangement non linéaire

Dans ce type d'arrangement, on rencontre principalement :

- **Le polymère ramifié** : la chaîne principale est comparable aux chaînes secondaires ;

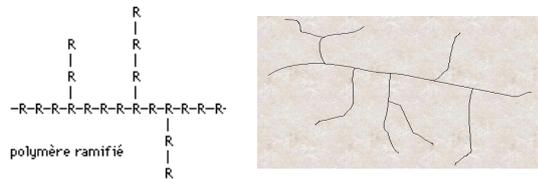


Fig. 20- Polymère ramifié

- **Polymère réticulé** : les deux extrémités des ramifications sont attachées aux chaînes principales de molécules différentes, donc la réticulation attache toutes les molécules de polymère ensemble. Comme elles sont attachées, quand on chauffe le caoutchouc, les molécules ne peuvent pas s'écouler les unes sur les autres. C'est pourquoi le polymère ne fond pas. De même comme toutes les molécules sont attachées entre elles, elles sont difficiles à séparer. C'est pourquoi le caoutchouc vulcanisé de Charles Goodyear ne devient pas fragile quand il est refroidi.

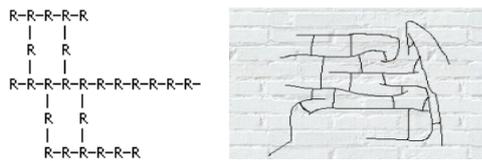


Fig. 21- Polymère réticulé

- **Polymère en étoile** : les bouts de plusieurs chaînes de polymères sont attachés en un point commun ;



Fig. 22- Polymère en étoile

- **Polymère dendrite** : les branches poussent sur des branches et d'autres branches poussent sur ces branches.

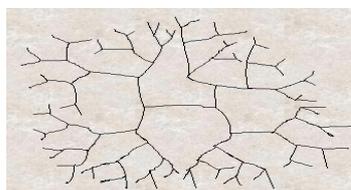


Fig. 23- Polymère dendrite

1.1.6.4.2. Principaux classes des polymères

Il est possible de classer les polymères selon différents critères :

a) Selon leur mode d'application, on peut distinguer :

- **les implants préformés** (ex : prothèses, sondes, fils, ...etc.),
- **les implants injectables**, où les macromolécules sont en réalité dissoutes dans un liquide pour former un gel,
- **les polymères revêtus**, où le polymère est utilisé en couche mince pour modifier les propriétés de surface d'un autre matériau.

b) Selon leur origine, on distingue :

- **les polymères naturels**, c'est-à dire trouvés en l'état dans la nature (ex : acide hyaluronique extrait de crêtes de coq),
- **les polymères artificiels ou régénérés**, obtenus par modification chimique d'un polymère naturel (ex : latex, collagène réticulé, etc.),
- **les polymères synthétiques**, entièrement fabriqués par l'homme à partir de petites molécules réactives, appelées monomères.

c) Selon leur mise en œuvre et leur comportement mécanique, on distingue :

➤ **Les polymères thermoplastiques** : peuvent être déformés plastiquement sous l'effet de la température. Ce phénomène est réversible et théoriquement répétable : il est alors possible de changer plusieurs fois leur forme, ce qui autorise leur recyclage. Ils peuvent être durs et mous. Cela est dû au fait qu'ils ont une température au-dessus de laquelle ils sont mous et déformables, et en-dessous de laquelle ils sont durs et fragiles. Cette température s'appelle température de transition vitreuse (Tg). Cette Tg est différente pour chaque plastique. A température ambiante certains plastiques sont au-dessus de leur Tg, et sont mous. D'autres sont au-dessous de leur Tg et sont durs. Parfois on ajoute des additifs au plastique pour le rendre plus mou et plus déformable. Ces additifs s'appellent des plastifiants.

La différence entre les thermoplastiques et les thermodurcissables réside dans la nature de la liaison entre les chaînes. La liaison entre les chaînes d'un thermoplastique est faible (il peut donc changer d'état avec une élévation de température) alors que dans le cas d'un thermodurcissable, elle est forte et donc définitive.

Parmi les thermoplastiques on trouve Les polymères vinyliques, sont faits de monomères vinyliques, c'est-à dire de petites molécules contenant des doubles liaisons carbone-carbone. Ces vinyliques sont : le polyéthylène(PE), le polypropylène(PP), le polystyrène (PS), le polychlorure de vinyle (PVC), le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), le polytétrafluoroéthylène (PTFE). Ainsi que les polyesters (PET), les polycarbonates (PC) et les polyamides (PA).

➤ **Les polymères thermodurcissables** : ne peuvent pas être recyclés, car leur forme, conférée dans un moule selon un processus chimique, est définitive. Ils sont plus durs et plus rigides que les polymères thermoplastiques.

Les principaux polymères thermodurcissables sont :

- les époxydes ;
- les phénoliques ;
- les polyimides.

➤ **Les élastomères (caoutchoucs)** : se caractérisent par leur grande déformabilité, avec par exemple des allongements réversibles jusqu'à 1000 % de leur longueur initiale. Les plus utilisés sont : la silicone et le Polyuréthane.

➤ **Les élastomères thermoplastiques** : appartiennent à une nouvelle catégorie de polymères qui allient la déformabilité des élastomères à la recyclabilité des thermoplastiques.

1.1.6.4.3. Les principaux problèmes [19,45]

Les principaux problèmes mal résolus sont avec :

➤ **Les polymères non résorbables** :

- Instabilité au rayonnement gamma ;
- Réactivité à certains types de médicaments ;
- Variabilité de chaque "lot" ;
- Stabilité hydrolytique ;
- Calcification ;
- Risques liés aux additifs, aux composants de bas poids moléculaire, aux produits de Dégradation in vivo, aux produits résiduels de stérilisation ;
- manque de base de données pour évaluer les propriétés de surface, les réactions de biocompatibilité, la mutagénicité/carcinogénicité, etc. ;
- Manque de standards.

➤ **Les polymères biorésorbables** :

- Manque de mesures de dégradation et de biorésorption ;
- Effets biologiques des produits de dégradation ;
- Effets des enzymes sur la dégradabilité ;

- Érosion de surface ou érosion de la masse ;
- Effets de la stérilisation sur la biodégradabilité ;
- Effets de la stérilisation sur les agents pharmacologiques incorporés au polymère ;
- Effets sur la cicatrisation ;
- Remplacement des tissus naturels.

➤ **Les polymères biostables :**

- Stabilisation biologique ;
- vieillissements physique et chimique ;
- Effet de la stérilisation.

➤ **Les polymères bioactifs :**

- Interactions avec les éléments vivants (macromolécules, cellules, organes, ... etc.) ;
- Devenir en cas d'utilisation limitée dans le temps ;
- Effets biologiques positifs ou négatifs.

1.1.6.5. Les textiles [6]

Les textiles deviennent de plus en plus fonctionnels dans leurs applications techniques. Près de 10% du volume mondial des textiles techniques sont employés dans le médical et la santé. Ils sont généralement désignés pour les biotextiles, il s'agit de prothèses permanentes ou provisoires. Ces matériaux doivent être biocompatibles voire biorésorbables après leur implantation dans le corps humain. Ce domaine représente certainement la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables. Ces produits peuvent cependant être encore optimisés (biocompatibilité, stérilité, étanchéité, fonctionnalisation,...) grâce aux applications développées par les nouvelles technologies dans tous les domaines (orthopédie, odontologie,etc.)

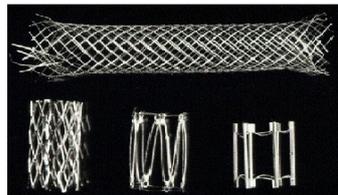


Fig. 24- Textile des stents [44]

1.2. Les prothèses

1.2.1. Définition [49]

Une prothèse est un dispositif artificiel destiné à remplacer une partie anatomique de l'organisme (portion de membre, membre complet, organe ou articulation) d'une façon aussi fonctionnelle et esthétique que possible.

Les prothèses désignent des appareils très différents les uns des autres, allant des prothèses complètes de membre sectionné ou amputé aux prothèses valvulaires cardiaques, en passant par les prothèses dentaires, acoustiques, etc.

L'apparition de nouveaux matériaux, résistants, légers, flexibles, bien tolérés par l'organisme permet à la recherche d'envisager la substitution d'un membre ou d'un organe et le contrôle total des mouvements et des fonctions par le cerveau. Les domaines dans lesquels les prothèses sont proposées sont de plus en plus nombreux, grâce aux progrès de la technologie robotique et à la micronisation de cette technologie.

1.2.2. Historique [50]

L'histoire des prothèses remonte à l'aube de l'humanité. Elles sont liées au développement des civilisations et des cultures et aux découvertes et inventions dans le domaine de la médecine. Les premiers hommes, dès qu'ils adoptèrent la station debout, ont naturellement cherché à conserver cette posture. Il leur a fallu donc trouver des béquilles et des aides pour remplacer leur membre amputé ou estropié.

Les plus vieilles prothèses retrouvées datent des Egyptiens. Grecs et Romains ensuite en ont aussi fabriqué. Puis, pas grand chose jusqu'au Moyen-âge avec surtout des prothèses pour les combats. La Renaissance et le renouveau du développement des sciences (médecine, chirurgie) ont largement contribué à un nouvel essor de l'appareillage. Mais c'est surtout la révolution industrielle du XIXe siècle et les deux Grande Guerre qui ont permis le développement du monde prothétique et une meilleure prise en charge des amputés. Les anciens principes et concepts sont toujours de mise, mais grâce à l'évolution de la technologie et des matériaux, leur application en est démocratisée et bien plus physiologique.

1.2.3. Difficultés techniques [51]

L'élaboration d'une prothèse pose les problèmes suivants :

- la manière dont elle va simuler l'action de la partie remplacée (biomécanique, ergonomie) ;
- la tolérance de l'organisme vis-à-vis de ce corps étranger ;
- dégradation chimique du matériau dans le corps humain (par corrosion) ;

- usure mécanique, et notamment du fretting (usure sous un faible débattement, avec accumulation des produits d'usure au niveau de la surface de contact) ;
- lorsque les produits d'usure s'échappent, ils peuvent provoquer des granulomes : étant des corps étrangers, ils sont absorbés par les macrophages, formant les granulomes ; ces granulomes entraînent une résorption de l'os autour de la prothèse (ostéolyse périprothétique) ce qui fragilise l'ancrage et rend problématique le remplacement ;
- l'esthétique.

1.2.4. Différents types de prothèses

La figure ci-dessous montre quelques-unes des prothèses actuellement disponibles en chirurgie humaine.

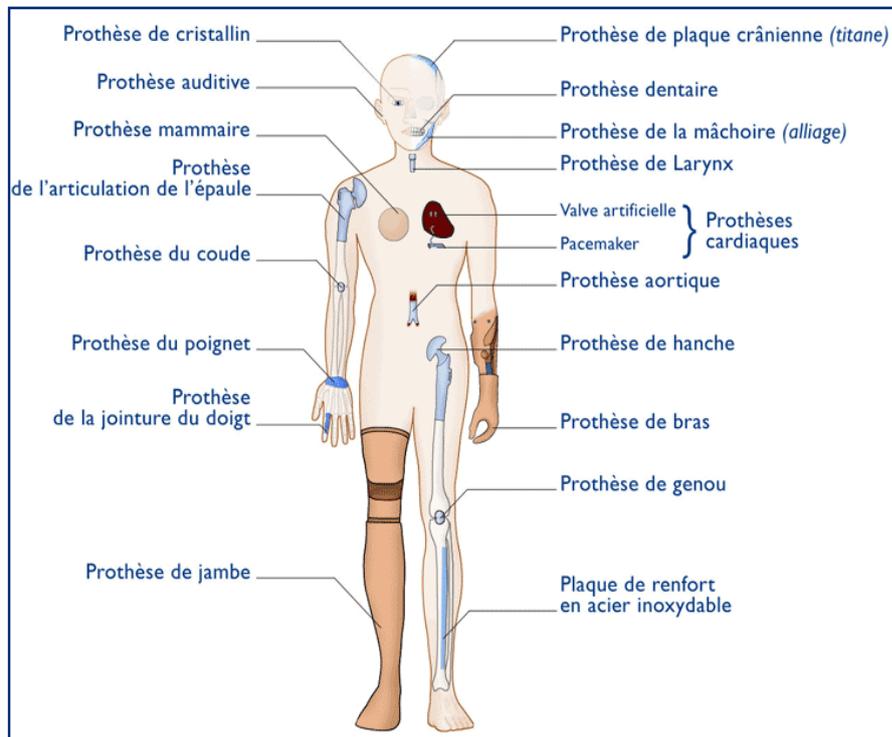


Fig. 25- Différents types de prothèses [2]

Chapitre 2

Prothèses dentaires et matériaux utilisés

2.1. Généralités sur les prothèses dentaires

2.1.1. Définition et historique [53,54]

La prothèse dentaire est la partie de la dentisterie qui s'occupe essentiellement de remplacer les dents manquantes par des substituts artificiels pour permettre une bonne distribution des forces au cours de la mastication et empêcher les sollicitations anormales des dents restantes. La nature de la restauration dépend de l'état des dents et des structures de soutien.

Donc, le remplacement des dents a pour but de :

- Restaurer la fonction masticatoire ;
- Restaurer l'esthétique ;
- Maintenir la santé des structures buccales ;
 - ✓ Eviter la migration ou version des dents restantes,
 - ✓ Eviter la surcharge des dents restantes (mobilité et usure),
 - ✓ Favoriser le maintien du parodonte,
 - ✓ Eviter les pathologies des muscles des mâchoires et de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM).

Bien longtemps avant 1^{ère} chrétienne, les Phéniciens, les Etrusques, les Grecs, les Chinois, avaient tenté de rétablir l'intégrité d'un sourire. Peu de documents permettent cependant d'affirmer d'une façon certaine, la date où la prothèse dentaire fit son apparition. Au début du XVI^e siècle, en Suisse, une édentation totale était traitée à l'aide de deux prothèses taillées dans un fémur de bœuf et reliées entre elles par deux ressorts. L'objectif d'une telle restauration était uniquement constitué par le rétablissement de l'esthétique.

Mais tout cela a très peu évolué au cours des siècles et on peut dire que la médecine dentaire moderne a fait réellement ses débuts en 1728 quand le Français FAUCHARD publia un traité décrivant plusieurs types de restaurations dentaires y compris une méthode pour la construction de dents artificielles à partir de l'ivoire. En 1756, Philippe PFAFF fut le premier à mettre au point une technique d'empreinte. PFAFF utilisait de la cire, qu'il ramollissait à la chaleur et dans laquelle devait mordre le patient. Le dentiste remplissait alors de plâtre le négatif obtenu et enlevait la cire. Cette

remarquable découverte ne fut exploitée malheureusement qu'une centaine d'années plus tard.

La seconde moitié du XIXe siècle fut marquée par les premières recherches sur la porcelaine et sur l'amalgame. Toutefois, avec les années d'expériences, on se rendit rapidement compte que la qualité des matériaux utilisés variait énormément et ceci non seulement d'une marque de fabrique à l'autre, mais également chez le même producteur. Dans l'intention de contrôler la constance de la qualité des produits mis en vente sur le marché, une société dentaire américaine, dite ADA (American Dental Association), établit en 1928 des normes concernant les propriétés que doivent avoir les matériaux utilisés en médecine dentaire.

2.1.2. Anatomie [55]

2.1.2.1. Ostéologie

L'architecture osseuse est une donnée très importante. Elle joue un rôle important dans l'observation clinique avant toute restauration prothétique. Elle détermine la forme et le volume des surfaces d'appui.

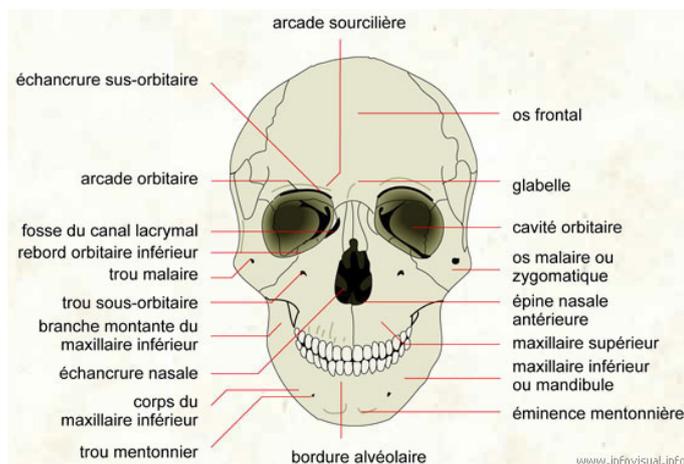


Fig.30- La tête osseuse (vue antérieure) [56]

Les figures 30 et 31 rappellent la situation relative des os composant le crâne et le massif facial.

Elles mettent en évidence l'influence des dents sur la hauteur de l'étage inférieur de la face, et les différences existant entre le maxillaire supérieur et la mandibule.

Les os maxillaires supérieurs sont intégrés au massif facial. La pressions qu'ils reçoivent sont transmises à tous les os qui composent le massif cranio-facial par l'intermédiaire de poutres de résistance verticales et horizontales.

Le maxillaire inférieur, ou mandibule, a une morphologie différente. Son rôle majeur dans toutes les fonctions provoque des modifications importantes, aussi bien dans sa forme générale que dans sa structure histologique.

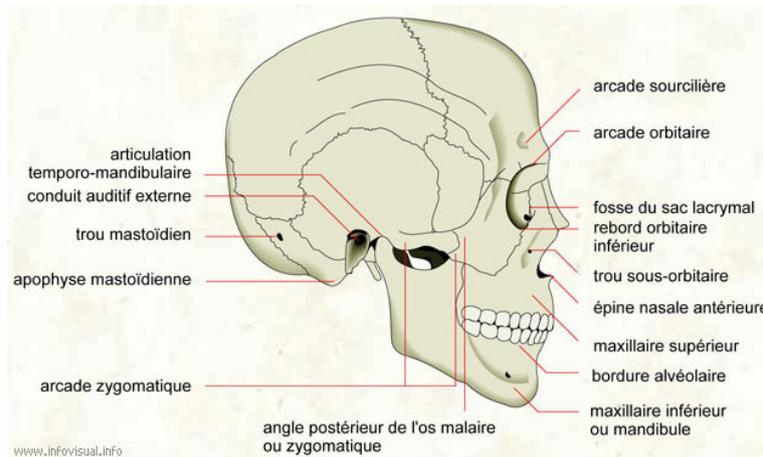


Fig.31- La tête osseuse (vue latérale) [56]

La figure 32 montre, dans le plan horizontal, les rapports existant entre l'arcade dentaire et toutes les travées osseuses qui reçoivent les forces enregistrées au niveau de la surface occlusale des dents. Ces travées sont constituées par des piliers verticaux tels que les apophyses ptérygoïdes, les poutres canines et zygomatiques. Ces lignes de force sont réunies à l'intérieur de l'arcade par les palatines des maxillaires et les lames horizontales des os palatins. A l'extérieur de l'arcade, l'ensemble est renforcé par la présence des véritables arcs-boutants : les os malaire, les arcades zygomatiques, les apophyses zygomatiques.

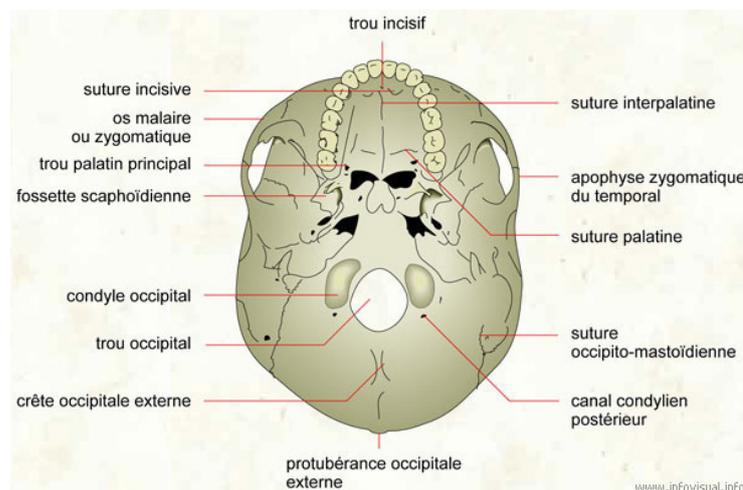
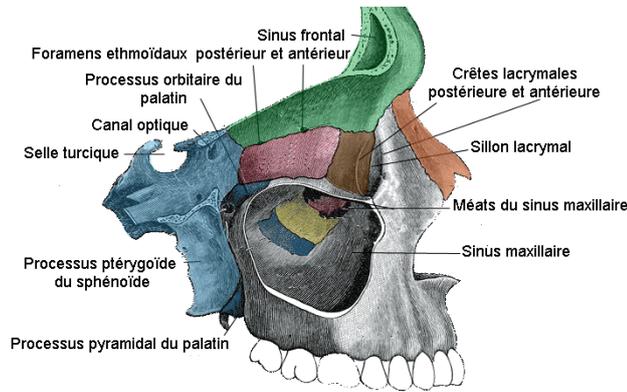


Fig.32- La base du crâne (face exocrânienne) [56]

2.1.2.1.1. Le maxillaire supérieur [55,57]

Le maxillaire supérieur est formé par la réunion de deux os symétriques de forme pyramidale, participant au massif facial. À son sommet, il forme le plancher des orbites. De chaque côté, il est creusé d'une cavité remplie d'air, le sinus maxillaire, en communication avec les fosses nasales. Il porte l'arcade dentaire supérieure.



Bleu clair : sphénoïde Bleu foncé : palatin Gris : maxillaire Rose : ethmoïde
 Marron : os lacrymal Orange : os propre du nez Jaune : cornet inférieur

Fig.33- Le maxillaire supérieur [58]

Sa base constitue le substratum osseux de la surface d'appui supérieure de la prothèse amovible. Sa face buccale constitue le squelette de la voûte palatine (fig. 34).

- 1 - Canal incisif
- 2 - Suture palatine médiane
- 3 - Palais osseux
- 4 - Suture palato-maxillaire
- 5 - Foramens grand et petit palatins
- 6 - Cornet moyen
- 7 - Lamé médiale du processus ptérygoïde
- 8 - Lamé latérale du processus ptérygoïde
- 9 - Vomer

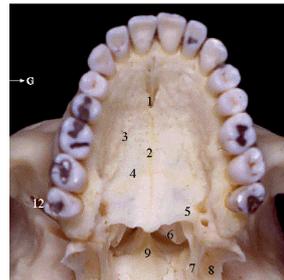


Fig.34- la voûte palatine [59]

La voûte palatine est formé par deux segments : un segment antérieur à grand axe oblique, en bas et en avant, qui appartient à l'os intermaxillaire ou incisif. Son inclinaison est un élément de stabilisation des prothèses.

2.1.2.1.2. Le maxillaire inférieur [55,57]

Le maxillaire inférieur est un os impair, médian et symétrique. Il constitue à lui seul le squelette de la mâchoire inférieure de la face. Appelé également mandibule, il s'articule avec les os temporaux de chaque côté du crâne. On décrit à cet os une partie horizontale ou corps et deux parties verticales ou branches montantes.

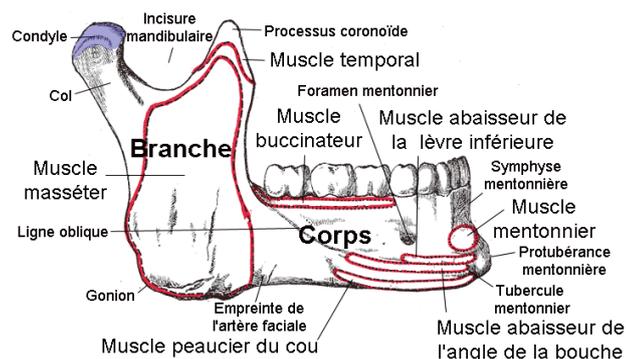


Fig.35- la mandibule (vue latérale) [60]

Le corps est formé d'un os basilaire, ou basal, compacte, et d'un os alvéolaire dont l'existence et l'importance dépendent de la présence des dents et du degré de résorption.

Les branches montantes n'ont aucune incidence sur les techniques d'empreinte, mais elles servent de surface d'insertion à tous les muscles masticateurs, élevateurs et propulseurs.

2.1.2.2. Myologie [55]

De tous les muscles de la tête et du cou, seuls seront illustrés ceux qui jouent un rôle dans l'esthétique, la vie affective et les principales fonctions qu'une prothèse amovible complète se proposent de restaurer. Parmi ces muscles, on cite :

2.1.2.2.1. Les muscles de l'expression

Ils sont groupés autour des yeux, du nez et de la bouche qu'ils animent. Ces derniers seulement ont une incidence sur le modelage des bords et de l'extrados des prothèses.

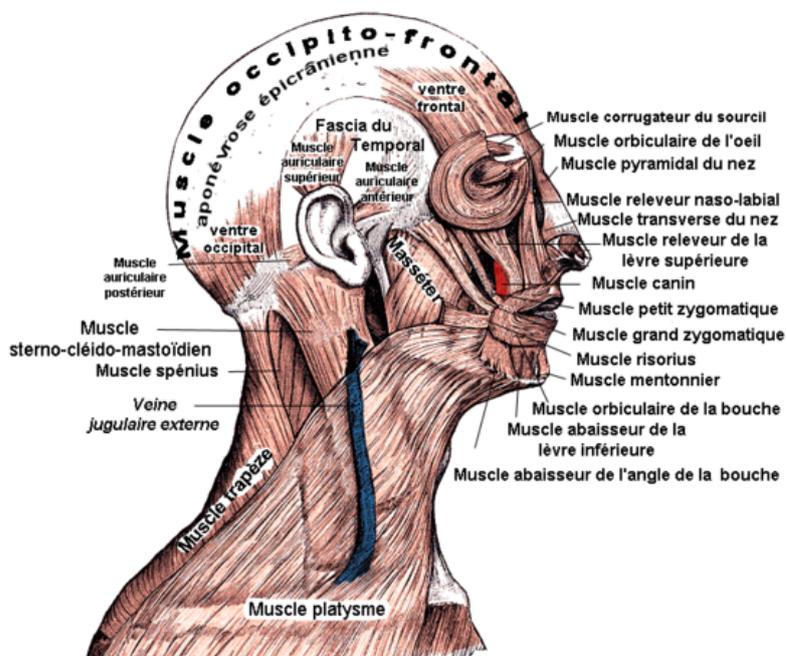


Fig.36- Muscle de la face (vue latérale) [60]

Les muscles qui sont groupés autour de la bouche sont :

- Muscle orbiculaire de la bouche ou muscle orbiculaire des lèvres ;
- Muscle compresseur des lèvres ;
- Muscle buccinateur ;
- Muscle risorius ;
- Muscle petit zygomatique ;
- Muscle grand zygomatique ;
- Muscle releveur naso-labial ou muscle élévateur de la lèvre supérieure et de l'aile du nez ;
- Muscle releveur de la lèvre supérieure ou muscle élévateur de la lèvre supérieure ;

- Muscle canin ou muscle élévateur de l'angle de la bouche ;
- Muscle abaisseur de l'angle de la bouche ou muscle triangulaire des lèvres ;
- Muscle abaisseur de la lèvre inférieure ou muscle carré du menton ;
- Muscle mentonnier ou muscle de la houppe du menton ;
- Muscle platysme ou peaucier du cou.

2.1.2.2.2. Les muscles masticateurs

Ils sont à l'origine de tous les mouvements et positions de la mandibule auxquels sont liés, d'une façon irrémédiable, les positions et mouvements de la langue et du plancher de la bouche. Ils s'insèrent sur les os du crâne et permettent la phonation mais aussi la déglutition, après avoir mastiqué les aliments. La respiration est accessoirement assurée par les muscles masticateurs. Leur incidence sur les qualités mécaniques de la prothèse ne peut être méconnue.

Parmi les différents muscles qui interviennent au cours de la mastication, il convient de distinguer :

- Les muscles abaisseurs (sous-hyoïdiens, sus-hyoïdiens),
- Les muscles élévateurs (masséter, temporal, ptérygoïdien interne),
- Les muscles propulseurs (ptérygoïdien externe).

Les muscles sous-hyoïdiens amarrent l'os hyoïde. Ils sont :

- ✓ Les muscles sterno-cléido-hyoïdiens,
- ✓ Les muscles omo-hyoïdiens,
- ✓ Les muscles sterno-thyroïdiens,
- ✓ Les muscles thyro-hyoïdiens.

Les muscles sus-hyoïdiens abaissent la mandibule en prenant comme point d'appui l'os hyoïde ainsi amarré

- ✓ Les muscles digastriques et stylo-hyoïdiens,
- ✓ Les muscles génio-hyoïdiens,
- ✓ Les muscles mylo-hyoïdiens.

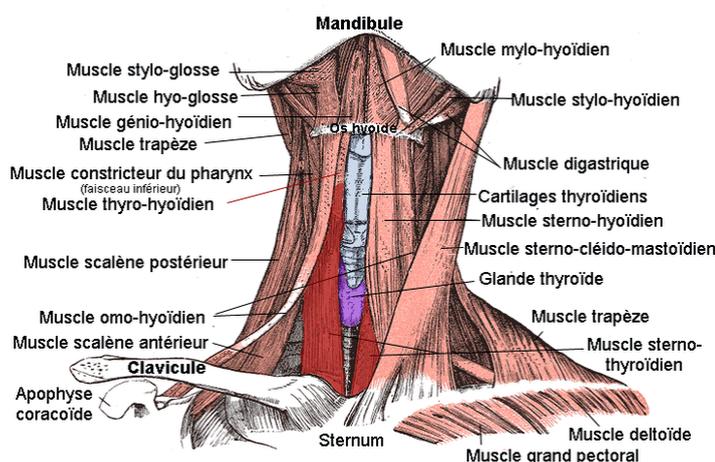


Fig.37- Muscle du cou (face ventrale) [61]

2.1.2.2.3. Les muscles de la déglutition

Ils sont les muscles de la langue, de la sangle labio-jugale, du voile et du pharynx. La langue occupe une situation stratégique entre la prothèse complète supérieure et la prothèse complète inférieure. Son anatomie et sa physiologie ont une importance considérable sur leur stabilité.

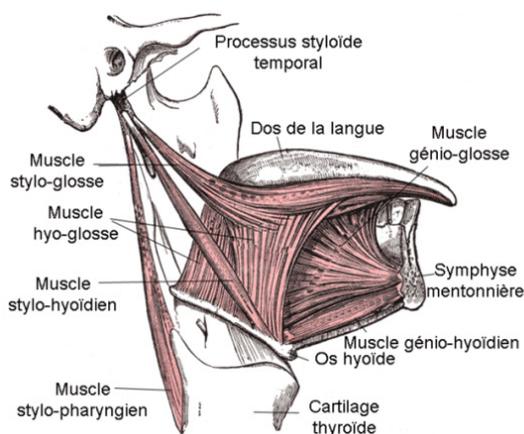


Fig.38- Muscles extrinsèques de la langue [62]

2.1.2.2.4. Les muscles de la phonation

Les organes les plus actifs sont les muscles qui modifient le volume du résonateur buccal, à savoir : les muscles du voile, du pharynx, des joues, des lèvres et de la langue.

2.1.3. Milieu buccal

La corrosion est la cause principale de dégradation des biomatériaux. Il est donc important de connaître les mécanismes responsables, pour la minimiser. La biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie a longtemps été définie par l'absence de processus de corrosion et de dégradation. L'environnement buccal est favorable à la biodégradation des métaux à cause de ses propriétés ioniques, thermiques, microbiologiques et enzymatiques qui accélèrent le processus de corrosion. En effet, dans la cavité buccale, il peut se produire des réactions électrochimiques qui font appel à des transferts de charges électriques.

La salive et les liquides biologiques sont des milieux électrolytiques qui assurent la conduction ionique. Il est important de souligner la grande variabilité de ces milieux d'un individu à l'autre, mais aussi chez un même patient d'un moment de la journée à l'autre. Certaines caractéristiques physico-chimiques de ces milieux, telles que le potentiel d'oxydo-réduction, la conductivité électrique et le pH, ont une très grande influence sur les phénomènes éventuels de corrosion [63].

Les patients porteurs d'appareillage orthodontique sont sujets à des changements du milieu buccal telle une baisse du pH salivaire [64]. La grande

population de bactéries et de champignons présents en bouche accélère la corrosion des appareillages orthodontiques. De plus, les acides organiques et enzymes, en particulier, peuvent affecter les métaux. Le pH a également une action sur la vitesse de corrosion.

Une alimentation riche en chlorures de sodium ajoutée à de grandes quantités de boissons acides (acide phosphorique), constituent une source continue d'agents corrosifs malgré la durée d'exposition relativement courte.

Un respirateur buccal en milieu urbain inhale, en moyenne 1 m³ d'air toutes les deux heures avec un potentiel de consommation entre 0,11 mg et 2,3 mg de sulfure dioxyde. Or le sulfure dioxyde et le sulfure d'hydrogène sont tous les deux incriminés dans la ternissure et la corrosion des métaux implantaires [65].

Les micro-organismes peuvent libérer divers métabolites dans l'espace oral (ammoniaque, sulfure d'hydrogène, acides gras, indole, polyamines) [66]. La plaque dentaire ou plaque bactérienne peut être définie comme un enduit mou, dense et jaunâtre, persistant et adhérent qui se dépose sur les surfaces des dents, des matériaux et des muqueuses. Elle se développe en quelques heures en l'absence de brossage, et ne peut être éliminée par simple rinçage à l'eau. Dans certaines conditions, les bactéries présentes dans le milieu buccal s'accrochent à la surface de la pellicule acquise. Cette pellicule, qui est colonisée par les organismes bactériens, correspond à un film glycoprotéinique acellulaire d'origine salivaire protégeant les surfaces dentaires [67]. L'alimentation agit localement sur le métabolisme de la plaque bactérienne et particulièrement sur sa capacité de produire des acides [68, 69, 70]. L'acide lactique est donc libéré par les bactéries dans la cavité buccale. La notion de plaque bactérienne est aujourd'hui remise en question par la notion de biofilm. Un biofilm est défini comme une succession d'agrégats bactériens étroitement liés adhérent aux surfaces naturelles ou artificielles dans un environnement aqueux qui suit un véritable flux circulatoire et contient une concentration suffisante de nutriments permettant d'assurer les besoins métaboliques des populations présentes [71,72].

2.1.4. Forces

2.1.4.1. Forces et mouvements dentaires [74]

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

- Une force verticale passant par l'axe vertical de rotation de la dent ;
- Une force vestibulolinguale dans le plan VL passant par le grand axe de la dent ;
- Une force mésiodistale dans le plan MD 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.

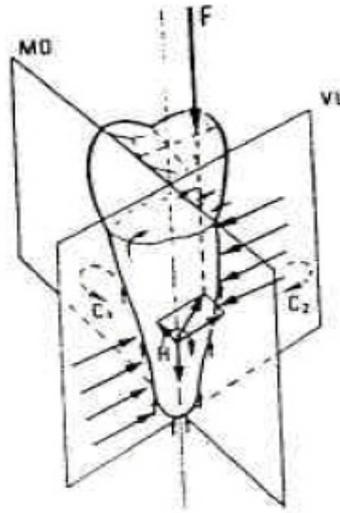


Fig.39- Force appliquée excentriquement sur la face occlusale amène selon Tylman : [75]

Chaque force s'appliquant en un point de la couronne pourra être décomposée et analysée selon le système défini d'axes et de plans :

- Des effets de torsion dans le plan mésio distal (C1) et dans le plan vestibulo lingual (C2) ;
- Des réactions sur la racine provoquées par la charge axiale ;
- Des contraintes induites selon deux 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.

Au cours des mouvements de latéralité, il y a souvent association de deux mouvements alternés, flexion et torsion, qui entraînent une déformation réversible de la prothèse dentaire et une sollicitation des ancrages. A ceux-ci s'ajoute un troisième mouvement, le glissement, qui est développé au cours des mouvements transversaux condyliens. Ces trois mouvements sont dits micromouvements. 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 éviter ce type de mouvements [78].

2.1.4.2. Différents types de forces

Parmi les forces actives dans l'environnement oral, quatre groupes sont à considérer [76] :

a) Les forces fonctionnelles

- **Les forces de basse intensité et de longue durée** : Ce sont les forces exercées par la musculature de la langue et des lèvres au repos. Ces forces sont à l'origine de la forme des arcades dentaires et c'est ce type de force qui induit les déplacements orthodontiques des dents.

- **Les forces masticatoires** : elles sont, de haute intensité mais de courte durée, totalement dissipées dans le parodonte et n'influencent pas la position des dents.

b) Les forces pathologiques

- **Les forces masticatoires avec pic** : peuvent provoquer des fractures cohésives.
- **Les forces parafonctionnelles** : sont excessives en intensité et en durée. Elles peuvent être à l'origine d'abrasion de fractures et en fonction de leur durée de déplacements dentaires.

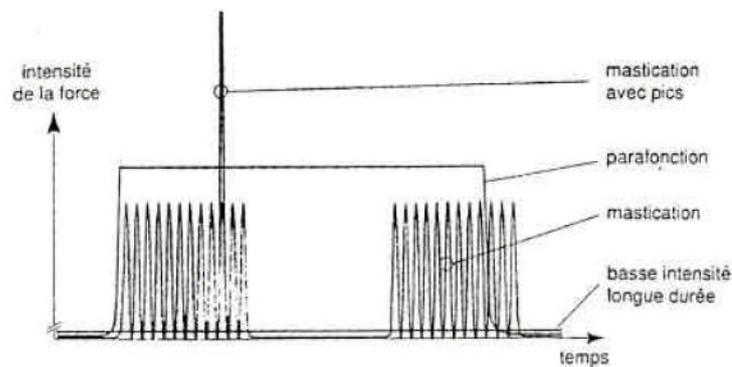


Fig.40- Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral (D'après Wiskott) [76]

2.1.4.3. Forces masticatoires

La mastication vient du terme grec « mâchoire ». C'est un processus mécanique formant la première étape de la digestion. Le mouvement vertical d'ouverture-fermeture réalisé par la mandibule forme la mastication.

Le système masticateur est composé, des dents (voir annexe 4), de la langue, des muscles masticateurs et de l'articulation temporo-maxillaire (voir annexe 3).

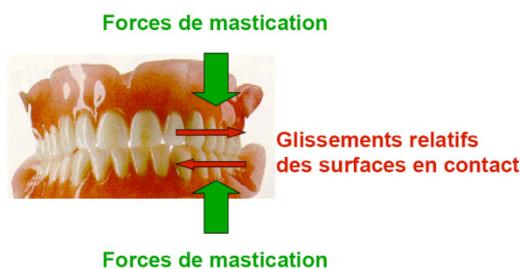


Fig.41- Forces masticatoires [78]

Le cycle masticatoire est beaucoup trop complexe. Seul ce qui se passe lors de la morsure de l'aliment nous intéresse. A ce propos, selon SLAGTER et VAN DER BILT [77], les derniers millimètres avant l'occlusion d'intercuspidie maximale sont assimilables à un mouvement de translation vertical. Ce mouvement permet une analyse simple des résultats.

Une mauvaise répartition des charges entraîne une affluence des forces masticatoires sur, l'occlusion, la malposition dentaire et la carie. Cela conduit à une répartition non équilibrée de la mastication qui peut engendrer un dysfonctionnement. Ce dernier a une influence au niveau musculaire et à long terme au niveau osseux.

Lorsque les forces transmises par la dent au parodonte sont trop violentes pour permettre à ce dernier de s'y adapter il se produit des lésions dans le système d'ancrage de la dent appelées traumatisme occlusal. Un traumatisme occlusal est une lésion dégénérative qui se produit quand les forces occlusales dépassent la capacité d'adaptation des tissus parodontaux de soutien. Il est caractérisé par l'effondrement des fibres du ligament parodontal, une résorption osseuse, un élargissement de l'espace ligamentaire parodontal et une mobilisation des dents. [79]

La force masticatoire peu être évaluée par, une électromyographie, un dynamomètre ou une jauge de contrainte.

2.1.4.4. Intensité des forces masticatoires

La force masticatoire normale dépend des aliments absorbés : pour de la purée, des crème et autres aliments mous, elle est de quelques newtons, pour des carottes ou de la viande dure d'environ 70 à 150 N, et elle dépasse 200 N même pour les aliments très durs. La dureté des aliments et le nombre de cycles de mastication peuvent influencer les forces fonctionnelles ; si une force demeure constante mais le nombre de cycles de mastication augmente, la force totale augmente aussi. Les forces s'appliquent normalement pendant un laps de temps assez court [80].

Les forces de mastication de la dentition naturelle et l'implant varie sur une large plage (Bozkaya et al. 2004), par exemple entre 200 et 900N. Selon CARLSSON, chez des édentés totaux appareillés, la morsure atteint environ 70 à 80N. La composante occlusale de la force de mastication est habituellement entre 75 et 200N pour une prothèse complète, et entre 40 et 400N pour un implant prothétique en charge (Lee et al. 2005) [116]. Vaillancourt et al ont suggéré qu'un chargement fonctionnel approprié de 50 N est suffisant pour un implant prémolaire.

Les forces de mastication sont beaucoup plus élevées dans la partie postérieure que dans la partie antérieure (Körber et Ludwig, 1983). Schwarz a recommandé que la partie molaire puisse supporter une force de mastication supérieure de trois fois à la force que connaît la partie canine. Si l'on affecte le chiffre 100 à la force développée par les muscles élévateurs de la mandibule, la force appliquée sur la première molaire n'est plus que de 70 et sur les incisives de 30 [81]. Les bords libres des incisives mandibulaires

sont en contact avec les faces palatines des incisives maxillaires au niveau de la zone d'inflexion de la convexité à la concavité (tiers moyen) [74].

Dans le cas de dents cuspidées, Les forces transmises sont beaucoup plus nombreuses. Les six pans cuspidiens en affrontement (trois contre trois) provoquent six forces résultantes dont quatre s'exercent vers l'intérieur et seulement deux vers l'extérieur [82].



Fig.42- Surfaces convexes des cuspidés (D' après Michel Vignon et Coll.) [74]

2.1.5. Principes biomécaniques [83]

Une prothèse dentaire en fonction doit respecter les trois principes biomécaniques suivants :

- **sustentation** : C'est la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens occluso-cervical, durant la mastication d'aliments durs ;
- **Rétention** : C'est la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le sens cervico-occlusale, durant la mastication d'aliments collants ;
- **Stabilité** : C'est la résistance aux forces appliquées à une prothèse dans le plan horizontal, dus à des contacts occlusaux en plans inclinés.

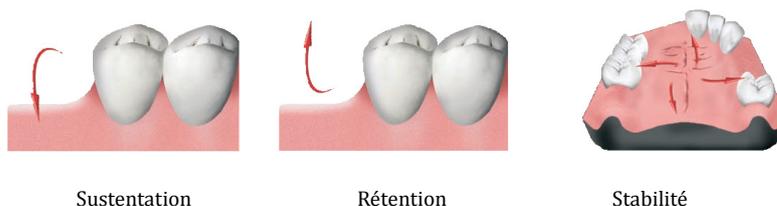


Fig.43- Les trois principes biomécaniques [86]

2.1.6. Élaboration et Conséquences des prothèses dentaires

La réalisation d'une prothèse dentaire est complexe. Elle nécessite de nombreuses étapes pour atteindre et optimiser le résultat final. Ce résultat dépend tant de facteurs anatomiques et fonctionnels que d'aspects techniques.

La réussite est en partie conditionnée par l'obtention d'un modèle de travail reflétant avec exactitude les réalités anatomiques et fonctionnelles. Ce résultat ne peut être obtenu qu'en respectant scrupuleusement toutes les étapes d'élaboration de la prothèse et plus particulièrement des empreintes préliminaires et secondaires [84].

L'empreinte préliminaire est obtenue avec un porte-empreinte de série et un matériau précis, peu onéreux, destiné à la réalisation du modèle d'étude et du porte-empreinte individuel.

L'empreinte secondaire, anatomo-fonctionnelle, est plus complexe. Elle est construite avec un porte-empreinte individuel, réalisé sur le modèle issu de l'empreinte préliminaire. Les matériaux utilisés sont multiples et spécifiquement adaptés à la technique choisie. Le résultat obtenu doit préfigurer l'intrados et les bords de la future prothèse.

L'empreinte préliminaire et l'empreinte secondaire sont indissociables. Les différents matériaux utilisés dans les deux empreintes sont complémentaires.

C'est à partir des empreintes de la cavité buccale du patient, effectuées par le chirurgien-dentiste, que le prothésiste dentaire débute son travail. Le prothésiste, technicien en prothèse, est l'artisan qui conçoit, réalise, répare ou modifie des appareils de prothèses dentaires. Il choisit le matériau qui s'avère le plus adapté : céramique, résine, métaux (or, platine, etc.), pâtes thermoplastiques, en tenant compte de la demande du patient (une prothèse en céramique est plus coûteuse qu'une prothèse métallique) et de l'emplacement de la prothèse dans la bouche. Puis il sculpte, moule ou modèle. Après la fabrication, il effectue les finitions : ponçage, meulage et polissage à l'aide de machines et de matériaux abrasifs, et enfin coloration par application au pinceau de poudres et de porcelaine. Une fois la prothèse achevée et essayée sur le patient, il peut intervenir à nouveau, à la demande du praticien, pour d'éventuelles finitions et ajustements. Le prothésiste doit donc posséder une connaissance parfaite de la morphologie dentaire, un sens de l'harmonie et de l'esthétique faciale [53].

Toutes les prothèses dentaires ont une durée limitée. Elles doivent donc être vérifiées régulièrement et renouvelées environ tous les cinq ans. Plusieurs raisons motivent le renouvellement d'une prothèse dentaire et ce sont les plus lourdes de conséquences qui sont malheureusement méconnues du grand public. Nous en énumérons quelques-unes ci-dessous [87].

En premier lieu, mentionnons l'instabilité de la prothèse. Au cours des années, la gencive se résorbe et, lorsque la prothèse n'est pas ajustée régulièrement, elle n'offre que peu de points d'appui en bouche. Ce phénomène engendre une certaine mobilité et la friction de la prothèse sur les tissus buccaux cause graduellement des inflammations et des irritations. Ces dernières sont souvent indolores et le patient s'y adapte. Après un certain temps, il y a formation d'un tissu hyperplasique et, dans certains cas; celui-ci devra subir une ablation chirurgicale avant qu'une nouvelle prothèse puisse être mise en bouche. Un autre facteur entre également en ligne de compte au cours des années. Les dents jaunissent, perdent de leur éclat et l'acrylique s'affaiblit; les dents subissent une usure. L'espace entre les dents augmente en conséquence et le patient doit fournir un effort supérieur à la normale afin d'obtenir une mastication efficace. À la longue, ces changements engendrent des problèmes au niveau de l'articulation et peuvent occasionner des maux de tête, d'oreille ou de cou.

En dernier lieu, mentionnons l'importance de corriger le support des lèvres. A cause de la résorption des gencives, il se forme de petits plis autour des lèvres ainsi que des creux latéraux à la base du nez, et les patients paraissent plus âgés. Un tel inconvénient est facilement corrigé par le denturologiste.

2.2. Différents types de prothèses dentaires [53, 91]

Il existe trois types principaux de prothèses dentaires, chacune servant à résoudre un problème particulier :

- Prothèse conjointe ;
- Prothèse adjointe ;
- Prothèse sur implant.

2.2.1. Prothèse conjointe

La prothèse conjointe (fixée, scellée, définitive), destinée à rester en bouche aussi longtemps que possible, reconstitue la dent en se rapprochant le plus possible d'une dent naturelle. Il peut s'agir d'une couronne unitaire qui remplace tout ou partie d'une dent délabrée. Cela peut être aussi un bridge (pont) qui remplace une ou plusieurs dents absentes en prenant appui sur des dents voisines que l'on doit couronner à cet effet, ou bien une dent à tenon (pivot) se fixant dans la racine.

2.2.1.1. Couronne

La couronne, est une bêche qui s'adapte au-dessus de la dent, permet de reconstituer une dent délabrée ou encore de corriger un défaut de forme, de teinte ou une malposition dentaire. Elle peut être simple ou associée à un inlay-core.

Selon l'emplacement de la dent ou les exigences esthétiques du patient, la couronne choisie peut être, entièrement en métal (acier, Ni-Cr, Cr-Co, alliage semi

précieux contenant de l'or blanc, alliage précieux à base d'or jaune), en céramique avec une chape métallique (céramo-métallique), en céramo-métallique à tenon, entièrement en céramique (céramo-céramique), ou en céramo-céramique à tenon.



Fig.44- Différents types de couronnes [88]

2.2.1.2. Bridge

Le bridge permet de, remplacer une ou plusieurs dents absentes en s'appuyant sur les dents adjacentes, corriger la fonction de la dent manquante ainsi que l'esthétique. Il est possible de réaliser un bridge de plus grande étendue pour remplacer plusieurs dents, il faut prendre appui sur plusieurs dents (les piliers). Tout comme la couronne, le bridge dentaire peut être métallique, céramo-métallique ou tout en céramique. Il est scellé ou collé. La prothèse est rapidement et facilement intégrée dans la cavité buccale.

Le bridge joue un double rôle : il couronne les dents abimées et remplace la dent manquante.



Fig.45- Bridge en céramo-métallique [89]

2.2.1.3. Inlay-core

En cas de dent trop délabrée pour être reconstituée au fauteuil, il faut réaliser un inlay-core. Cet inlay-core, ou reconstitution coulée, généralement en titane, est un faux moignon ancré dans la racine de la dent par un tenon qui servira d'ancrage à la couronne au dessus.

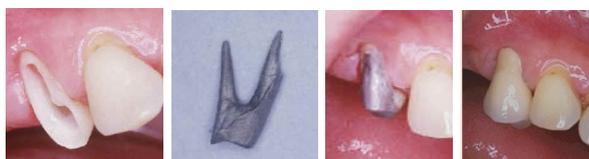


Fig.46- Pose de l'inlay-core et de la couronne [88]

La tendance actuelle est de réaliser un inlay-core en or jaune et une couronne en céramique.



Fig.47- inlay-core en or et couronne en céramique [88]

2.2.2. Prothèse adjointe

La prothèse adjointe (amovible, transitoire), destinée à rester en bouche pendant un temps limité, permet de remplacer les dents manquantes et la gencive. C'est une solution d'attente de cicatrisation, d'aménagement tissulaire permettant de restaurer rapidement l'esthétique et la fonction. Cette solution est retenue dans le cas où la pose d'une prothèse conjointe est impossible.

Ce type de prothèse a l'avantage d'être économique et rapide à réaliser, mais est redouté par les patients pour son amovibilité et son encombrement.

Elle comporte une base servant de support aux dents artificielles. Le plus souvent, cette base est en résine acrylique imitant la gencive alors que les dents artificielles sont en résine acrylique ou en céramique (porcelaine). Les dents en porcelaine sont très esthétiques et bien plus robustes que les dents en acrylique. Leur inconvénient majeur est qu'elles font du bruit quand elles claquent. La base de la prothèse s'appuie, en partie sur les dents restantes, en partie sur la gencive et l'os sous-jacent. L'armature peut-être en métal coulé, qui permet d'obtenir des plaques plus fines, pour réduire la surface d'appui et de bien respecter la gencive autour des dents restantes.

Deux possibilités existent :

- une prothèse adjointe partielle (PAP) dans le cas où il reste encore des dents en bouche ;
- une prothèse adjointe totale (PAT) dans le cas où il ne reste plus de dent.

2.2.2.1. Prothèse adjointe partielle

C'est une prothèse qui remplace une ou plusieurs dents de la mâchoire. Sa tenue est assurée par des crochets qui, dans certains cas, peuvent être visibles. Elle doit être retirée tous les jours pour le nettoyage. Cette prothèse est facilement réparable et évolutive (des dents extraites par la suite peuvent être rajoutées sur l'appareil). Elle est constituée d'une base en résine (prothèse en résine) ou d'une armature métallique (stellite), elle est garnie de selles acryliques supportant les dents de remplacement.

La résine convient pour les appareils provisoires qui s'imposent au moment des extractions dentaires ; elle permet des réalisations moins onéreuses. En effet, la plaque de résine écrase la gencive et les crochets risquent de carier les dents restantes.



Fig.48- Prothèse en résine du maxillaire supérieur [88]

Beaucoup plus confortable et moins encombrant, le stellite, prothèse d'armature de métal, remplace aujourd'hui les prothèses en résine. Il est confectionné avec un alliage à base de chrome-cobalt, biocompatible, ayant une bonne résistance à la corrosion. Il est très solide et plus léger que la prothèse en résine acrylique. Il ne gêne que très peu les mouvements de la langue tout en diminuant la période d'adaptation. Maintenu en bouche à l'aide de crochets et d'appuis sur quelques dents naturelles, il s'intègre parfaitement et présente une grande stabilité. Dans certains cas, les crochets visibles et inesthétiques peuvent être remplacés sur ce type de prothèse par des attachements invisibles (boutons pression).



Fig.49- Stellite du maxillaire inférieur [88]

Mais la raison pour laquelle on le considère comme une prothèse de qualité supérieure, c'est parce que, munie d'appuis, il n'écrase pas les tissus buccaux et n'endommage pas les dents naturelles restantes. De plus il ne cause pas de caries dentaires lorsque les gens pratiquent une hygiène rigoureuse. Il est d'entretien facile et nécessite très peu d'ajustement lors de la mise en bouche

2.2.2.2. Prothèse adjointe totale

C'est une prothèse qui remplace la totalité des dents d'une arcade. Les dents prothétiques sont fixées sur une base en résine, fabriquée sur mesure, qui épouse exactement la forme de la gencive. Ces dents peuvent être en résine renforcée ou en porcelaine.

La tenue des prothèses totales est assurée par un phénomène de succion adhésive, on peut comparer cela à deux plaques de verre collées par un film d'eau. La salive joue le rôle du film d'eau et assure le joint de rétention.

Sa retenue se fait alors sur la muqueuse buccale, sur des racines dentaires ou sur des implants dentaires.



Prothèse totale supérieur prothèse totale prothèse totale inférieur

Fig.50- Prothèse adjointe totale [88]

2.2.3. Prothèse sur implant

L'implant est une racine artificielle qui permet d'offrir des ancrages stables, résistants et durables sur lesquels s'adapte une prothèse dentaire amovible ou fixée. L'implant, qui a la forme d'une petite vis, s'intègre progressivement à l'os. Il est fabriqué en titane, matériau compatible avec les tissus et l'os humain.

Les implants dentaires ont révolutionné l'approche traditionnelle de la dentisterie et représente une avancée encore impensable il y a seulement quelques années car:

- Ils permettent de retrouver la qualité, le confort et l'esthétique des dents naturelles ;
- Ils empêchent la perte osseuse, après que la dent ait été extraite ;
- Ils permettent une bonne stabilisation et facilitent la mastication ;
- Ils augmentent la confiance en soi et permettent de se débarrasser de certains complexes.

Il convient de noter que la pose d'implants est contre-indiquée chez les patients immunodéprimés, et risquée chez les diabétiques, les patients à haut risque cardiovasculaire et les grands fumeurs.

La chirurgie implantaire est actuellement bien codifiée. Les taux de succès sont très élevés et augmentent sans cesse avec les progrès de la recherche.

Il existe deux possibilités des prothèses sur implants:

- Les prothèses fixes sur implants ;
- les prothèses adjoindes sur implants.

2.2.3.1. Prothèse fixe sur implant

Pour les prothèses fixes sur implants, il s'agit soit de couronnes, soit de bridges. Il convient de régler parfaitement l'occlusion, car l'implant est totalement fixe alors que la dent naturelle est légèrement mobile. Lorsque leur mise en place est possible, les implants permettent de ne pas surcharger les dents naturelles. En effet, dans les bridges traditionnels, la dent-support accomplit non seulement le travail qui lui incombe, mais aussi celui des dents qu'elle remplace, ce qui à long terme peut endommager le pilier.

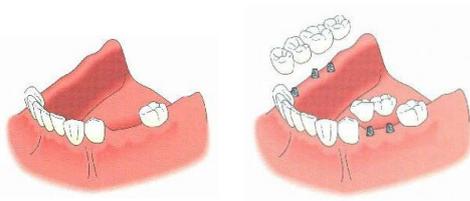


Fig.51- Bridge sur implants [91]

2.2.3.2. Prothèses adjointes sur implants

Pour les prothèses adjointes, qui posent très souvent un problème de stabilité, il s'agit de prothèses totales supérieures ou inférieures. La prothèse est reliée aux implants par des boutons pression ou par des cavaliers sur une barre de rétention (stabilisation). La pose de deux implants suffit déjà à stabiliser la prothèse dentaire.

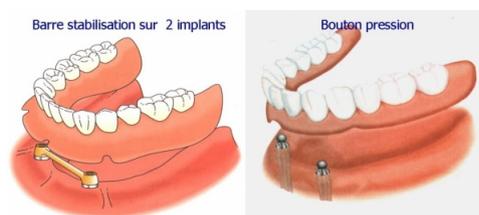


Fig.52- Barre et boutons de stabilisation sur deux implants [91]

Le bouton pression est constitué de deux parties :

- La partie femelle est mise en place dans l'intrados de la prothèse dentaire ;
- La partie mâle est vissée dans les implants dentaires.

Voici un exemple pour la pose de deux implants et l'adaptation de deux boutons pression sur une prothèse totale inférieure.



Partie mâle vissée dans les implants dentaire



Partie femelle solidarisée à l'intérieur de la prothèse dentaire

Fig.53- Prothèse totale inférieure retenu par deux boutons pression [90]

Au maxillaire on ne réalise que rarement des boutons pressions, le choix thérapeutique se portant plutôt sur des barres reposant sur trois ou quatre implants dentaires, ce qui permet de supprimer une grande partie de la prothèse au niveau du palais, et d'apporter ainsi un confort hautement appréciable.

Voici un exemple pour la pose de quatre implants et l'adaptation d'une barre de stabilisation sur une prothèse totale supérieure.



Barre vissé sur quatre implants

cavaliers fixés à l'intérieur de la prothèse

Fig.54- Prothèse totale supérieure retenu par une barre vissée sur quatre implants [90]

2.2.4. Propriétés et choix des prothèses dentaires [92]

Les prothèses dentaires doivent répondre à des impératifs mécaniques, biologiques, physico-chimiques, fonctionnels, et esthétiques. Les exigences liées à la mise en œuvre des prothèses sont d'ordre qualitatif. En effet, les seules exigences dans ce domaine résident dans la précision dimensionnelle des pièces ou leur compatibilité et non dans la facilité de mise en œuvre qui apparaît en second plan.

2.2.4.1. Propriétés mécaniques

On attend d'une prothèse dentaire qu'elle ait des propriétés mécaniques (au sens large du terme) aussi proches que possible voir supérieures à celles d'une dent naturelle (voir annexe 4). On évitera notamment d'avoir une limite à la rupture inférieure à celle de l'émail qui est le revêtement naturel d'une dent afin que la mastication normale n'endommage pas la prothèse. On donne quelques exigences concernant :

➤ *L'implant :*

- Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;
- Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;
- Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;
- Dureté Knoop $> 68\text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine) ;
- K_{1C} (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un implant céramique $> 10\text{ Mpa m}^{1/2}$.

➤ *Le bridge*

- Limite à la rupture $\geq 300\text{MPa}$ (limite à la rupture de la dentine) ;
- Limite élastique $\geq 170\text{MPa}$ (limite élastique de la dentine) ;
- Module d'élasticité $\geq 18\text{GPa}$ (module d'élasticité de la dentine) ;
- Dureté Knoop $> 68\text{ kg/mm}^2$ (Dureté de la dentine) ;
- K_{1C} (ténacité) particulièrement important dans le cas d'un bridge céramique $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

➤ *La couronne*

- Limite à la rupture $\geq 384\text{MPa}$ (limite à la rupture de l'émail) ;
- Module d'élasticité $\geq 84.1\text{GPa}$ (Module d'élasticité de l'émail) ;
- Dureté Knoop $< 343\text{ kg/mm}^2$ (dureté de l'émail) car si elle est trop élevée, la force est directement transmise à l'os et on risque une usure antagoniste de la dent opposée ;
- K_{1C} (ténacité) $> 10\text{MPa m}^{1/2}$.

Le K_{1C} correspond à environ une mastication toutes les 10 secondes pendant 20 ans (force de mastication = 800 / 4 molaires).

2.2.4.2. Propriétés biologiques

Les prothèses dentaires se trouvent dans un milieu vivant (la bouche) le comportement biologique des matériaux utilisés a une grande importance quant à l'intégration de cette dernière au milieu. Cela signifie qu'il faut éviter les phénomènes de rejet. Différentes exigences seront à considérer selon le type de prothèses. En effet, on voudra obtenir une passivité maximale vis-à-vis des tissus environnants en ce qui concerne le bridge et la couronne alors qu'on voudra au contraire stimuler au maximum l'ostéointégration de l'implant afin de réduire le temps d'assimilation de ce dernier. Bien évidemment, il faudra également respecter la biocompatibilité de tous les matériaux.

2.2.4.3. Propriétés physico-chimiques

En ce qui concerne les propriétés chimiques, on désire obtenir une bonne inertie avec une dégradation aussi faible que possible. Cela implique un certain nombre d'exigences répondant aux normes ISO TC 106 / SC 2 :

- Résistance à la corrosion au contact entre les différents composants de la prothèse ;
- Résistance aux attaques acides ;
- Stabilité de la couche d'oxyde dans le cas de l'utilisation de métal influencée par le pH, les substances organiques et le niveau d'oxygène dissous. Si cette couche est affectée, cela peut provoquer de la corrosion ;
- Résistance à la corrosion sous contrainte.

En ce qui concerne l'état de surface, un bon contrôle de celui-ci sera nécessaire pour une bonne intégration. L'état de surface concerne principalement l'implant alors que pour la couronne, cette considération sera d'avantage esthétique. Dans ce sens, il n'y a qu'une seule exigence :

- Etat de surface permettant la pose du moignon en 3 semaines maximum,
- prothèse lisse au toucher.

2.2.4.4. Propriétés esthétiques

Les considérations esthétiques sont également très importantes car même si une prothèse dentaire est fonctionnelle, la personne ne peut être défigurée. Il faut que les prothèses apparaissent aussi naturelles que possibles.

- Définition précise des teintes selon le teintier Vitapan 3D Master,
- Tenue de la coloration aux UV.

Le choix d'une prothèse dépend de nombreux facteurs de type anatomique, médical, pécuniaire ou de la préférence du patient. Le premier choix de traitement est la prothèse conjointe. Le tableau (6) résume les principales caractéristiques des deux grands types de prothèses dentaires : la prothèse conjointe et la prothèse adjointe.

Tableau6 : principales caractéristiques des prothèses dentaires [53]

Types de prothèses	Avantages	Inconvénients
prothèse conjointe	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Fixée en bouche de manière permanente. ◆ Ressentie par le patient comme partie intégrante du corps. ◆ Rétablit complètement la fonction masticatoire. ◆ Souvent très esthétique. ◆ Ecosystème buccal inchangé. 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Le patient peut enlever la prothèse. ◆ Traitement rapide. ◆ Economique et simple. ◆ Modifiable lors de la perte de dents.
prothèse adjointe	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Traitement long. ◆ Souvent coûteux. ◆ Difficilement modifiable. 	<ul style="list-style-type: none"> ◆ Ressentie comme corps étranger auquel il faut s'habituer. ◆ Ne rétablit que partiellement la fonction masticatoire. ◆ Esthétique parfois compromise. ◆ Doit être adaptée au fil du temps. ◆ Ecosystème buccal modifié : risque de carie accru, risque de parodontite, risque de lésions muqueuses.

2.3. Matériaux destinés à la fabrication des prothèses dentaires

Les matériaux utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires sont biologiquement neutres, fonctionnels et durables. Ces matériaux doivent donc avoir beaucoup de qualités, à la fois mécanique, biologiques et physico-chimiques. Il faut tenir compte, de forces énormes qui s'exercent sur les prothèses lors de la mastication, de l'état de surface, des considérations esthétiques. Il faut penser, aux brusques variations de température qui se produisent en bouche, au passage d'un état assez neutre à un état nettement acide. Ceci sans oublier les aspects de coût des matériaux, leur disponibilité et les possibilités de leur mise en œuvre. A cela s'ajoute le facteur temps, à savoir que les matériaux doivent être facilement et rapidement préparés. De tels matériaux idéaux n'existent malheureusement pas, mais le but de chaque fabricant est d'obtenir le maximum de qualités possibles dans un même matériau.

Le choix des matériaux se fait sur la base d'un cahier des charges.

On distingue les matériaux suivants :

2.3.1. Résines acryliques

2.3.1.1. Définition et historique [97]

Ce sont des polymères thermoplastiques transparents dont le monomère est le méthacrylate de méthyle (MAM). Ils s'obtiennent par polymérisation de plusieurs corps chimiques dérivés de l'acide acrylique, de l'acide méthacrylique et des esters de ces acides. Leur formule moléculaire est $(C_5O_2H_8)_n$.

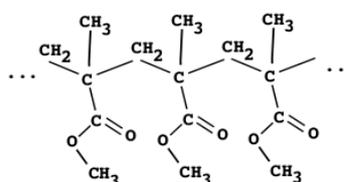


Fig.55- Formule du PMMA [98]

Le polyméthacrylate de méthyle (souvent abrégé en PMMA) a été, inventé par les chimistes Barker et Skinner en 1924, commercialisé à partir de 1934 par l'entreprise Otto Haas sous la marque déposée Plexiglas. Ce polymère est aussi connu sous les noms de verre incassable, plastique acrylique, Perspex, Limacryl, Vitroflex, altuglas, Metacrilat ou Lucite.



Fig.56- Plexiglas coloré transparent [98]

2.3.1.2. Propriétés [99,100]

Les qualités requises pour une résine acrylique devant être utilisée en art dentaire doivent être physiques, chimiques, biologiques esthétiques et techniques.

Selon Skinner, les résines acryliques doivent successivement et dans l'ordre d'importance :

- Être parfaitement tolérées par les tissus ;
- Être insipides, insoluble et neutres chimiquement avec tous les aliments et toutes les diastases contenues dans la salive ;
- Ne pas subir de distorsion, de dilatation et de contraction à la température buccale, ou sous les pressions résultant des efforts déployés au cours de la mastication ;
- Elles doivent être stables à toutes les conditions de leur utilisation ;
- Être résistantes à l'abrasion, à l'usure provoquée par le frottement des organes para-prothétiques, des aliments et des brosses utilisées pour leur entretien ;

- Être d'un polissage aisé à réaliser, ne comporter aucune porosité qui se traduirait par des rétentions alimentaires ou microbiennes. Ces rétentions s'accompagneraient inévitablement d'une odeur nauséabonde de la prothèse et d'un goût prononcé désagréable ;
- Les corps entrant dans la composition des résines acryliques doivent être chimiquement stables et inertes, ne risquant à aucun moment de provoquer des irritations des tissus en contact avec la future prothèse ;
- Elles ne doivent pas être conductrices de la chaleur. Elles doivent être légères. Elles ne doivent pas être déformables à la température des aliments et des boissons absorbés ;
- Être esthétiques, de coloration et de maquillage aisés à réaliser ;
- Avoir une teinte stable ;
- Être de manipulation aisée au laboratoire et de prix de revient peu élevé ;
- Être faciles à réparer en cas de fracture ou d'adjonction.

Le PMMA possède une fluidité remarquable et un aspect très lisse et brillant en surface. Il est, résistant à la corrosion, assez fragile, et brûle facilement. Il peut être moulé par, compression, injection, coulée, soufflage, extrusion, et soudé par ultra-sons.

La résistance à la traction et à la pression d'un tel matériau dépend de son degré de polymérisation. Plus le degré de polymérisation est important, plus la masse des molécules géantes ainsi formée est grande, plus les qualités physiques et mécaniques du produit obtenu augmentent. Le tableau7 donne quelques propriétés de PMMA

Tableau7 : quelques propriétés de PMMA [104]

Densité (g/cm³)	1,17-1,20
Module d'Young (GPa)	1.3-3,5
Coefficient de poisson	0.35-0.4
Température de fusion (°C)	130-140
Température de transition vitreuse (Tg en °C)	90-110
Coefficient de dilatation thermique (x10⁻⁶ k⁻¹)	50-90

Le PMMA a aussi pour avantage d'être recyclable par dépolymérisation: il peut être fondu puis remoulé. Il peut aussi être chauffé, à partir de 180 °C jusqu'à un maximum de 300 °C, pour obtenir son monomère de départ, le MAM, qui sera réutilisé pour une nouvelle polymérisation. Il est utilisé pour la fabrication des prothèses totales, les prothèses partielles et les implants.

Les plastifiants, tels que les acrylates et les styrènes, sont des additifs organiques, permettent d'obtenir une modification des propriétés physiques des résines acryliques en abaissant le point de durcissement (augmenter la souplesse du polymère). Leur action peut aussi se traduire par une réduction de la viscosité à l'état fondu, un abaissement de la température de transition vitreuse (Tg) ou une diminution du module d'élasticité du polymère.

Il existe deux types de résines acryliques :

- Résines acryliques roses pour base de prothèse ;
- Résines acryliques de la couleur des dents pour les dents préfabriquées.

2.3.1.3. Composition chimique [99]

Les résines acryliques se présentent commercialement soit sous la forme d'une pâte dans un tube, prêt à être mis en moufle, soit sous la forme d'une poudre et un liquide, du même produit de base, devant être mélangés au moment de leur utilisation.

Les proportions de poudre et de liquide influencent considérablement la structure et les qualités mécaniques du matériau qui en résultera. Plus la quantité de liquide est importante, plus les traces de monomère résiduel après la polymérisation seront conséquentes. Leur existence joue un rôle déterminant dans les irritations, les muqueuses ou les allergies. Plus la quantité de poudre est grande, plus les risques de distorsion de la résine en cours de polymérisation sont élevés.

✓ *Le liquide*

L'ingrédient principal du liquide est le monomère méthacrylate de méthyle (MAM). Ce monomère est nécessaire à la phase de polymérisation en raison d'un terrain réactif appelé un double-lien polymérisable.

Le méthacrylate de méthyle est, un liquide peu volatil (sa volatilité est du même ordre que celle de l'eau), généralement pur à 99,8 %, transparent, incolore à odeur caractéristique détectable à très faible concentration dans l'air, caractérisé par un point d'ébullition de 100.8°C (semblable à celui de l'eau), très inflammable et ses vapeurs sont explosibles dans l'air, très utile au nettoyage des modèles après retrait de l'empreinte. Il s'obtient synthétiquement à partir de l'acétone et des sous-produits de la distillation de la houille, des pétroles ou du gaz naturel.

Un activateur nécessaire à la polymérisation, le di-méthacrylate, agent favorisant le croisement des chaînes, est ajouté au liquide. Parfois l'ajout d'un catalyseur est nécessaire. Le liquide est stabilisé par une petite quantité d'hydroquinone 0.006% (inhibiteur de polymérisation) dans le but de garantir un produit stable (réduire ou supprimer tout risque d'autopolymérisation) tout au long de sa période de stockage.

✓ *La poudre*

La poudre est composée de particules sphériques en forme de perles, polyméthacrylate de méthyle (base de poudre). Ces sphérules sont obtenues par dispersion de monomère centrifugé dans un liquide neutre tel que l'eau portée à une certaine température.

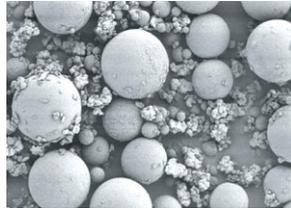


Fig.57- Poudre de PMMA [101]

La poudre contient également un initiateur nécessaire pour débiter la phase de polymérisation : le peroxyde de benzoyle, un plastifiant tel que le phtalate de butyle et de façon optionnelle un colorant qui peut être incorporé au stade de la formation des sphérules ou après leur polymérisation. Afin que les propriétés mécaniques, physiques et chimiques de la résine ne soient pas perturbées, la quantité de plastifiant doit être inférieure à 10%.

On donne l'exemple d'une résine Probase Hot IVOCLAR [102].

La poudre contient les composants suivants :

- Polyméthacrylate de méthyle 95,8 %;
- Plastifiant 3,5 %;
- Peroxyde de benzoyle 0,6 %;
- Pigments < 0,1 %.

Le liquide est composé de :

- Méthacrylate de méthyle 91,9 %;
- Di méthacrylate (réticulant) 8,0 %;
- Catalyseur 0,1 %.

2.3.1.4. Réaction de polymérisation [100]

Schématiquement, l'addition du monomère sur le prépolymère, en présence d'un initiateur et d'un activateur, provoque une réaction de polymérisation. Celle-ci consiste en une série de réactions chimiques où la macromolécule (le polymère) se forme à partir d'une seule molécule (le monomère).

Deux types de polymérisation sont à distinguer :

- la polymérisation par condensation ou polycondensation, donnant lieu à l'élimination d'une molécule, sous-produit de la réaction. Les résines dentaires ne sont pas concernées par ce type de transformation ;
- la polymérisation par addition ou polymérisation radicalaire (résines dentaires).

❖ Polymérisation des radicaux [99]

Au cours du mélange entre la poudre et le liquide, une réaction chimique entre l'initiateur (peroxyde de benzoyle) et l'activateur (di-méthacrylate) produit des radicaux. Ces radicaux permettent d'initier la polymérisation du monomère (MAM) et de compléter le double-lien polymérisable. Le début de cette phase de polymérisation est aussi le début de la phase de durcissement. En raison du nombre important de radicaux générés, il se forme de nombreuses chaînes, rapidement croissantes, de polymères et il se produit une transformation rapide du MAM en PMMA. Quand deux chaînes de polymères se rencontrent, elles se combinent et résultent en une seule chaîne de polymères.

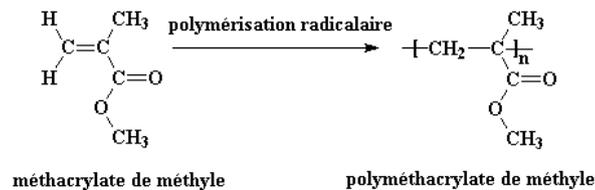


Fig.58- Polymérisation de PMMA [98]

Donc, le mécanisme de cette réaction fait intervenir trois étapes [100] :

- **L'initiation (amorçage de la réaction)** : elle est assurée par la décomposition (thermique, chimique, photochimique) d'un composé qui donne des radicaux libres. Cette phase correspond à l'activation du monomère par les radicaux libres ainsi formés ;
- **La propagation** : elle correspond à l'addition successive des unités de monomère sur la partie active de la chaîne moléculaire de croissance ;
- **La terminaison** : Cette phase correspond à la disparition des centres actifs de la chaîne macromoléculaire.

❖ Les quatre phases de la formation de la pâte résine [99]

Le mélange passe classiquement par plusieurs phases qu'il faut impérativement reconnaître :

- Phase physique de solution : poudre et liquide forment une masse fluide ;
- Phase chimique collante : le monomère attaque la couche externe de chaque sphérule qui commence à perdre sa forme et son intégrité. Le mélange devient collant, il se forme des fils si on l'étire;
- Phase de gel plastique : la saturation est acquise, la masse devient lisse, plastique, et n'adhère plus au récipient ni au doigt. C'est au cours de cette phase de plasticité que la résine doit être mise en moufle ;

- Quatrième phase : le gel est mis en moufle puis correctement pressé et polymérisé. Cette phase est caractérisée par un durcissement rapide avec formation d'un nouveau matériau propre à la construction d'une prothèse dentaire. C'est la résine acrylique.

❖ Monomères résiduels

Généralement, la polymérisation fondamentale du MAM n'est jamais complète puisque la mobilité des molécules de monomère résiduelles est entravée par le rythme élevé de transformation des molécules. Il subsiste donc, au sein de chaque prothèse, un pourcentage de monomère résiduel.

Le monomère résiduel entraîne des réactions allergiques.

- **Vieillessement physique** : Il correspond à tout phénomène d'évolution irréversible du matériau non induit par une modification chimique des macromolécules. Il est lié à la disparition des plastifiants, à l'absorption des solvants, aux contraintes mécaniques. Burdairon souligne que ce type de vieillissement est plus fréquent que le vieillissement chimique.
- **Vieillessement chimique** : Il regroupe des mécanismes entraînant une altération des macromolécules par coupure des chaînes, par réticulation de chaînes initialement linéaires, par réaction au niveau des groupes latéraux.

Les facteurs de ce type de vieillissement sont :

- les radiations solaires (photodégradation),
- l'élévation de température,
- les constituants salivaires,
- les modifications du pH (peroxydes alcalins des produits d'entretien).

2.3.2. Céramiques [103]

La céramique peut être utilisée pour fabriquer les dents des prothèses adjacentes, les couronnes, les bridges, les facettes ou les incrustations. Les facettes sont utilisées pour effectuer des corrections de nature esthétique ou cosmétique au niveau des dents antérieures.

On peut citer trois types de céramique : La porcelaine, la zircone (ZrO_2) et l'alumine (Al_2O_3).

❖ Porcelaine

La porcelaine dentaire est un matériau, très dur, très fragile, biocompatible (le risque d'allergie étant inexistant), privilégié pour copier l'apparence esthétique des dents naturelles. De façon traditionnelle, la porcelaine est cuite sur une base ou armature métallique afin de produire une restauration dite " céramo-métallique " à la fois

esthétique et résistante à la mastication. Cette technique peut être utilisée pour fabriquer une couronne ou un bridge. Dans certains cas, une couronne n'est pas requise pour restaurer l'apparence ou la fonction d'une dent endommagée.

Toute porcelaine est constituée essentiellement de trois composants :

- Une argile, le Kaolin, qui lui donne une certaine opacité;
- Un minéral naturel, le feldspath, qui lui donne sa translucidité;
- Le quartz, qui sert de charpente à sa masse.

❖ Zircon

La Zircon possède une haute résistance à la flexion, la traction, l'abrasion, la corrosion et de très faible conductibilité thermique. Elle a un module d'élasticité semblable à l'acier et un comportement quasi plastique. Pour cette raison elle est aussi qualifiée d'acier céramique. Son potentiel électrochimique est neutre et son opacité lui permet des reconstitutions sur moignon foncé et tacheté ou sur inlay-core. Anallergique, la gencive reprend sa place plus facilement due à une parfaite biocompatibilité. Elle peut supporter plusieurs fois les forces de mastication de la cavité buccale (de 600 N pour les dents postérieures et jusqu'à 800 N en cas de bruxisme).

En dentaire, nous utilisons deux types de zircon :

- *La Zirconia (1100 MPA)* : Zircon usinée avant frittage et nécessitant une infiltration de verre teinté et un durcissement au four avant de monter le cosmétique.
- *La Zircon HIP-Y-TZP (ZR02 - 1300 MPA)* : Zircon usinée et frittée en usine, elle est plus compacte, plus dense et plus dure que la Zirconia.

❖ Alumine

L'Alumine est le premier matériau céramique arrivé sur le marché du dentaire. Elle est utilisée pour des reconstitutions prothétiques antérieures et postérieures. Elle est également utilisée sous forme de corindon pour les abrasifs. Son aspect est très naturel et présente une parfaite harmonie avec le milieu buccal. Elle a une très bonne compatibilité avec l'ensemble des matériaux de reconstitution dentaire. Le protocole de collage devra être strict et précis et de couleur neutre. L'utilisation de résine de collage trop foncée pouvant altérer la teinte finale de la prothèse après séchage.

2.3.3. Métaux

Les prothèses métalliques sont souvent utilisées pour les dents postérieures. Leur grand avantage est le prix. Le plus grand désavantage est d'ordre esthétique. A noter que des allergies au nickel sont possibles.

❖ Métaux précieux

Les alliages dentaires précieux contiennent toujours du l'or, du cuivre (Cu) et de l'argent (Ag) qui augmentent la dureté. Ils peuvent contenir en outre du palladium (Pd) qui augmente la dureté et la température de fusion. Du platine (Pt) qui augmente la résistance à la rupture, du zinc (Zn) qui fluidifie l'alliage et en facilite la coulée.

On obtient ainsi quatre types d'alliages :

- type I mous utilisé pour inlays;
- type II moyens utilisé pour inlays, ponts massifs;
- type III durs utilisé pour toute la prothèse fixe;
- type IV extra-durs utilisé pour prothèse partielle amovible.

Les alliages précieux sont caractérisés par une flexion entre 250MPa et 500MPa et un module d'élasticité entre 80GPa et 150GPa.

On peut citer encore des alliages spéciaux pour restauration céramo-métalliques :

- Alliages céramo-métalliques jaunes à base d'or ;
- Alliages céramo-métalliques blancs à base d'or ;
- Alliages céramo-métalliques blancs à base de palladium.

❖ Métaux non précieux

Les alliages non précieux utilisés pour la fabrication des prothèses dentaires sont généralement à base de, nickel (Ni), chrome (Cr), cobalt (Co), molybdène (Mo), manganèse (Mn), aluminium (Al), tungstène (W), cadmium (Cd), béryllium (Be). Ils sont plus légers et leur dureté est plus grande que celle des alliages d'or. Ils sont difficiles à travailler et à fondre (leur température de fusion est plus élevée). Ils sont utilisés comme, bridge, couronne, armature, fils pour crochets. Les plus couramment utilisés sont :

- l'alliage nickel-chrome (Nicroalium : Ni = 62%, Cr = 24%, Mo = 10%, Si = 2%) ;
- l'alliage chrome-cobalt (Himalaya : Co = 63,32%, Cr = 28.60%, Mo = 5.88%) ;
- l'acier inoxydable.

Chapitre 3

Problème d'endommagement des prothèses dentaires adjointes totales

3.1. Prothèses adjointes totales [55]

La prothèse complète (totale) constitue la discipline la plus difficile à enseigner, à assimiler, et à pratiquer. Plus que toutes les autres, elle fait intervenir d'une façon permanente, des données anatomiques, histologiques, physiologiques, psychologiques et mécaniques de plus en plus nombreuses. Ceux-ci nous obligent à une étude plus approfondie des éléments nécessaires à l'élaboration d'une prothèse.

3.1.1. Historique [105]

En 1680, Anton Nuck réalisa une prothèse complète inférieure, en sculptant une défense d'hippopotame.

De 1684 à 1711, Mathias PURMAN de BRESLAU étudia et expérimenta les possibilités de la cire comme matériau à empreinte.

1728 marque un véritable tournant dans la connaissance des moyens d'assurer la rétention d'une prothèse complète supérieure. Pierre FAUCHARD, dans son traité « le chirurgien-dentiste ou traité des dents », aborde avec beaucoup d'autorité déjà, l'étude du rôle de la pression atmosphérique, de l'adhésion et des organes paraprothétiques dans la stabilisation des prothèses.

En 1746, Claude MOUTON rédige un véritable traité de prothèse, dans lequel il définit les vocations multiples de la prothèse : esthétique, phonétique et fonctionnelle, et les altérations des structures péri-buccales de l'édenté total.

En 1756, Philippe PFAFF, attaché au service de Frédéric de PRUSSE, réalise les premiers modèles en plâtre.

En 1757, Bernard BOURDET imagine et préconise le montage de dents humaines sur une base sculptée dans l'ivoire d'hippopotame.

DELABARRE écrivait en 1820 : « les dents des adolescents sont tendres et le canal est trop large.

En 1774, DUCHATEAU tente de remplacer les dents sculptées dans l'ivoire par des dents en porcelaine.

En 1787, DUBOIS de CHAMANT reprenant les travaux de DUCHATEAU réussit à mettre au point une formule de porcelaine à basse fusion.

DUBOIS-FOUCOU s'ingénia alors à combiner les oxydes métalliques au kaolin de limoges afin d'obtenir une pigmentation et une teinte se rapprochant le plus de celle des dents naturelles.

Dès 1805, GARIOT tenta de profiter du brevet de DUBOIS de CHAMANT et d'améliorer les procédés des céramistes.

En 1808, G. FONZI, dentiste italien exerçant à Paris créa la dent en porcelaine avec des crampons en platine.

En 1820, c. f. DELABARRE publia son traité de prothèse dentaire avec la description du ressort pour prothèse complète.

En 1825, Samuel W. STOKTON, neveu de S. S. WHITE fabriqua les dents artificielles d'une façon industrielle.

En 1840, Daniel T. EVANS réalise le premier articulateur capable de reproduire certains mouvements de latéralité de la mandibule.

En 1841, les bases en or sont obtenues par estampage entre deux modèles métalliques par Maury et Salyan BROWN.

En 1844, Dunning WESTCOTT et DWINELLE utilisèrent le plâtre comme matériau à empreinte.

En 1848, DELABARRE réalisa le premier rebasage d'une prothèse avec un nouveau matériau la gutta-percha.

En 1854, NINCK à Paris et Thomas W. EVANS en Amérique réalisèrent les premières bases prothétiques en caoutchouc vulcanisé.

En 1856, Charles STENS mit au point une composition thermoplastique à 55° qui devait prendre son nom et demeurer de nos jours.

En 1857, la Godiva, matériau miracle va transformer toute la conception de prise d'empreinte et se retrouver à l'origine des empreintes anatomo-fonctionnelles.

En 1858, BERTHE introduisit l'aluminium comme matériau de base des prothèses complètes.

En 1860, le porte-empreinte individuel fait sa première apparition sous l'impulsion de RICHARDSON, puis WESCOTT.

En 1863, la prothèse immédiate est décrite dans le traité de prothèse de HARRIS.

En 1866, BALKWILL étudie les mouvements mandibulaires et J. B. BEAN réalise des bases coulées en aluminium.

Entre 1880 et 1890, EBEN M. FLAGG et ANDRIEU améliorent la conception du rétablissement de l'esthétique en prothèse, par l'étude des formes des dents antérieures en relation correcte avec le tempérament des édentés.

Entre 1890 et 1900, WALKER découvre le principe de l'axe de rotation des condyles et tente de le concrétiser dans un articulateur de sa fabrication. GRITMAN construit également son articulateur.

En 1902, Carl CHRISTENSEN de Copenhague décrit et matérialise les trajectoires condyliennes, grâce à des cires de morsure ou « check bite ».

Dés 1906, J.-Léon WILLIAMS définit les lois de l'harmonie.

En 1925, Wood CLAPP apporte sa contribution personnelle dans l'étude des formes des dents antérieures. A la même époque, les travaux de SEARS sur les dents postérieures posent et tentent de résoudre le problème de la morphologie des surfaces occlusales des dents artificielles.

En 1937, l'alginat commence une 1^{ère} glorieuse de matériau à empreinte. Simultanément les résines acryliques commencent à détrôner le caoutchouc vulcanisé.

Les travaux de SCHUYLER de 1932 à nos jours sur l'équilibration, et ceux de Mac COLLUM depuis 1939 sur la gnathologie assurent à notre discipline une qualité sans cesse croissante. La liste des auteurs ou des chercheurs devient alors plus longue et plus complexe.

3.1.2. Impératifs des prothèses adjuvées totales [55]

La prothèse adjuvée totale doit réunir favorablement tous les éléments déterminant la rétention, la stabilité et la sustentation. Elle doit obéir aux conditions biologiques et mécaniques, afin de prévoir et d'assurer la triple mission qui lui incombe, mission fonctionnelle, mission esthétique et mission phonétique. Donc elle obéit aux impératifs mécaniques, biologiques, esthétiques, fonctionnelles et phonétiques.

3.1.2.1. Impératifs mécaniques

Ils sont constitués par la recherche de l'équilibre de la prothèse sous toutes ses formes : au repos, au cours de toutes les mimiques (rire, désespoir, colère) et au cours de toutes les fonctions (mastication et phonation). Cet équilibre dépend de facteurs physiques et de facteurs anatomo-physiologiques. « Ces facteurs sont tellement interdépendants, écrit LANDA, qu'il est difficile de les considérer séparément. Quand ils sont en harmonie, ils tendent à se compléter, mais, quand l'un d'eux est déficient, il a pour effet de réduire l'efficacité des autres. »

a) Les facteurs physiques

Ils assurent la rétention de la prothèse ; ce sont, dans l'ordre où ils seront étudiés, l'adhésion, la cohésion, la pression atmosphérique.

- **L'adhésion** résulte de la tension superficielle ou attraction existant entre les molécules de deux substances de natures différentes.

Si l'on considère la formule de la force d'adhésion :

$$F = \frac{XR 2 \cos \theta}{D} + \frac{2TR 2V}{4D^2}$$

Dans laquelle :

X : la tension superficielle ;

R : surfaces des bases en contact ;

D : distance séparant les bases ;

θ : angle de contact entre la surface de la salive et celle de la base prothétique ;

V : viscosité de la salive ;

T : durée du contact entre la base et les tissus en contact avec elle.

L'augmentation de la force d'adhésion varie de 6% à 14%.

- **La cohésion** est la force d'attraction qui unit les particules d'un corps. En prothèse complète, elle est fonction des propriétés cohésives et de la densité de la salive. Cette dernière est optimale lorsqu'elle est voisine de 1.003.

L'adhésion et la cohésion ont une action simultanée et indissociable.

Cette interdépendance est mise en évidence par la formule de STANIZ.

$$F = 2C \times \frac{A}{a}$$

C : la tension superficielle de la salive.

A : l'étendue des surfaces en contact.

a : l'épaisseur du film salivaire.

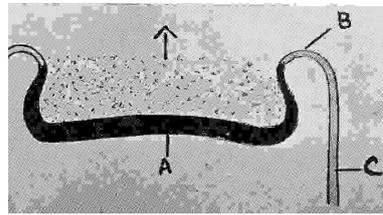
F : la force nécessaire pour vaincre l'adhésion et la cohésion, afin de séparer la prothèse de la surface d'appui.

Cette formule nous permet de mieux comprendre l'incidence des facteurs suivants :

- Plus la surface d'appui recouverte est importante plus « **A** » est grande, plus la rétention croît ;
 - Plus le flot salivaire est réduit, plus il y a d'intimité de contact entre les tissus et la prothèse, plus « **a** » décroît, plus la rétention augmente.
- **La pression atmosphérique.** Le vide absolu ne peut exister entre la prothèse et la surface d'appui. Cependant, la pression atmosphérique intervient dans la rétention des prothèses possédant un joint périphérique effectif, lorsqu'un déplacement crée un vide relatif entre l'intrados de la prothèse et les tissus de soutien.

b) Facteurs anatomo-physiologiques

Ils jouent un rôle important. Ce sont successivement



Facteurs anatomo-physiologiques jouant un rôle dans l'équilibre de la prothèse.

A : surface d'appui primaire.

B : zone de réflexion muqueuse.

C : organes périphériques.

Fig.61- facteur anatomo-physiologiques

➤ *L'anatomie et la physiologie de la surface d'appui*

Plus la surface d'appui en contact avec la prothèse est étendue, plus l'adhésion et la stabilité augmente.

Plus le volume du relief osseux est important, plus la rétention est grande et les déplacements dans le sens horizontal réduits.

Mais l'équilibre de la prothèse au cours de la mastication dépend surtout de la valeur des tissus de revêtement, de leur adhérence, de leur dépressibilité et de leur degré de résilience ; il dépend donc de la manière dont ces propriétés seront appréciées.

➤ *Les zones de réflexion de la muqueuse et les éléments sous-jacents*

La profondeur et la dépressibilité des zones de réflexion de la muqueuse conditionnent la valeur du joint périphérique. Elles sont fonction des tissus sous-jacents à la muqueuse. Lorsqu'ils sont constitués par du tissu aréolaire lâche ou glandulaire, leur déplacement est possible et sera recherché par une légère compression, en bouche fermée, au repos, lorsque les tissus sou-muqueux révèlent la présence d'insertions musculaires ou ligamentaires, l'extension des versants de la prothèse à leur niveau ne doit pas être excessive. Elle provoquerait des ulcérations de la muqueuse ou une instabilité permanente. Cependant elle doit être suffisante pour que le jeu des muscles en action applique la muqueuse sur ses bords, assurant ainsi un joint périphérique parfait.

➤ *L'anatomie et la physiologie des organes périphériques*

Ils interviennent au cours de toutes les fonctions et de toutes les mimiques. La situation de leurs insertions à la périphérie de la surface d'appui, l'orientation de leurs fibres musculaires ou ligamentaires et leur tonicité déterminent la hauteur, l'épaisseur des bords de la prothèse, leur modelé, ainsi que celui des surfaces polies. Afin que la rétention soit maximum au cours de tous leurs déplacements physiologiques, il est indispensable que les prothèses, supérieure et inférieure, occupent l'espace passif utile ou neutre d'équilibre entre la langue, les surfaces d'appui, les lèvres et les joues.

➤ *Les extérocepteurs et les propriocepteurs du complexe neuro-musculaire et neuro-muqueux*

Ils jouent un rôle non négligeable dans la rétention et ne doivent pas être sous-estimés. Ce sont des récepteurs situés au niveau des organes effecteurs. Ils sont destinés à un contrôle réflexe de la tonicité et des élongations des muscles de la cavité buccale. Ce contrôle intervient aussi bien dans l'orientation du bol alimentaire pendant la mastication et la déglutition que dans la rétention des prothèses. Ceci explique la fréquence de patients satisfaits de leurs restaurations mal conçues. Une simple anesthésie de contact suffit à perturber le jeu des extérocepteurs et à faire disparaître la rétention par voie réflexe.

3.1.2.2. Impératifs biologiques

Ils sont essentiellement constitués par la connaissance et par le respect des lois assurant l'intégrité des différentes parties de la surface d'appui et assurant par là même la permanence des résultats acquis :

Toute modification de la vascularisation, par ischémie ou hyperhémie, provoque une résorption alvéolaire par ostéolyse. Pour éviter ces perturbations, il y a lieu de proscrire toute compression anormale de la muqueuse, de la fibro-muqueuse ou des trajets vasculaires mal protégés, et d'éliminer toute instabilité de la prothèse à l'origine des irritations.

L'ostéolyse et l'ostéogénèse obéissent aux lois de JORES, qui s'énoncent ainsi :

« Toute pression continue défavorise la formation d'une lamina dure et l'organisation perpendiculaire à ces lamina dura des trabécules osseux. »

« Toute pression discontinue séparée par des intervalles de repos très courts agit comme si elle était continue. »

« Seule une pression discontinue avec des intervalles de repos prolongés favorise l'ostéogénèse et l'organisation osseuse, superficielle et profonde. L'absence de pression étant elle-même défavorisant. »

Actuellement ces lois sont plus ou moins contestées.

Outre Atlantique les lois de Wolf sont plus à l'honneur et plus particulièrement la loi suivante :

« Toute modification d'une fonction provoque une altération de l'architecture interne et de toutes les structures externes. Cette double altération se traduit par une modification de la forme. »

3.1.2.3. Impératifs esthétiques, fonctionnelles et phonétiques

La prothèse doit rétablir l'esthétique, qui constitue le seul guide valable du remplacement des tissus dans leur position physiologique d'origine. Elle peut aussi prétendre compenser toutes les résorptions osseuses et assurer un support effectif aux organes périphériques.

La prothèse doit être stable au cours de toutes les fonctions de respiration, de mastication, de déglutition et de phonation. Ses bords et ses surfaces polies doivent donc nécessairement être en harmonie avec tous les muscles qui interviennent au cours de ces fonctions.

3.1.3. Elaboration d'une prothèse adjointe totale

3.1.3.1. Prothèse adjointe totale à base de résine

La réalisation technique d'une prothèse adjointe totale en résine répond aux étapes suivantes [106] :

- empreinte primaire de qualité : elle est une reproduction fidèle des tissus non mobilisés constituant la surface d'appui de la prothèse. Cette empreinte est réalisée sur des tissus à l'état de repos, donc après préparation tissulaire si nécessaire. Le matériau pour cette empreinte est le plâtre, particulièrement si le patient a des crêtes flottantes. Les alginates de classe A sont indiqués en présence de fortes contre dépouilles ou lorsqu'il est difficile voire impossible d'obtenir la coopération du patient ;
- élaboration d'un porte-empreinte individuel (PEI) type en résine autopolymérisable ou photopolymérisable, à partir d'un modèle issu du traitement de l'empreinte primaire. Ce PEI doit être construit selon l'axe des crêtes, et est totalement ou partiellement espacé selon les zones à décharger, le matériau et la technique d'empreinte utilisés. Le PEI est réglé en bouche ;
- prise d'empreinte secondaire : le joint périphérique au maxillaire et sublingual à la mandibule sont enregistrés ; l'empreinte est ensuite surfacée. La qualité des empreintes primaires et secondaires est essentielle, et contribuera à l'obtention des valeurs de sustentation (surface d'appui), de rétention (joint périphérique) et de stabilisation (limites et volumes des bords prothétiques ainsi que surfaces polies stabilisatrices) de la future prothèse ;
- élaboration des bases d'occlusion : l'empreinte secondaire est coffrée et coulée en vue de l'élaboration des bases d'occlusion qui vont permettre de préciser le rapport intermaxillaire, élément déterminant pour la réussite de la prothèse ;
- enregistrement de la dimension verticale et de la relation centrée, puis transfert sur articulateur [107] ;

- choix des dents artificielles avec rigueur : qualité de leur schéma occlusal, originalité de leur conception et pérennité de leur matériau [108] ; réalisation de maquettes en cire et essayage esthétique puis fonctionnel ;
- mise en moufle des modèles et maquettes et polymérisation selon trois techniques :
 - ✓ la technique conventionnelle de résine pressée et polymérisée à chaud ;
 - ✓ la résine pressée polymérisée par micro-ondes (polymérisation avec un cycle de cuisson court) ;
 - ✓ la résine injectée qui vise à compenser le retrait de la résine, et à diminuer la déformation des bases).
- finition des surfaces polies [109] ;
- insertion prothétique en bouche (contrôles techniques des prothèses au retour du laboratoire et contrôles cliniques des prothèses avec le patient) et équilibration occlusale qui doit être précise afin d'assurer à long terme la préservation des surfaces d'appui prothétique, grâce à la répartition harmonieuse des charges occlusales et à l'orientation des forces assurant stabilisation et rétention prothétique [110] ;
- séances ultérieures de mise au point lors de la phase d'apprentissage du patient, avec conseils et retouches au niveau des zones douloureuses, puis contrôles à 3 mois et une fois par an [111].



Fig.62- Prothèse adjointe totale à base résine [112]

3.1.3.2. Prothèse adjointe totale à châssis métallique

La réalisation technique d'une prothèse adjointe totale à châssis métallique répond aux étapes suivantes :

- mêmes étapes jusqu'à l'essai des cires, puis établissement sur le modèle de travail du dessin de l'armature. Il convient de concevoir l'architecture de la base métallique en fonction de la position des dents prothétiques, afin d'assurer un bon positionnement de la jonction métal-résine. Le montage des dents et la finition de la cire précèdent donc toujours la confection de la base métallique. Une clé de positionnement des dents prothétiques est réalisée sur le maître modèle. L'élaboration de la maquette en cire s'effectue sur un modèle réfractaire, en tenant compte des données enregistrées avec la clé de positionnement [109] ;
- empreinte aux silicones des faces V des dents positionnées sur les cires. Coulée du châssis et repositionnement des dents à l'aide de l'empreinte silicone prise préalablement, puis mêmes étapes que pour une prothèse en résine ;

- le choix de l'alliage (cobalt-chrome, titane, métaux précieux)) doit être fondé sur les critères suivants : biocompatibilité, inertie chimique et électrochimique élevée, mise en forme par coulée, avec un niveau de précision comparable à celui des alliages précieux [113].



Fig.63- Prothèse adjointe totale à châssis métallique [114]

3.2. Matériaux utilisés pour la fabrication des Prothèses totales

3.2.1. Matériaux des dents [115]

Le choix des dents apparaît comme le résultat d'une progression dans la recherche d'une harmonie entre la forme, la dimension, la teinte de chacune des dents artificielles, et tous les éléments généraux et locaux du cadre qui leur est offert, à savoir : le type morphologique et constitutionnel du patient, son sexe, son âge, son tempérament et sa personnalité.

Les dents en résine acrylique sont plus faciles à adapter à tous les cas, en raison de leur teinte et de leur union chimique intime avec les matériaux de base. Leur degré de saturation les identifie généralement d'une façon parfaite avec les dents naturelles des patients âgés. Elles sont caractérisées par leur, friabilité, usure rapide, perméabilité aux produits médicamenteux ou aux détergents. Elles sont indiquées dans tous les cas d'articulé difficile, de dimension verticale basse, de procès alvéolaire très volumineux. Elles sont également indiquées au maxillaire inférieur. Leur usure progressive compense constamment le pro glissement mandibulaire, assurant ainsi la permanence de la charge occlusale au niveau des molaires. Dans tous les autres cas les dents en porcelaine seront préférées aux dents en résine acrylique. Elles sont chimiquement stables, leur état de surface est lisse et de très faible porosité,leur teinte est constante et elles résistent à l'abrasion.

3.2.2. Matériaux de base [105]

Les matériaux de base des prothèses adjointes évoluent lentement, mais d'une façon permanente. Une meilleure connaissance, de leur comportement intra buccal secondaire, des réactions tissulaires et des doléances des patients, nous impose de définir avec clarté les impératifs auxquels ils doivent souscrire.

3.2.2.1. Impératifs des matériaux de base

➤ *Impératifs physiologiques*

Leur intégration dans le complexe stomatognathique interviendra dans toute sa plénitude si les qualités spécifiques suivantes sont réunies :

- Absence de toxicité ou d'action cancérigène ;
- Inertie totale favorisant simultanément la suppression du risque d'allergie, la compatibilité intégrale avec le jeu physiologique des tissus en contact avec eux ;
- Rigidité suffisante pour éviter toute distorsion au cours des efforts déployés au moment de la mastication ;
- Absence de porosité prévenant le risque de pullulation de micro-organismes microbiens ou fongiques ;
- Inodore, sans saveur ;
- N'altérant à aucun moment ni le goût des aliments, ni leur odeur, ni la phonation ;
- Possibilité de stérilisation par immersion dans un liquide antiseptique approprié.

➤ *Impératifs mécaniques*

Ce sont tout particulièrement les propriétés physiques et chimiques suivantes :

- Manipulations aisées au laboratoire ;
- Stabilité dimensionnelle ;
- Absence d'élasticité trop marquée ;
- Résistance suffisante à la fracture ;
- Facilité de réparation, d'adjonctions ou de rebasage ;
- Inaltérabilité durable ;
- Résistance aux acides, aux alcools, aux bases ;
- Résistance à l'abrasion et à l'usure ;
- Energie superficielle élevée ;
- Adhésion suffisante aux tissus en contact avec eux.

➤ *Impératifs divers*

Le matériau choisi doit en outre réunir les qualités suivantes :

- Etre esthétique ;
- Nécessiter des manipulations peu onéreuses ;
- Avoir un prix de revient peu élevé pour toute modification ou réparation ;
- Assurer une solidarisation aisée des dents artificielles à la base.

Les bases supérieures se déforment moins que les bases inférieures, et les plus épaisses subissent plus de variation que les minces.

3.2.2.2. Différents matériaux utilisés [105]

➤ *Polymères*

Pendant plus d'un siècle, le caoutchouc vulcanisé a été le matériau le plus employé. Les bases vulcanisées avaient une stabilité dimensionnelle parfaite. Elles étaient bien tolérées par les tissus, mais elles étaient peu esthétiques et souvent malodorantes. En 1937, il y avait 70% des bases réalisées en caoutchouc vulcanisé.

Les dérivés cellulosiques firent une brève apparition pendant la guerre de 1870.

Les résines phénoliques telles que la bakélite ne constituèrent pas un succès. Elles se décoloraient en bouche.

Les résines vinyliques ne donnèrent pas plus de satisfaction.

Les résines acryliques apparurent enfin en 1937 et progressivement détrônèrent définitivement le caoutchouc vulcanisé. En 1947, 90% des prothèses étaient réalisées en résine acrylique.

➤ *Les alliages métalliques*

Les distorsions secondaires importantes des matériaux de base, compromettent généralement les qualités mécaniques de précision d'adhésion et de fidélité des techniques d'empreintes les plus élaborées.

Le nombre de patients sensibilisés à une vulcanite ou à une résine acrylique, croît progressivement et proportionnellement à la quantité de produits chimiques et pharmaceutiques ingérés quotidiennement.

Ces deux impératifs, mécaniques et physiologique, ont incité les chercheurs à remplacer les matériaux de base synthétiques, par un alliage neutre.

L'or, les stellites, l'aluminium, participent de nos jours à la réalisation des bases prothétiques en raison de leur énergie de surface élevée.

Si les deux premiers peuvent être utilisés pour les prothèses inférieures, leur poids spécifique n'en permet pas la généralisation pour les restaurations des édentations totales supérieures.

L'aluminium par contre, possède les propriétés requises de légèreté et de stabilité lui assurant une place privilégiée en prothèse adjointe.

3.3. Mécanique de l'endommagement [117]

3.3.1. Généralités

L'endommagement est l'apparition dans un matériau de dommages causés par l'usure ou une attaque physique ou chimique. Il est défini comme l'ensemble des phénomènes liés aux cavités : amorçage, croissance, coalescence. Il conduit à une dégradation de ses capacités physiques pouvant conduire à la rupture.

La mécanique de l'endommagement propose de décrire continuellement la dégradation progressive du matériau due aux microfissures présentes dans le matériau. Cette approche, initialement introduite par Kachanov, a été reprise et développée par de nombreux auteurs tels que Chaboche, Lemaitre [Lemaitre 1988], Bui [Bui et al. 1981], Ehrlacher [Ehrlacher 1985], Gurson [Gurson 1977], Tvergaard, Needleman [Needleman et al. 1987], Rousselier [Rousselier 1987], etc...

Il est difficile d'étudier l'endommagement seul car il se développe toujours simultanément avec l'érouissage et les textures ; l'apparition d'une cavité indique qu'il y a localement une hétérogénéité de déformation, qui peut être très importante, et accompagnée d'une hétérogénéité des contraintes, le trou jouant parfois le rôle d'une entaille provoquant une concentration de contraintes. La description purement géométrique des trous, c'est-à-dire l'évolution de leur nombre, forme, taille, teneur, répartition, constitue l'étude de l'endommagement. Celle-ci apporte des renseignements très utiles pour comprendre les mécanismes de déformation et de rupture des métaux mais ces résultats ne sont que partiels car ils n'intègrent pas les phénomènes de concentration de contraintes et de déformations se produisant autour des trous et entre ceux-ci à l'échelle microscopique. Or ces phénomènes gouvernent également la croissance et la coalescence par cisaillement ou déchirement de la matrice, mécanismes qui conditionnent la rupture macroscopique.

La mécanique de la rupture s'appuie sur des critères globaux pour statuer sur la propagation d'une fissure existante, alors que la mécanique de l'endommagement intervient au niveau des matériaux afin de déceler l'amorçage et le développement de zones endommagées.

L'endommagement étant défini comme la description de l'évolution des facteurs géométriques caractéristiques des cavités au cours de la déformation d'un métal dans le domaine ductile, on peut définir deux types de méthodes permettant de l'appréhender :

➤ *Méthodes directes : observations*

Ces méthodes les plus anciennes et les plus classiques consistent, par des observations essentiellement métallographiques, à regarder directement les trous. Ainsi, la description qualitative et parfois quantitative de l'endommagement est possible et de plus cette description est propre à l'endommagement, ne tenant pas compte de l'érouissage et des textures.

➤ *Méthodes indirectes : mesure d'un paramètre physique*

Ces méthodes consistent à mesurer l'évolution d'un paramètre physique influencé par l'endommagement.

- Si le paramètre est essentiellement gouverné par l'endommagement, cas de la densité par exemple, l'endommagement est bien caractérisé.
- Si l'érouissage et la texture influencent également le paramètre mesuré, comme par exemple dans le cas du module d'Young, l'endommagement est caractérisé de manière indirecte car il est souvent impossible de séparer la contribution respective des différentes composantes.

De plus, la capacité du code de calcul utilisé à permettre la propagation d'une fissure à travers un maillage est un paramètre important. En effet, en mécanique de l'endommagement, on ne modélise pas réellement les étapes d'amorçage et de propagation de fissures. Ces étapes se produisent naturellement lorsque l'adoucissement dû à la croissance des cavités l'emporte sur l'érouissage du matériau. Il se produit alors une instabilité mécanique traduite notamment par la chute des contraintes dans la zone endommagée. La fissure correspond alors aux zones qui ne transmettent plus d'efforts normaux. Cette approche présente donc l'avantage de ne pas significativement modifier la topologie du maillage en introduisant une fissure mais reste approximative dans la mesure où la précision sur le chemin de propagation est directement liée à la finesse du maillage. De plus, en grandes déformations, la dégénérescence des éléments correspondant aux zones les plus endommagées peut rapidement entraîner la fin du calcul.

3.3.2. Situation du problème

Les bases prothétiques sont, dans la plupart des cas, réalisées en résine acrylique à base de polyméthacrylate de méthyle (PMMA). Ce matériau, qui a fait l'objet de nombreuses études, présente des inconvénients tels sa porosité, la faible transmission des températures, une épaisseur importante, ..., etc. Il est très important de prendre en compte certaines caractéristiques : le vieillissement souvent imprévisible, la liaison à la base rigide rarement satisfaisante, des contraintes importantes liées à l'hygiène [118]. Cependant la facilité de mise en œuvre et surtout le coût modéré font de ces résines le matériau prothétique de choix.

L'ensemble des prothèses dentaires totales sont actuellement fabriqués en utilisant différentes technologies. La procédure de la polymérisation classique permet d'obtenir une prothèse avec de nombreux pores qui permettent la pénétration des microbactéries et des différentes particules alimentaires. Un nettoyage approprié de la prothèse est pratiquement impossible et les pores pourraient déclencher des fractures [119]. C'est pourquoi une méthode de contrôle de qualité est nécessaire avant l'insertion définitive de telles prothèses dans la cavité buccale du patient.

En 1984, au Royaume-Uni, à l'issue d'une enquête, BOWMAN et MANLEY [120] rapportent que le coût des réparations des prothèses totales adjoindes fracturées s'est élevé. Une autre analyse révèle que 68 % des prothèses sont fracturées 3 ans après leur réalisation [121]. Ces études citées à titre d'exemple montrent à quel point les fêlures et les fractures des bases prothétiques en résine (PMMA) représentent l'un des soucis majeurs des praticiens et surtout des patients porteurs de prothèse complète.

3.3.3. Solutions envisagées

Les fractures des prothèses réalisées en résine (PMMA) sont une réalité de l'exercice quotidien du chirurgien-dentiste. Plusieurs propositions ont été faites pour pallier ce problème.

Toutefois, dans certaines situations cliniques particulières, la base prothétique est doublée d'une base souple : ces matériaux jouent un rôle d'amortisseur et apportent beaucoup de confort aux patients [118].

Dans d'autres situations, la base prothétique métallique est parfois la seule alternative car elle présente une bonne résistance avec un module d'élasticité élevé qui lui confère une grande rigidité. A l'heure de l'implantologie, le titane semble avoir sa place en prothèse complète. Avec des avantages indéniables, tels sa faible épaisseur et ses bonnes performances mécaniques. En effet, rien n'est comparable entre la réalisation d'une base résine classique et d'une base en titane qui va nécessiter l'acquisition de technologie et d'un savoir-faire spécifique ; de même, la réalisation d'une base souple entraîne des contraintes et des gestes différents [118]. Toutes ces spécificités ont un coût de revient qui varie d'un matériau et d'une technique à l'autre.

Une nouvelle méthode, de l'injection, a été développée pour obtenir une prothèse plus compacte et qui répond mieux aux processus de nettoyage. Le nombre de pores de la prothèse injectée est réduit et donc le risque de fractures est moins [119].

De nombreux auteurs ont tenté de renforcer les prothèses en résine par divers moyens : Ainsi, CAROLL et COULAUD [122, 123] ont montré que les renforts métalliques posent un problème d'adhésion avec les résines. Quant à KELLY [124], il constate une diminution de la résistance à la fatigue pour les composites PMMA fibre de Nylon. LADIZESKY et CLARK [125] ont obtenu de bons résultats avec les bases prothétiques renforcées par la fibre de polyéthylène.



Fig.64- Renfort métallique des prothèses complètes [126]

Les résultats d'expérimentation confirment l'amélioration importante des propriétés mécaniques et notamment la résistance à la fatigue des résines prothétiques renforcées par les fibres (verre, polyéthylène, carbone et Kevlar).

Malgré d'excellentes propriétés mécaniques, les fibres de carbone ont été rapidement laissées de côté, essentiellement à cause de leur couleur noirâtre difficile à dissimuler [127]. De plus, les résines dentaires présentent une mauvaise adhérence sur ce type de fibres [127].

Les fibres d'aramide ont été également délaissées, car elles se révélaient d'une usinabilité délicate, présentaient une absorption d'eau importante [128], et une résistance en compression médiocre [127].

Ainsi, les deux types de fibres les plus largement employées sont les fibres de verre et celles de polyéthylène [127, 129].

Le renforcement par fibres ne peut être efficace que seulement si les contraintes, appliquées à l'ensemble du polymère fibré, sont transférées de la matrice vers le renfort fibré. Or, ceci, ne peut être obtenu que lorsqu'il y a une bonne imprégnation, et donc une bonne liaison fibres/matrice [130, 131].

Chapitre 4

Modélisation et simulation de la rupture d'une prothèse adjointe totale sollicitée

4.1. Formulation du problème

Les recherches actuelles se sont concentrés sur le bon choix des prothèses d'une manière générale. Alors que le problème devient des plus confuses avec le temps, c'est-à-dire, qu'il dépend de plus en plus de beaucoup de paramètres. Nous citons essentiellement les caractéristiques physiques et mécaniques des matériaux surtout.

Nous avons jugé, en se basant sur la bibliographie récente qu'afin de prévoir l'endommagement et de diminuer l'effort en maximum dans l'articulation temporo-maxillaire qu'il est nécessaire de recevoir à partir des différents chargements la matière des dents qui convient le mieux.

4.2. Introduction

La complexité des systèmes physiques ou technologiques destinés à être conçus ou étudiés a conduit à employer des méthodes numériques basées sur le principe d'approcher une solution nominale le plus possible, mais celles-ci exigent de grands calculs nécessitant des calculateurs efficaces.

4.2.1. Méthode des éléments finis

La méthode des éléments finis permet de résoudre numériquement un certain nombre de problèmes mettant en jeu des associations de structures. Les réactions de ces structures soumises à des efforts ne peuvent être analysées qu'au prix d'une certaine approximation.

Un nombre insuffisant d'éléments dans une zone courbée peut dissimuler des concentrations de contraintes. L'exactitude sera d'autant meilleure que le type et le nombre d'éléments seront élevés dans le modèle ; mais ceci entraînera une augmentation du temps de calcul.

En revanche la méthode des éléments finis permet de rendre compte des situations lorsque les chargements et les déplacements seraient difficilement traitables par les méthodes classiques. Elle peut également trouver son intérêt dans les possibilités qu'elle offre pour prendre en compte des hypothèses variées et donc, de comparer

l'influence des différents paramètres, tels que les matériaux prothétiques, le nombre de points d'appui dentaire, la configuration géométrique des prothèses...

Cette méthode permet par exemple d'étudier le comportement :

- des os
- des implants et de la structure osseuse
- du matériel sportif...

4.2.2. ANSYS Workbench

Pour l'analyse de la structure (prothèse), nous utilisons les performances du logiciel ANSYS Workbench. Toutes les applications destinées aux calculs par éléments finis nécessitent d'importantes connaissances dans le domaine du calcul alors qu'Ansys Workbench est conçu pour être utilisé par tous sans qu'il y ait besoin de formation préalable sur les éléments finis. Grâce à son interface intuitive, il permet une prise en main très rapide du logiciel avec l'option d'automatisation de la reconnaissance des zones de contacts et la génération du maillage.

Le programme ANSYS Workbench a de nombreuses capacités d'analyse des éléments finis, allant d'une simple analyse statique linéaire à une analyse statique complexe non linéaire. Les guides d'analyse de la documentation ANSYS Workbench décrivent les procédures à suivre pour effectuer des analyses pour différentes disciplines de l'ingénierie.

Le but ultime d'une analyse par éléments finis est de recréer mathématiquement le comportement d'un véritable système d'ingénierie. En d'autres termes, l'analyse doit être un modèle mathématique précis d'un prototype physique. Au sens le plus large, ce modèle se compose de tous les nœuds, les éléments, les propriétés des matériaux, de véritables constantes, des conditions aux limites, et d'autres caractéristiques qui sont utilisés pour représenter le système physique.

4.3. Procédure générale (application)

Comme le logiciel ANSYS Workbench est de grande capacité, afin d'y profiter il a été nécessaire de formuler une modélisation adéquate (convenable). Nous réalisons donc la modélisation sur le logiciel cénima 4D (Fig.65a) prévu pour le but. Ensuite par l'intermédiaire du logiciel POLYTRAN (Fig.65b) on assure son transport sur ANSYS Workbench (Fig.65c) qui effectue à son tour la solution suivant les conditions bien définies.

Les démarches d'ANSYS Workbench s'effectuent suivant un schéma nécessitant d'abord l'appel de design Modeler qui importe la géométrie de la structure (Fig.65c) sur laquelle s'effectue le calcul qui se fait par la simulation de cette géométrie représentant l'étape suivante. On fait entrer ensuite les propriétés physiques des matériaux (Fig.65d).

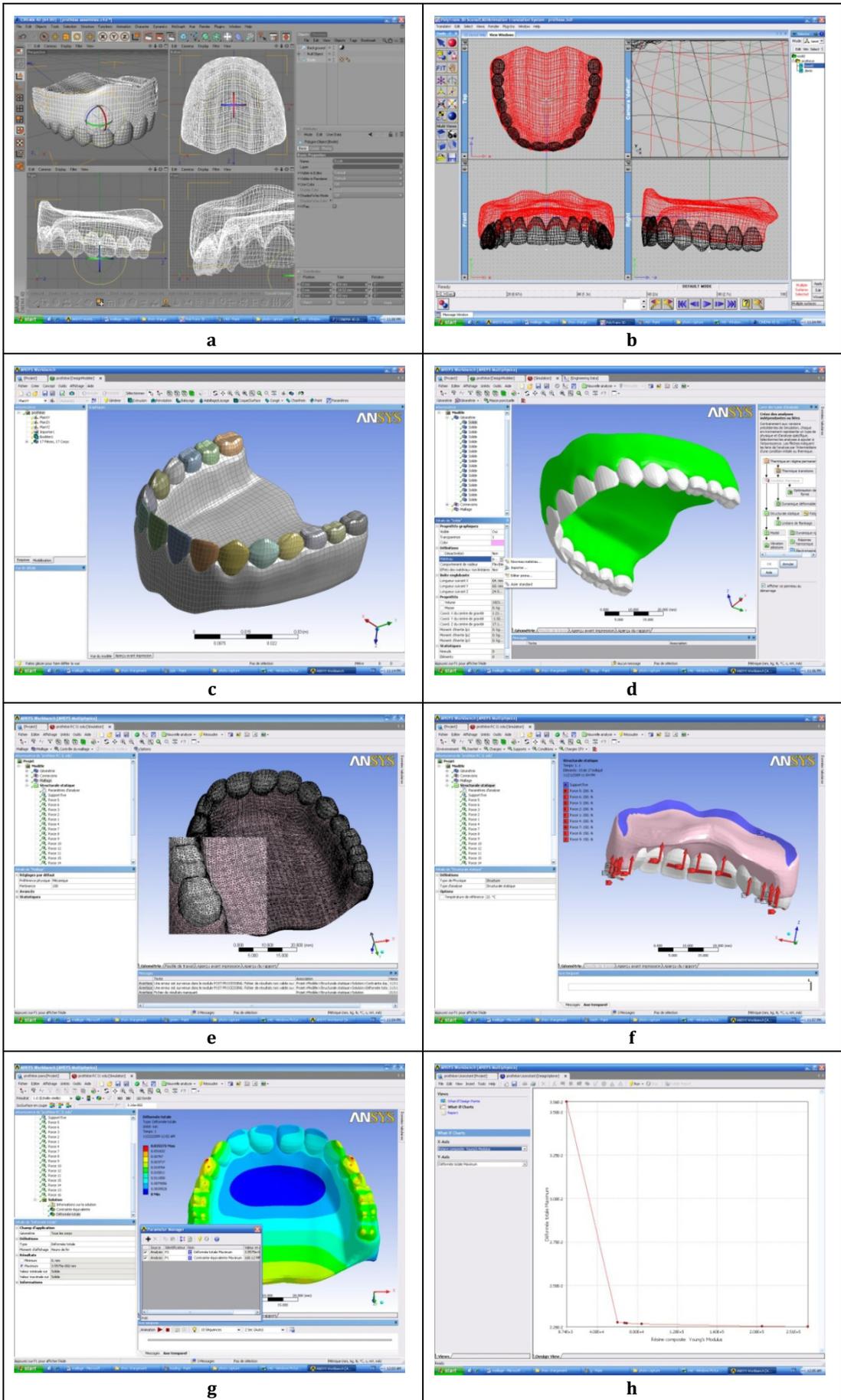


Fig.65- Etapes de la simulation numérique

L'ANSYS Workbench effectue un maillage automatique (par défaut). Si on aurait besoin de le raffiner, on doit intervenir dans le changement des paramètres choisis par défaut (Fig.65e). Par la suite, on applique les forces et on assure la fixation de la prothèse (Fig.65f).

Une fois les données sont installées, il ne reste qu'à lancer la résolution. Le choix d'un résultat parmi tant d'autres obtenus se fait selon le besoin de l'étude à effectuer (Fig.65g). Une fois les résultats obtenus, il ne reste qu'à varier certains paramètres (caractéristiques physiques) par rapport à certains autres afin de déterminer les plus influents (Fig.65h).

4.4. Données et résultats

Par hypothèses, on suppose que les matériaux sont homogènes, élastiques, linéaires et isotropes. Les propriétés élastiques (le module de Young et le coefficient de Poisson) sont présentées dans les tableaux (9,10).

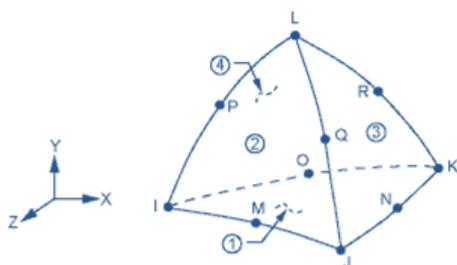
Tableau9: propriétés élastiques des matériaux de base

Matériaux	Module de Young (Mpa)	Coefficient de poisson
PMMA1 [132]	2 700	0.35
PMMA2 [133]	2 800	0.38
PMMA3 [134]	2 900	0.36
PMMA4 [135]	3 200	0.4
PMMA5 [136]	3 300	0.37
Os (cortical) [137]	15 000	0.33

Tableau10: propriétés élastiques des matériaux des dents

Matériaux	Module de Young (Mpa)	Coefficient de poisson
Résine composite [138]	8740	0.35
Porcelaine1 [139]	69 000	0.28
Porcelaine2 [140]	67 000	0.19
Zircone [140]	205 000	0.31
Alumine [140]	251 000	0.22
Dents1 (email) [141]	60 000	0.33
Dents2 (email) [94]	84 100	0.2

L'élément de maillage choisi est un tétraèdre quadratique isoparamétrique à 10 nœuds (Fig.66).



Les nœuds : I, J, K, L, M, N, O, P, Q, R
 Les faces: 1 (J-I-K), 2 (I-J-L), 3 (J-K-L), 4 (K-I-L)

Fig.66- Élément tétraèdre quadratique isoparamétrique à 10 nœuds

4.4.1. Choix du maillage

La base est chargée par une force verticale de 200N sur le centre de chaque empreinte des dents molaires. Cette charge est répartie sur une surface moyenne d'environ 30.5mm². Les propriétés élastiques choisies sont celles du PMMA3. Concernant les conditions aux limites, l'encastrement a été placé au niveau de l'extrémité de la base du modèle pour empêcher la rotation et la translation (Fig.67).

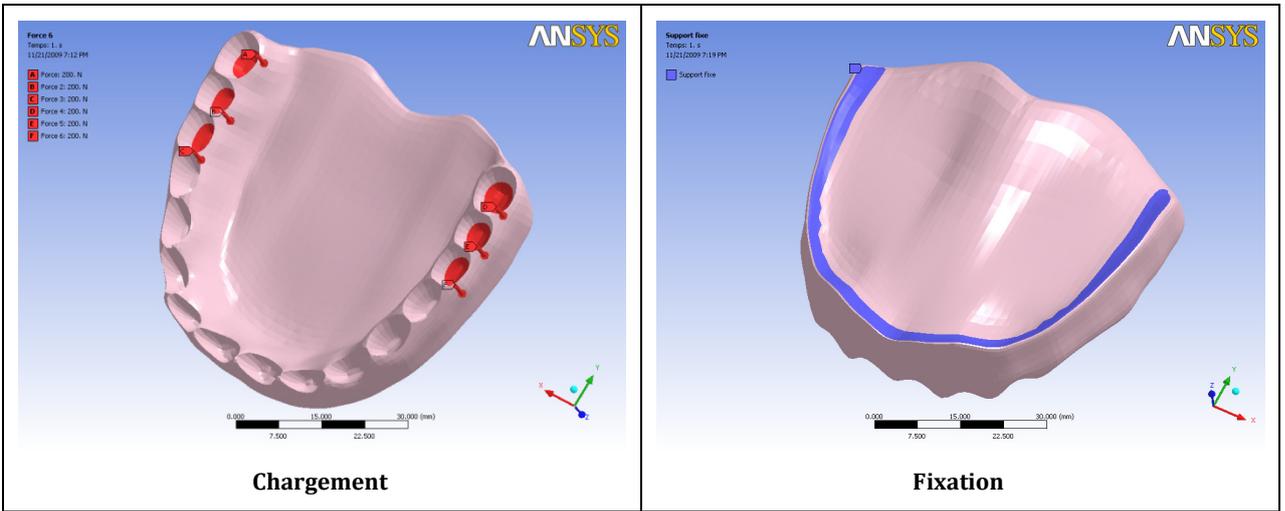


Fig.67- Chargement et fixation de la base

Un test de convergence est prévu pour évaluer l'effet de la finesse du maillage sur la précision de la simulation numérique qui sera réalisée.

Nous essayons quatre maillages différents (Fig.68), nous recueillons les résultats numériques correspondants à chaque maillage dans le tableau 11.

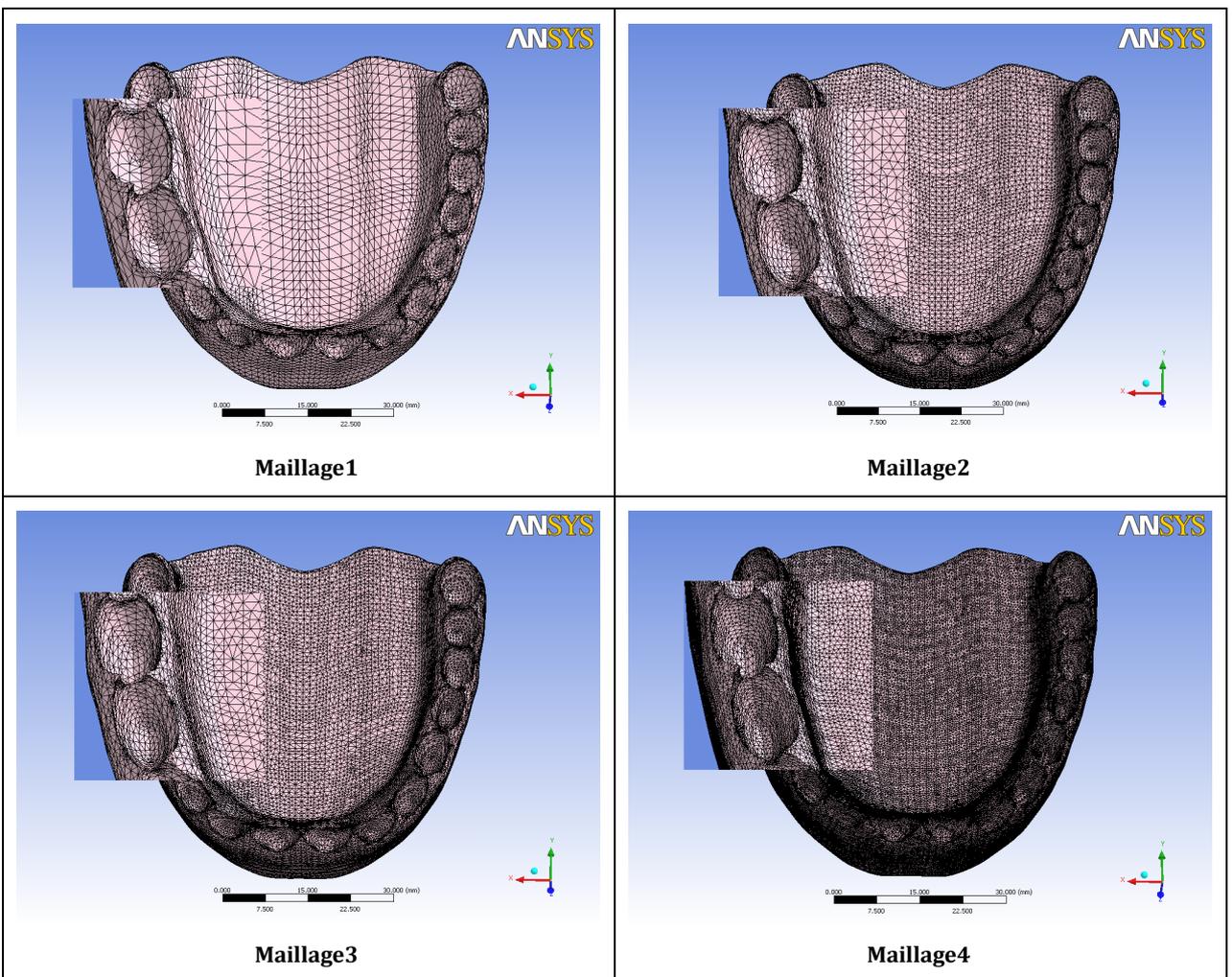


Fig.68- Différents types de maillage

Tableau11: Contraintes de Von Mises et déformées totales

Types de maillages	Nombre de nœuds	Nombre d'éléments	Contraintes de Von Mises (Mpa)	Déformées totales (mm)
Maillage1	83 125	47 022	30.456	0.049615
Maillage2	246 307	149 491	39.766	0.053098
Maillage3	296 145	181 362	41.773	0.053154
Maillage4	919 012	580 352	61 803	0.055218

On remarque bien que le maillage4 est plus raffiner que le maillage3, le maillage2, et le maillage1.

Il est clair d'après ce qu'il ressort dans le tableau11 que la contrainte maximale équivalente de Von Mises augmente en fonction du nombre d'éléments du maillage. La valeur de la contrainte maximale équivalente de Von Mises ainsi que la déformée totale atteintes correspondent au maximum d'éléments du maillage sont pratiquement celles qu'on trouve dans la bibliographie. Il est alors remarquable que la solution est d'autant plus exacte que lorsque le nombre de nœuds du maillage est plus important comme il a été indiqué dans la référence [142].

4.4.2. Choix du matériau de la base

Gardant pour ce but le même chargement et même conditions aux limites qu'au par avant. Essayant maintenant cinq matériaux de PMMA figurant sur le tableau9. Mentionnant que les propriétés élastiques du PMMA3 sont obtenues expérimentalement, alors que les matériaux : PMMA1, PMMA2 et PMMA4 sont des produits commerciaux. Le maillage choisit est celui par défaut.

Tableau12: Déformée directionnelle suivant X des cinq matériaux

Matériaux	PMMA1	PMMA2	PMMA3	PMMA4	PMMA5
Déformées directionnelle (mm)	0.03902	0.03706	0.036163	0.032013	0.03162

La valeur de la déformée directionnelle concernant le PMMA3 d'après le tableau12 coïncide exactement avec celui obtenu dans le travail de la référence [119].

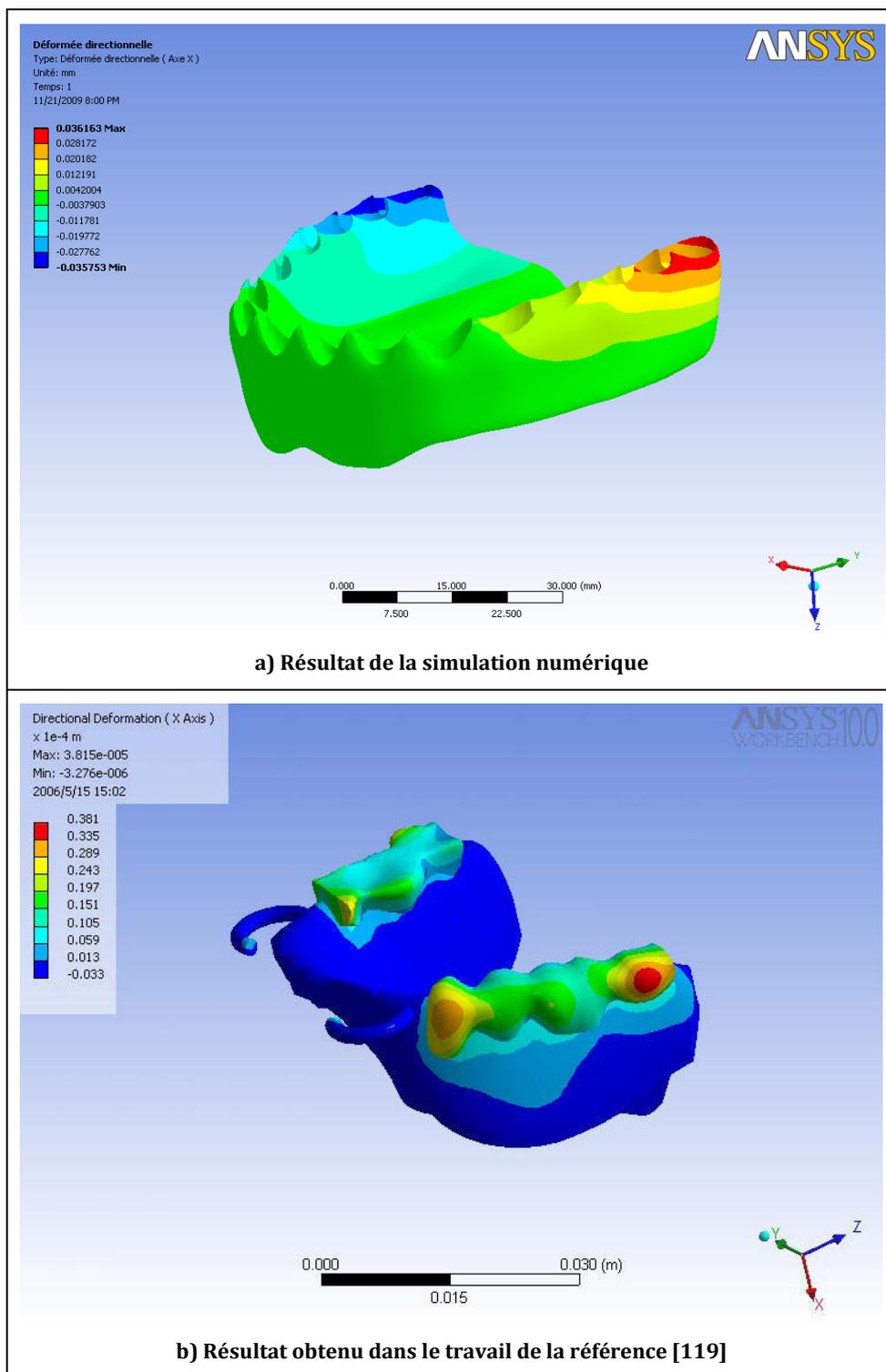


Fig.69- Comparaison des résultats

Ce qui confirme que les matériaux ayant des propriétés obtenus expérimentalement donnent des bons résultats.

4.4.3. Choix du matériau des dents

Nous allons envisager le choix des dents concernées pour la réalisation de la prothèse dentaire totale supérieure pour que les rapports dento dentaires prothétiques ne doivent entraîner aucune difficulté au niveau de l'articulation temporo-maxillaire. Pour cela il a été évident d'étudier la distribution des contraintes maximales équivalentes de Von Mises de cinq matériaux différents (tableau10) de même géométries. On choisi la finesse du maillage4 pour effectuer cette simulation(Fig.70a).

La prothèse dentaire totale supérieure est soumise à des forces de mastication qui varie pour chaque zone dentaire. La zone molaire, la zone prémolaire et les zones (canine et incisive) sont chargées respectivement par des forces normales de 200, 150 et 65 N (Fig.70c) [81]. Ces forces sont appliquées aux cuspides sur une surface d'environ 0.5mm^2 , décrite par Okeson (2003) comme une zone de contact réel trouvée dans la plupart des patients évalués [143]. et sur le tiers palatin de chaque dent incisive classel [74]. La force 200N [116] est grande pour un contact occlusal unique (Körber et Ludwig, 1983). Ce cas de charge a été choisi pour que nous puissions analyser la distribution de la contrainte de Von Mises dans des conditions extrêmes (le pire des cas). La prothèse est encadrée par la partie supérieure (Fig.70b).

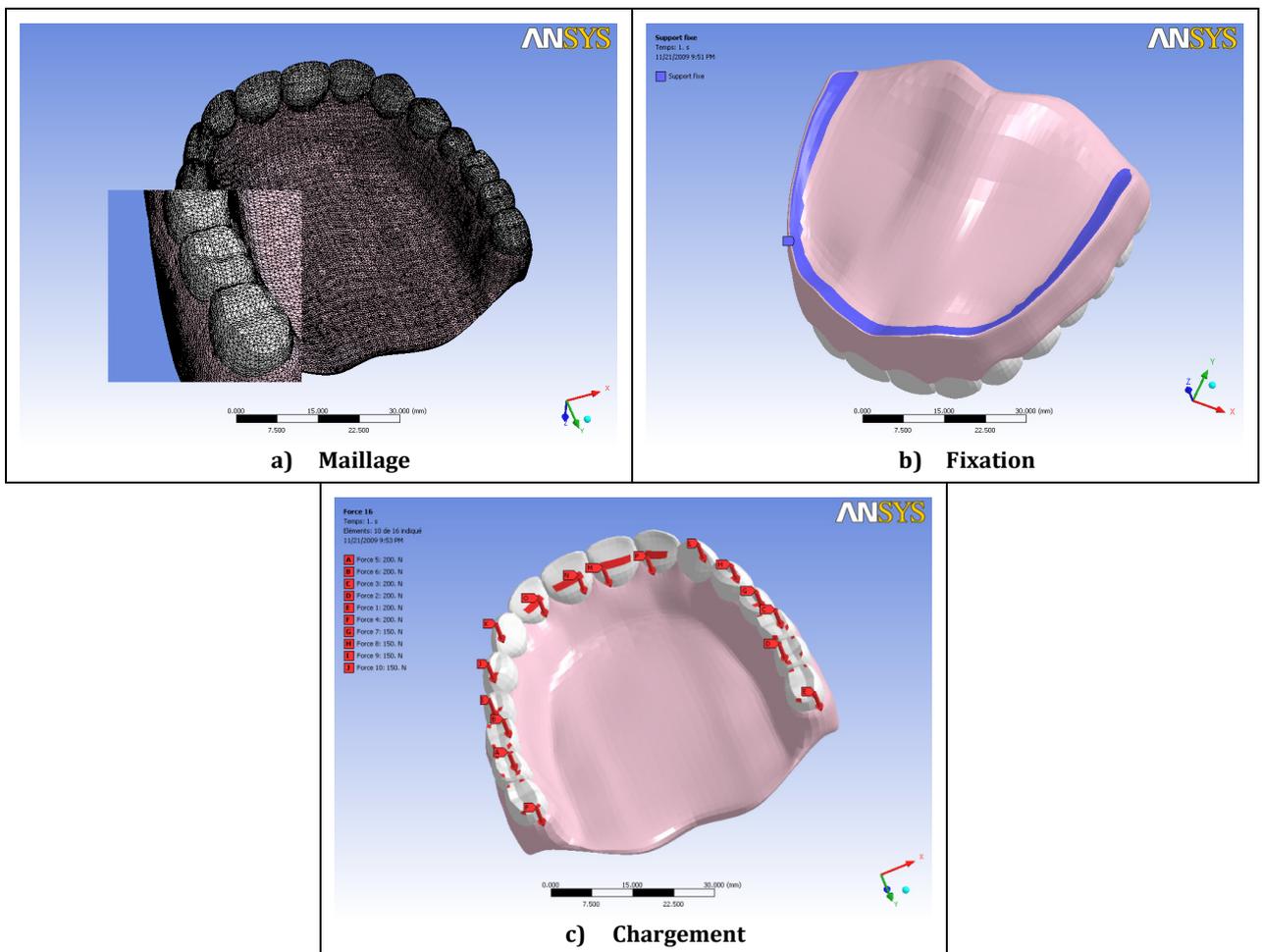


Fig.70- Maillage, fixation et chargement de la prothèse

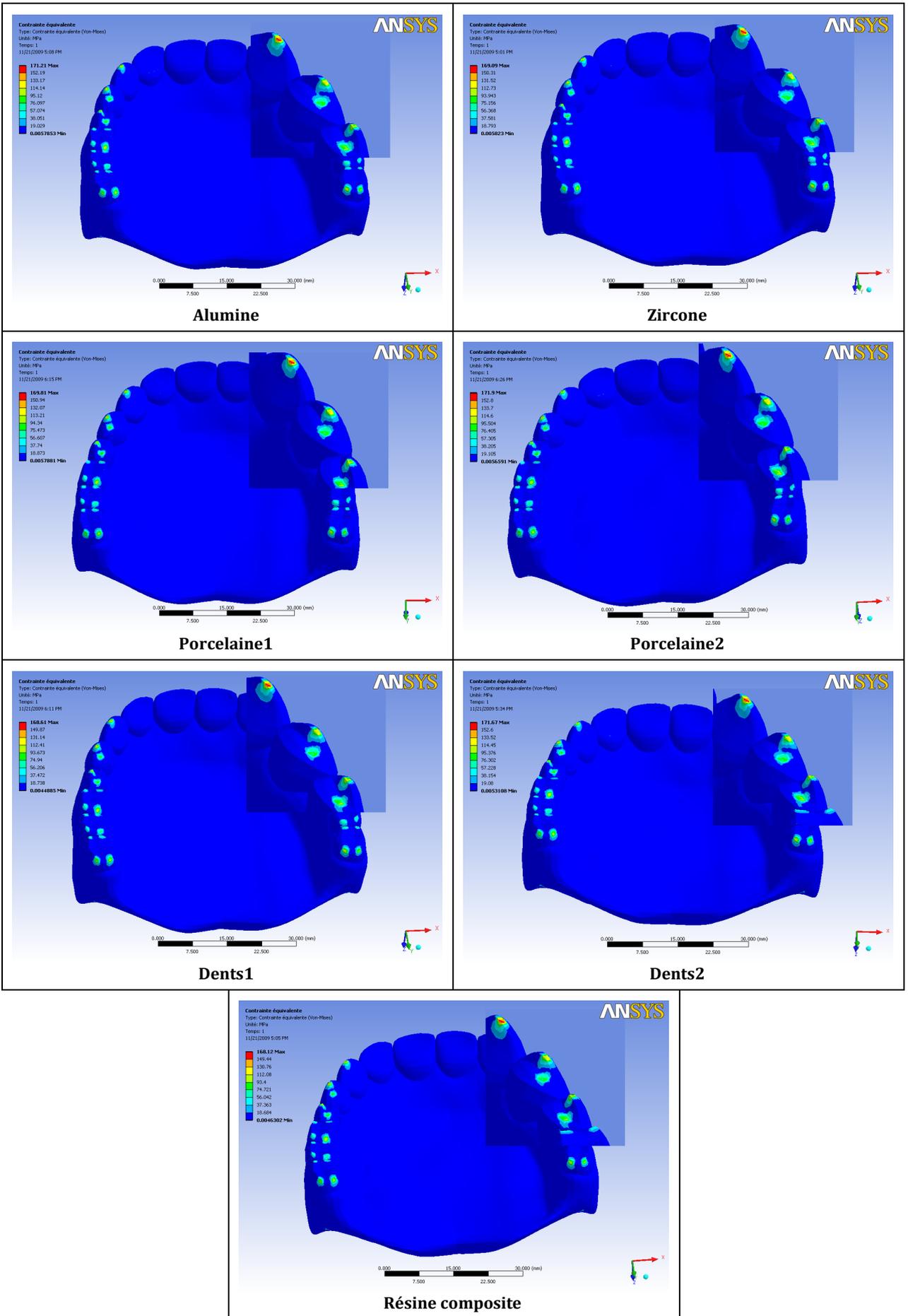


Fig.71- Iso-contraintes des matériaux des dents

Les iso-contraintes correspondantes respectivement à chaque résultat numérique sont montrées dans la figure(71).

Tableau13: contraintes maximales équivalentes de Von Mises

Matériaux	Alumine	Zircone	Porcel.1	Porcel.2	Résine.C	Dents1	Dents2
Contraintes de Von Mises (Mpa)	171.21	169.09	169.81	171.9	168.12	168.61	171.67

D'après ce qu'on obtient dans le tableau13 par simulation et en comparaison avec ce qui est obtenu pour les dents naturelles, on observe que toutes les valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises des cinq matériaux sur lesquels l'étude est menée sont proches de celles des dents naturelles, cependant il est préférable de prendre en compte la plus petite des contraintes maximales équivalentes de Von Mises, il s'agit alors de la résine composite.

On voit bien que les plus grandes valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises apparaissent sur les cuspidés, c'est ce qui est confirmé par la référence [144].

4.4.4. Choix du chargement

Conservons la matière de la base (PMMA3), la matière des dents (résine composite), la finesse du maillage4 ainsi que la fixation de la prothèse totale supérieure.

Gardons pour le « cas a » le même chargement que par avant ; 200N, 150N, 65N respectivement sur les molaires, les prémolaires, les (incisives et canines) (Fig.72a).

Dans le « cas b », nous éliminons les charges appliquées sur les incisives(Fig.72b).

Dans le « cas c », nous éliminons les charges appliquées sur les incisives et les canines(Fig.72c).

Dans le « cas d », nous éliminons les charges appliquées sur les incisives, les canines et les prémolaires(Fig.72d).

Tableau14: contraintes de Von Mises et déformées totales

Différents cas	a	b	c	d
Contraintes de Von Mises (Mpa)	168.12	168.12	135.29	115.33
Déformées totales (mm)	0.035575	0.036783	0.03394	0.031007

Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de Von Mises et déformées totales sont classés dans le tableau14.

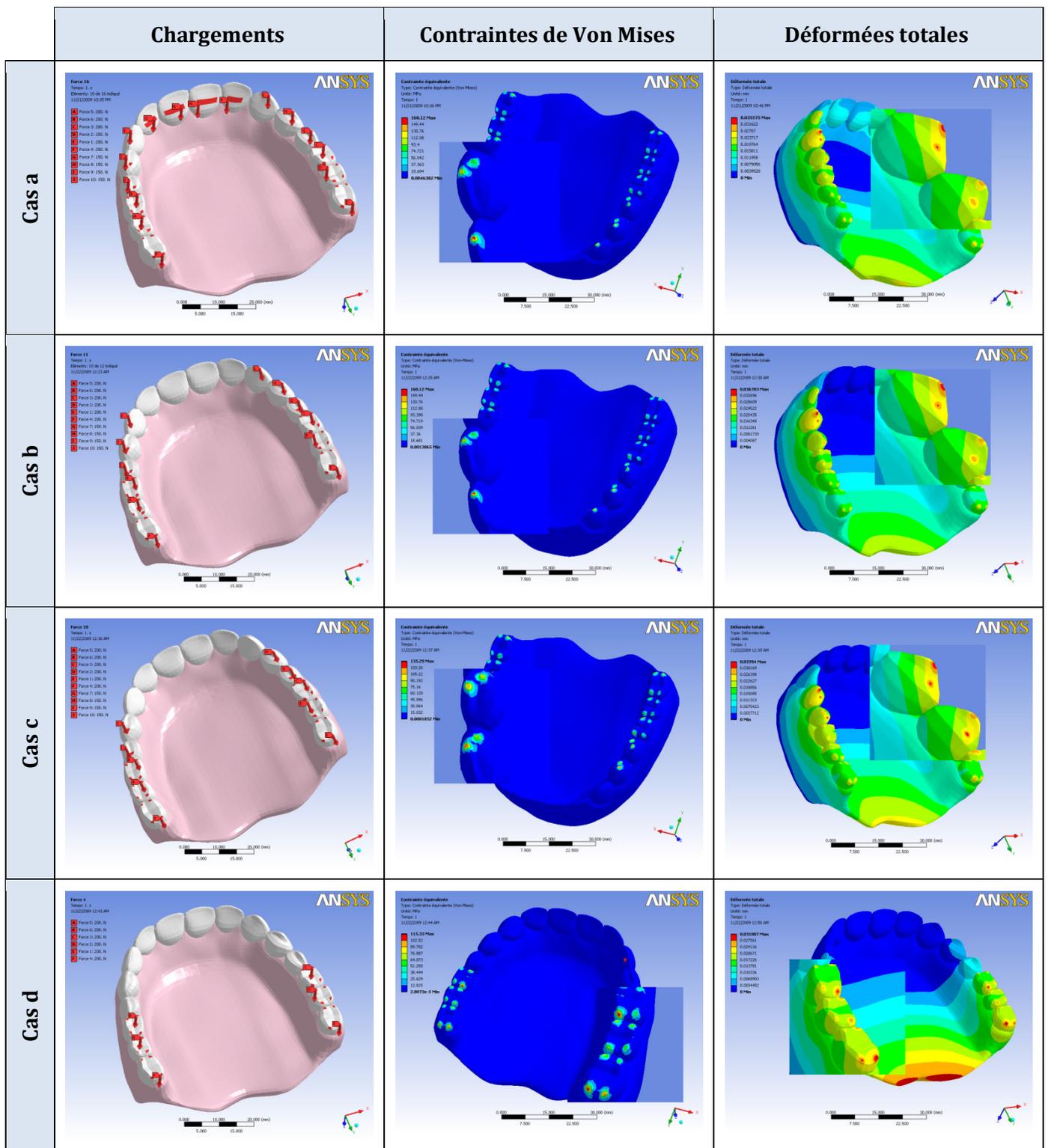


Fig.72- choix du chargement

D'après le tableau14, on observe que la valeur de contrainte maximale équivalente de Von Mises obtenue dans le « cas a » est la même valeur obtenue dans le « cas b » ce qui confirme, dans un premier temps, que les dents incisives n'ont aucun rôle dans la mastication [74]. Cette valeur diminue de 19.5% (cas c) et de 31.4% (cas d) ce qui confirme, dans un deuxième temps, que la force de mastication est énorme dans la zone molaire [74]. Ces résultats sont tout à fait comparables à la réalité. Concernant la déformée totale, la plus petite valeur est celle trouvée dans le « cas d », donc le chargement le plus influent est celui appliqué aux dents molaires.

La figure72 montre que dans le « cas a », « cas b », et « cas c » les plus grandes valeurs de la contrainte maximale équivalente de Von Mises et de la déformée totale sont concentrées sur les sommets des canines alors que dans le « cas d » les plus grandes valeurs de la contrainte maximale équivalente de Von Mises et de la déformée totale sont concentrées sur les cuspidés molaires.

4.4.5. Choix de l'emplacement du chargement

Dans cette partie on admet le « cas d » en appliquant une force de 200N sur une surface de 6.5mm^2 pour chaque dent et on fait varier l'emplacement du chargement dans le but d'identifier les zones de risque majeur de défaillance. Nous considérons quatre emplacements différents : le centre des molaires, l'extrémité extérieure des molaires, l'extrémité intérieure des molaires, et les extrémités diamétralement opposées.

Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de Von Mises et déformées totales sont classés dans le tableau15.

Tableau15: contraintes de Von Mises et déformées totales

Différents cas	a	b	c	d
Contraintes de Von Mises (Mpa)	54.249	83.06	105.11	73.118

D'après le tableau15 et la figure73, les plus grandes valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises, qui causent l'endommagement des matériaux des dents, apparaissent sur les zones de l'extrémité intérieure des molaires (cas c). Alors que les plus faibles valeurs des contraintes maximales équivalentes de Von Mises apparaissent au centre des dents molaires et c'est le cas le plus favorable (cas a).

En conclusion, les meilleures valeurs de la répartition des contraintes maximales équivalentes de Von Mises de la charge appliquée au centre des dents molaires ont été trouvées pour la résine composite.

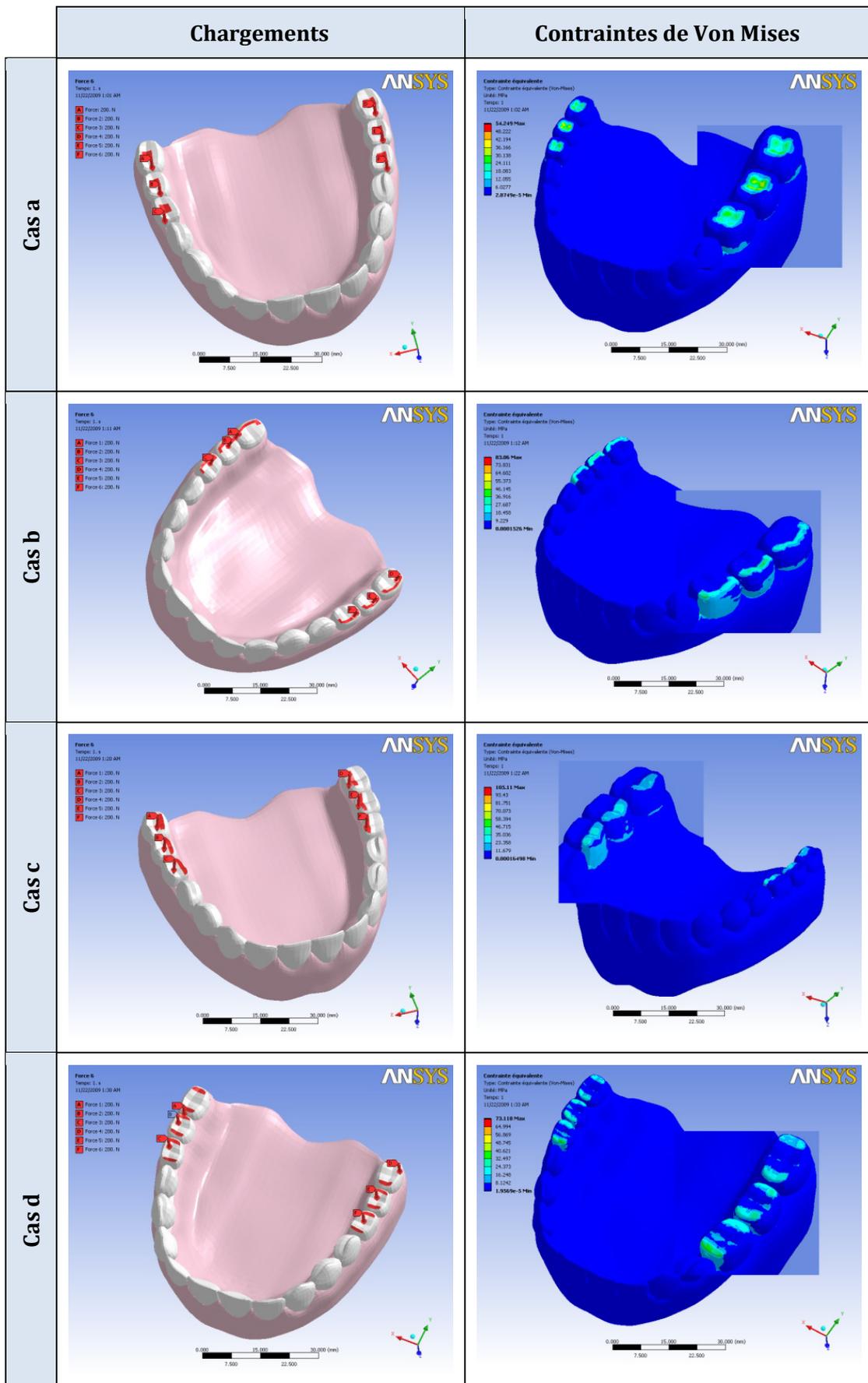


Fig.73- choix de l'emplacement

4.4.6. Etude paramétrique

Cette simulation numérique nous a permis de constater que l'augmentation du coefficient de poisson cause la diminution des contraintes maximales équivalentes de Von Mises. Pour mieux comprendre cette influence, nous effectuons une étude paramétrique. Alors on considère les matériaux des dents (tableau10), dans un premier temps. Dans un deuxième temps, on suppose qu'ils ont le même coefficient de poisson ($\mu = 0.35$) et on trace les graphes (1, 2, 3, 4).

Les résultats obtenus en contraintes maximales équivalentes de Von Mises et déformées totales sont illustrés dans les tableaux (16, 17).

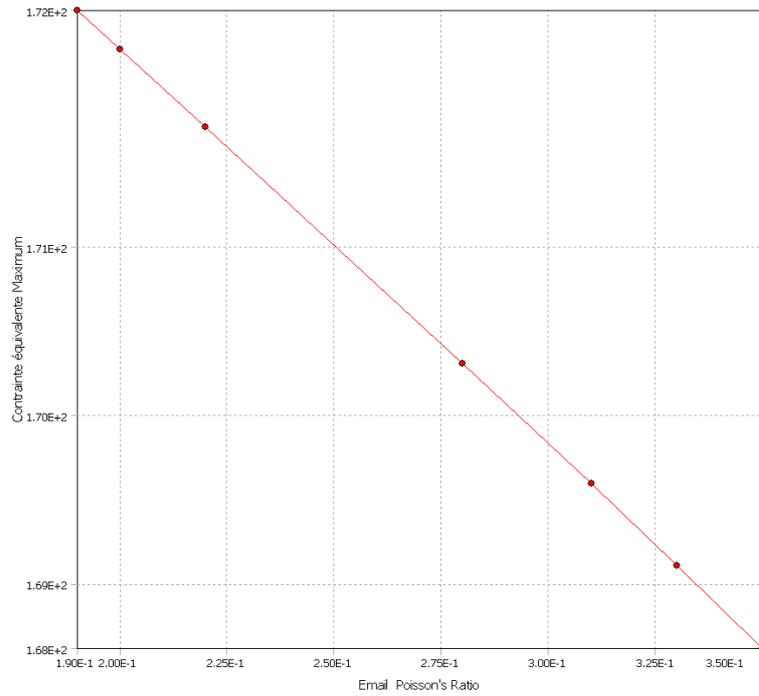
Tableau16: contraintes de Von Mises et déformées totales

Run #	Email Young's Modulus	Email Poisson's Ratio	Contrainte équivalente Maximum	Déformée totale Maximum
Initial	84100	0.2	171.67	4.9639e-003
1	60000	0.33	168.61	5.8978e-003
2	8740.	0.35	168.12	2.0878e-002
3	69000	0.28	169.81	5.4798e-003
4	67000	0.19	171.9	5.4923e-003
5	2.05e+005	0.31	169.09	4.3984e-003
6	2.51e+005	0.22	171.21	4.4225e-003

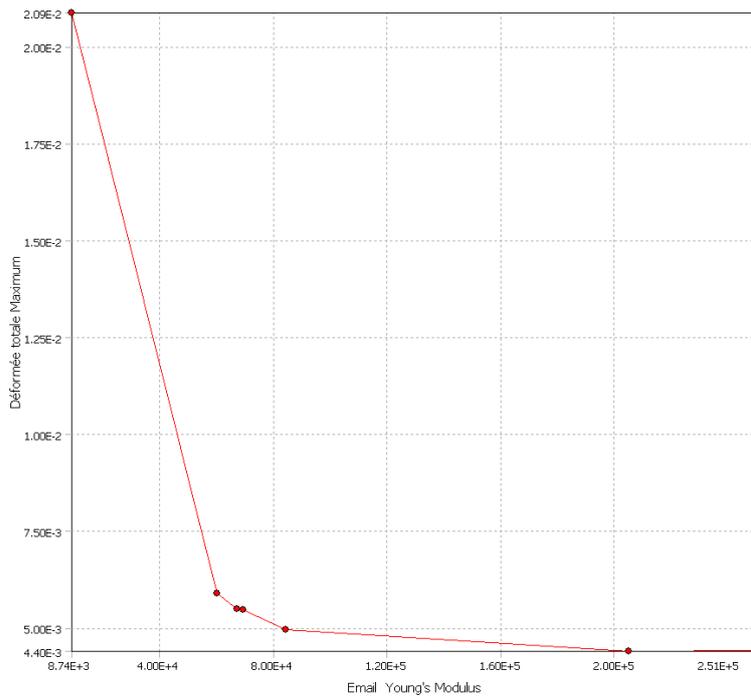
Tableau17: contraintes de Von Mises et déformées totales

Run #	Résine composite Young's Modulus	Résine composite Poisson's Ratio	Déformée totale Maximum	Contrainte équivalente Maximum
Initial	8740.	0.35	3.5575e-002	168.12
1	60000	0.35	2.2848e-002	168.12
2	67000	0.35	2.2819e-002	168.12
3	69000	0.35	2.2812e-002	168.12
4	84100	0.35	2.2766e-002	168.12
5	2.05e+005	0.35	2.263e-002	168.12
6	2.51e+005	0.35	2.2611e-002	168.12

D'après les tableaux (16, 17), le module de Young influe sur les valeurs de la déformée totale (proportionnellement inversés) ainsi que le coefficient de poisson influe également sur les contraintes maximales équivalentes de Von Mises de la même manière comme le montre visiblement les graphes (1, 2, 3, 4).



Graphe1- la contrainte de Von Mises en focation de μ



Graphe2- la Déformée totale en focation de E

Conclusion

Ce travail a pour objectif de choisir le matériau qui n'a pas des effets secondaires sur les tissus dentaires et l'articulation temporo-maxillaires.

Nous avons montré que :

- la finesse du maillage donne des résultats plus proches de la solution exacte ;
- les matériaux ayant des propriétés obtenus expérimentalement donnent des bons résultats ;
- le bon choix du matériau dépend de son coefficient de poisson. Le matériau ayant le plus grand coefficient de poisson donne des bons résultats ;
- le chargement le plus favorable est celui qui est appliqué au centre des dents molaires, alors que celui qui est appliqué à l'extrémité intérieure cause la défaillance de la prothèse totale supérieure.

Les résultats (contraintes maximales équivalentes de Von Mises et déformées totales) obtenus pour le calcul numérique sont comparable à ceux qu'on trouve dans la littérature.

Nous avons montré que le paramètre essentiel concernant le choix d'une prothèse dentaire adjointe totale supérieure est le coefficient de poisson.

Nous montrerons à travers ces quelques points comment la recherche fondamentale peut guider le praticien dans ses choix prothétiques et lui permettra d'évaluer sa prothèse en fabriquant des matériaux ayant des propriétés similaires ou proches de tissus dentaires.

Annexe 1

De la prothèse de Charley à la prothèse sans ciment [7]

Les métaux restent les matériaux les plus utilisés en orthopédie en raison de leurs propriétés mécaniques. Toutefois ces matériaux ne présentent pas des caractéristiques de bioactivité souhaitables et sont souvent moyennement tolérés. Par ailleurs, les prothèses métalliques sont souvent fixées à l'os par des ciments à base de polyméthylmétacrylate. La mise en œuvre de ces ciments, délicate, peut être associée à un relargage de monomère nocif (hyperthermie, inflammation locale) et un échauffement local considérable (jusqu'à 80°C), dû à la polymérisation, qui peut provoquer la nécrose des tissus environnants. De plus, le ciment polymère est simplement biotoléré. Sa jonction avec le tissu osseux, de mauvaise qualité, est constituée par un tissu conjonctif d'encapsulation. Ces prothèses ont une durée de vie limitée (10-15 ans) et se descellent toujours à la jonction ciment-tissu.

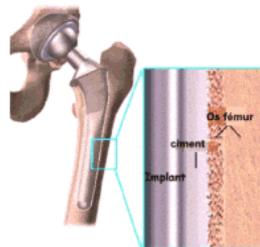


Fig. 26- Prothèse totale de hanche cimentée [8]

Afin de remédier à ces inconvénients et d'augmenter la durée de vie des prothèses, des fixations sans ciment ont été préconisées. La prothèse est simplement placée dans un logement adapté, préalablement préparé dans l'os, l'ancrage est assuré par des irrégularités de la surface métallique et la repousse osseuse au contact de la prothèse. C'est donc en fait le tissu osseux, renouvelable, et autoréparable qui fait office de ciment. Toutefois l'interface métal-os, encore de mauvaise qualité, limite la durée des implants.

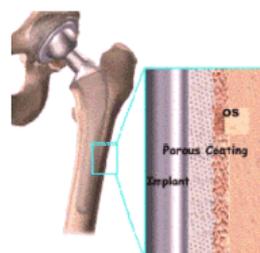


Fig. 27- Prothèse totale de hanche non cimentée [8]

Une amélioration substantielle a été apportée par le recouvrement des prothèses sans ciment avec un dépôt bioactif d'hydroxyapatite phospho-calcique. Ce phosphate, de structure analogue à celle du minéral osseux se lie sans interposition de tissu conjonctif à l'os. Le processus biologique responsable de cette bioactivité est aujourd'hui connu. L'apatite se trouve en fait dans l'organisme en présence de fluides biologiques sursaturés par rapport à son produit de solubilité. Il précipite donc à la surface du matériau une apatite néo-formée tout à fait analogue au minéral osseux. Ces cristaux associés à des protéines de liaisons vont fixer les ostéoblastes (les cellules spécifiques de la construction osseuse) qui vont rapidement synthétiser un os nouveau. La prothèse est alors parfaitement intégrée à l'os. Les revêtements d'hydroxyapatite (HAP) nanostructurés obtenus par projection thermique ont été développés pour améliorer la biocompatibilité.



Fig. 28- Tige revêtue de HAP [52]

Ce processus idyllique est malheureusement troublé par deux facteurs. Il faut tout d'abord que le patient soit capable de synthétiser un os de bonne qualité or les prothèses sont le plus souvent implantées sur des patients âgés qui peuvent avoir une ostéosynthèse très diminuée. Par ailleurs, la réalisation des dépôts, effectuée par projection plasma, conduit à une décomposition de l'apatite en un mélange de phases qui favorisent sa dégradation. Paradoxalement la présence de phase amorphe semble favoriser la réparation osseuse. Des études sont actuellement développées afin d'améliorer encore ces systèmes.

Annexe 2

La biocompatibilité

1. Evaluation de la biocompatibilité

La biocompatibilité des biomatériaux doit être définie sur trois niveaux successifs d'investigation [5]:

- Tests *in vitro* (tests initiaux) ;
- Tests *in vivo* (tests secondaires) ;
- Tests précliniques.

La synthèse de ces études permet de déterminer les mécanismes d'interaction des surfaces implantaires sur les tissus de façon à optimiser de nouveaux matériaux implantaires en vue d'une utilisation clinique.

1.1. Tests *in vitro*

La culture des tissus permet d'obtenir en laboratoire des organes animaux ou végétaux et d'étudier la mise en place de leur architecture, leur croissance, leurs pathologies, etc. Les tests de cytotoxicité *in vitro* constituent une première approche rapide et efficace réduisant l'expérimentation animale.

Les méthodes de cultures de cellules *in vitro* permettent d'évaluer la cytotoxicité et les interactions des matériaux ou des dispositifs par contact direct d'explants et/ou en présence d'extraits préparés à partir de ceux-ci, avec des cellules de lignée et/ou différenciées, sur lesquelles on observe et quantifie les effets provoqués [10]. Elles peuvent être employées pour aborder les aspects suivants de la réponse cellulaire :

- l'adhésion des cellules au substrat ;
- la morphologie cellulaire et matricielle ;
- la prolifération cellulaire ;
- les fonctions cellulaires et matricielles.

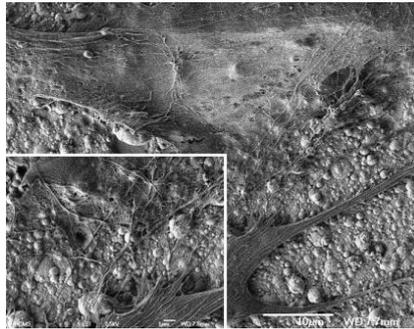


Fig.29- Test de bio compatibilité par croissance cellulaire *in vitro* de cellules d'osteoblasts sur couches minces d'hydroxyapatite [ICSI Mulhouse] [9].

Il est actuellement possible de cultiver à peu près tous les types cellulaires du corps humain. Ceci permet d'utiliser *in vitro* la même espèce que celle présente *in vivo* au contact du matériau. Ainsi, dans le domaine dentaire, un matériau implantaire peut être étudié avec des cellules osseuses ou cartilagineuses, des alliages prothétiques avec des cellules épithéliales ou conjonctives gingivales, des matériaux de restauration avec des cellules pulpaire. Les cellules cultivées peuvent être d'origine humaine ou animale. Les premières présentent l'avantage d'une meilleure prévisibilité mais de condition plus difficile de prélèvement tant du point de vue éthique que quantitatif. Les secondes présentent des atouts et inconvénients inverses.

Deux grandes catégories de cellules peuvent être utilisées :

- des lignées continues de cellules immortalisées, qui peuvent pousser indéfiniment ;
- des lignées primaires, dont la durée de vie est limitée. Celles-ci sont obtenues à partir d'une biopsie disséquée et/ou traitée par voie enzymatique. Leur fonctionnalité et leur exploitation est limitée à un certain nombre de passages.

Les recherches scientifiques faites jusqu'à présent démontrent que la culture cellulaire *in vitro* est bien adaptée pour une première analyse des interactions matériau/tissus. Des résultats défavorables dans l'évaluation d'un matériau à ce stade impliquent invariablement le rejet de ce matériau pour l'application envisagée et la nécessité de son amélioration (KLEIN et coll. 1998) [15].

1.2. Tests *in vivo*

De façon à compléter les informations *in vitro*, il convient de réaliser des tests *in vivo* sur une espèce animale conformément à la réglementation sur les expérimentations animales (normes ISO 10993 et NF S90-701). Pour ce faire, le matériau est implanté pendant une durée déterminée afin d'appréhender le court, le moyen et long terme. Les

tissus péri-implantaires (tissu osseux, tissu conjonctif, tissu épithélial) sont analysés histologiquement et comparés aux tissus non implantés.

1.3. Tests précliniques

Les tests précliniques précèdent la mise sur le marché des biomatériaux et leur utilisation clinique exhaustive. Ils répondent, chez l'homme, à des protocoles précis et sont menés conformément à la loi Huriet (1988) sur la « protection des personnes qui se prêtent à des recherches biomédicales ».

2. Facteurs qui influencent la biocompatibilité

Les principaux facteurs qui influencent la biocompatibilité sont :

2.1. La composition chimique du matériau [11]

Les constituants d'un matériau influencent sa biocompatibilité, soit directement s'ils sont présents en surface, soit indirectement s'ils sont relargués. Ainsi la connaissance précise de la composition d'un matériau est indispensable pour pouvoir identifier le ou les éléments responsables des effets biologiques observés au niveau cellulaire, tissulaire ou organique. Les conditions de fabrication, de stockage et de stérilisation influencent la composition superficielle capitale pour la biocompatibilité. Les matériaux doivent donc être préparés avec précaution. Puisque les propriétés biologiques intrinsèques d'un biomatériau sont largement modifiées par les procédés de préparation de surface, l'influence de ces procédés sur la biocompatibilité devra être systématiquement étudiée.

2.2. Les propriétés physiques du matériau [12]

La biocompatibilité est influencée par de nombreuses caractéristiques physiques telles que la topographie de surface, la géométrie, l'énergie de surface ou le comportement dimensionnel du matériau. En générale, on s'intéresse à l'étude de :

2.2.1. L'Influence de la topographie

La caractérisation topographique précise des surfaces des biomatériaux a permis de montrer que la rugosité peut affecter seule de nombreuses fonctions cellulaires (morphologie, adhésion, migration, orientation des cellules). Les matériaux sont rarement utilisés dans leur état brut, c'est-à-dire après l'usinage. Ils subissent :

- soit des traitements additifs de surface (recouvrement par hydroxyapatite),
- soit des traitements soustractifs de surface (attaquent par sablage à l'oxyde d'alumine ou polissage mécanique avec des disques abrasifs).

Ces différences de traitements et de rugosité de surface jouent un rôle très important dans la réponse cellulaire (LINCKS et coll. 1998). Il a été démontré que pour

un état de surface donné d'un même matériau, la réponse engendrée in vitro diffère selon le type cellulaire :

- les fibroblastes adhèrent mieux sur des surfaces lisses (Könönen et coll. 1992 ; HALLAB et coll. 1995 ; RICHARDS 1996 ; WALBOOMERS et coll. 1998) ;
- les cellules épithéliales adhèrent et prolifèrent mieux sur des surfaces lisses ou modifiées par acide que sur des surfaces préparées par sablage (BRUNETTE 1986 ; CHEHROUDI et coll. 1990) ;
- les ostéoblastes préfèrent les surfaces un peu plus rugueuses (BUSER et coll. 1991 ; WENNERBERG et coll. 1995).

La rugosité a été largement utilisée comme argument commercial pour divers systèmes d'implants oraux (BUSER et coll. 1991 ; HAYASHI et coll. 1994). En effet, la rugosité de surface sert de point d'ancrage aux ostéoblastes et permet d'augmenter la surface de contact entre l'os et l'implant [13].

2.2.2. L'Influence de l'énergie de surface

Il existe une « dimension électrique » dans toute activité cellulaire (OLIVOTTO et coll. 1996). Le comportement cellulaire n'est pas déterminé uniquement par des instructions transmises par des systèmes ligand-récepteur, mais aussi par un réseau de signaux électriques [14].

La densité de charge et la polarité des charges de surface, conditionnent l'énergie de surface d'un biomatériau. Ainsi, si la somme des charges positives et négatives est différente de zéro, la surface adopte, le plus souvent, un caractère hydrophile. Si au contraire, la somme des charges positives et négatives est nulle, la surface adopte, le plus souvent, un caractère hydrophobe. Le caractère hydrophile ou hydrophobe d'un biomatériau varie aussi en fonction de sa rugosité (LAMPIN et coll. 1997 ; WEBSTER et coll. 2000). L'énergie de surface d'un matériau influence notamment l'adsorption et la structure tridimensionnelle des protéines sur un biomatériau (OLIVIERI et coll. 1992 ; DEN BRADER et coll. 1995).

Annexe 3

L'articulation temporo-maxillaire [73]

L'articulation temporo-maxillaire est une articulation passive, elle supporte non seulement les efforts, en direction de ses muscles moteurs, mais elle est limitée dans son fonctionnement par le contact et l'engrènement dentaire, auxquels elle doit obéir. Cette obéissance passive est prouvée par le soin qu'à pris la nature de fournir à cette articulation, une souplesse extrême : deux surfaces sphériques sont en opposition séparée par un ménisque bi-concave lui-même mobile. Cette grande souplesse permet les déplacements les plus variés.

De tous les mouvements de l'articulation temporo-maxillaire, seuls seront illustrés ceux qui jouent un rôle dans la mastication. On va étudier les mouvements de direction pur, on entend par là les mouvements dirigés selon les axes à angle droit dans l'espace.

1. Mouvement d'ouverture de la mandibule

La mandibule s'abaisse sous l'influence des muscles abaisseurs et des ptérygoïdiens externes. Ces derniers en se contractant attirent à eux le condyle mandibulaire, l'obligent d'abord à entrer en contact actif, par l'intermédiaire du ménisque avec le condyle zygomatique, puis à descendre le long de la courbure postérieure de ce même condyle zygomatique pour se porter en avant. En même temps la mandibule à décrit un arc autour d'un axe idéal situé approximativement sur la ligne qui joint les épines de Spix. Cette combinaison donne une ouverture de bouche plus grande que ne le ferait une simple rotation autour des condyles mandibulaires et par conséquent, réduit l'élongation des muscles masticateurs.

2. Mouvement de fermeture de la mandibule

C'est le temps masticateur général. Il est donné par la contraction des masséters, crotaphites et ptérygoïdiens internes et développe une force considérable. Jusqu'à ce que la mandibule soit revenue dans le voisinage de sa position de fermeture, c'est-à-dire tant qu'il reste une ouverture appréciable, le ménisque se trouve coincé entre les deux condyles et forme coussinet pour reconduire doucement l'articulation entière vers l'occlusion centrale.

3. Mouvement de latéralité à droite

Lorsqu'on exécute une contraction d'un seul côté, on détermine un mouvement de latéralité, là encore le ptérygoïdien externe joue un rôle capital. Dans l'exécution de ce mouvement, le ptérygoïdien externe gauche se contracte seul, le droit restant parfaitement inerte. Il résulte de cette action un croisement des arcades dentaires, l'inférieure tendant à déborder la supérieure sur la droite. Ce mouvement ne se fait pas autour du condyle droit comme centre, mais autour d'un point fictif qui serait situé en arrière et extérieurement à ce condyle. En même temps, la mandibule s'ouvre légèrement, ordinairement de la hauteur des cuspidés dentaires, ce qui oblige le condyle passif à subir un déplacement très faible mais appréciable, en dehors, en bas et en avant. Les dents se trouvent alors, du côté droit, pointes à pointes, prêtes à la perforation d'un aliment, les dents du côté gauche sont complètement désengrenées.

4. Mouvement de latéralité à gauche

Ce mouvement est le même que le précédent mais inverse.

5. Mouvement transversal condylien à droite

Le ptérygoïdien externe gauche se contracte en même temps que le crotaphite postérieur droit. Les condyles mandibulaires sont mus transversalement et glissent parallèlement aux condyles zygomatiques. Le ménisque ne subit aucune pression et le mouvement se trouve limité par la laxité des ligaments latéraux externes et le bord interne de la cavité glénoïde gauche. On peut, sur crâne sec, constater que, par delà la scissure de Glaser, la pointe interne du condyle mandibulaire s'est souvent creusé une dépression au dépend de la paroi même du conduit auditif.

6. Mouvement transversal condylien à gauche

Ce mouvement est le même que le mouvement transversal condylien à droite mais inverse.

Annexe 4

Dents naturelles [93]

1. Constituants de la dent

Une dent est un organe blanc minéralisé implanté dans le maxillaire, dont la partie visible émerge de l'os. 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. 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. Chaque dent dispose d'une ou de plusieurs racines implantées dans le maxillaire, et entourées de ciment, qui se lie à l'os alvéolaire grâce au ligament péri dentaire.

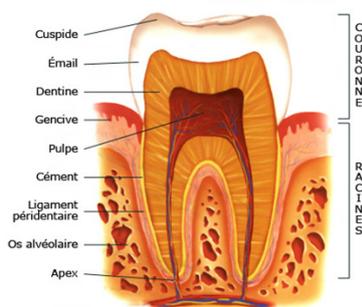


Fig.59- Anatomie dentaire [93]

1.1. Cuspide

Une cuspide est une éminence dure d'une dent qui émerge de la surface de laquelle la dent mord. Chacune des canines possède une seule cuspide, alors que les prémolaires en ont deux chacune. Les molaires possèdent normalement quatre ou cinq cuspides

1.2. Émail

L'émail est une substance dure et blanche qui recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal, et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. Il est la substance la plus minéralisée et la plus dure dans le corps humain. Constitué de longs prismes d'hydroxyapatite. La production d'émail est

assurée par des cellules appelées améloblastes. Un émail altéré peut infiltrer les micro-organismes pathogènes à l'intérieur de la dent. Cela pourrait conduire à la formation de carie dentaire ou à des dommages au niveau de la pulpe. Le fluor permet à l'émail de devenir plus résistant aux caries.

1.3. Dentine

La dentine est un tissu calcifié dur qui est recouvert par l'émail au niveau de la couronne, et par le cément au niveau des racines. Dépendant des pays ou des régions, le terme "ivoire" est parfois utilisé pour se référer à ce tissu. Comme l'émail, la dentine est principalement composée d'hydroxyapatite, mais elle est moins dure, ce qui la rend plus vulnérable aux caries. La production de dentine est assurée par des cellules appelées odontoblastes. L'apparence jaunâtre de cette substance affecte grandement la couleur de la dent lorsque l'émail est translucide.

Si l'émail est endommagé, ou si les gencives se déchaussent au niveau des racines, la dentine est exposée et devient très sensible à la pression, la chaleur, le froid, l'air, ou aux aliments qui sont sucrés ou acides. Cette condition est appelée hypersensibilité dentinaire et peut être traitée soit par l'utilisation de dentifrice désensibilisant, l'application de solutions de fluor, ou le recouvrement des surfaces exposées par des obturations.

1.4. Pulpe

Tissu mou fortement vascularisé et innervé, au centre de la dent, à partir duquel se fait la dentinogénèse. Le plus sensible des tissus dentaires ; il peut se nécroser.

1.5. Cément

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.

Tableau8 : propriétés physiques (E, μ) des tissus dentaires

Matériaux	Module d'young (Mpa)	Coefficient de poisson
L'émail [94]	841000	0.2
La dentine [95]	18600	0.31
La pulpe [96]	2.07	0.45
Le ciment [95]	18600	0.31

2. Différents types des dents

La denture adulte est composée de 8 dents par hémi-machoire :

- 2 incisives,
- 1 canine,
- 2 prémolaires,
- 3 molaires.

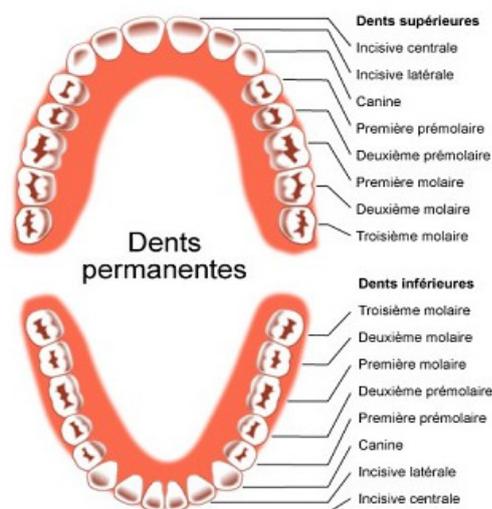


Fig.60- Différents types des dents [93]

2.1. Incisives

Une incisive est une dent placée devant et vers le centre de l'arcade dentaire. Elle a la forme d'une pelle à bord libre coupant qui permet de trancher les aliments. Les incisives supérieures recouvrent les incisives inférieures à la manière d'une lame de ciseaux. Les incisives centrales supérieures sont légèrement plus grosses que les incisives latérales supérieures. Elles ont un rôle esthétique qui définit le sourire d'une personne. Les incisives inférieures sont plus petites et elles ont toutes les quatre plus ou moins la même forme.

2.2. Canines

Une canine est une dent placée entre les incisives et les dents postérieures. C'est une dent robuste et pointue, et c'est la dent la plus longue chez l'être humain, ayant une racine qui peut atteindre jusqu'à 3 centimètres. Les canines servent à déchiqueter les aliments et ont un rôle primordial dans les mouvements de mastication. Elles ont aussi un rôle esthétique qui complète le sourire avec les incisives.

2.3. Prémolaires

Une prémolaire est une dent présente seulement en dentition permanente, et placée entre les canines et les molaires. Le rôle des prémolaires est de débiter le broiement des aliments avant que ceux-ci ne soient transférés aux molaires pour compléter la mastication. Ces dents ont au moins deux cuspides et peuvent avoir une ou deux racines.

2.4. Molaires

Une molaire est une dent placée complètement derrière sur l'arcade dentaire. C'est le type de dent le plus volumineux, ayant de quatre à cinq cuspides, et de deux à quatre racines. Le rôle des molaires est de finaliser le broiement des aliments avant la déglutition. Les dents de sagesse (troisièmes molaires) sont très importantes pour la mastication des aliments. Si elles sont extraites et ne sont pas remplacées, il peut y avoir des conséquences sérieuses à long terme dans la balance de l'occlusion des dents, et la santé buccale en général.

Bibliographie

- [1]: Biocompatibilité des sondes et endoprothèses utilisées en urologie
Articles de revue. Jean-Louis PARIENTE, Laurence BORDENAVE, Reine BAREILLE,
Charles BAQUEY, Michel LE GUILLOU. Progrès en urologie (1998), 8, 181-187
- [2]: <http://www.savoirs.essonne.fr/dossiers/la-vie/medecine-sante/biomateriaux-une-avancee-majeure-avec-le-titane-poreux/histoire-des-biomateriaux/>
- [3]: http://pagesperso-orange.fr/olivier.albenge/page_site/Site_mat/biomas/bio_hist.htm
- [4]: <http://www.Cite-sciences.Fr/Biomateriaux>. URL
- [5]: Matsuzaka K, Yoshinari M, Shimono M, and Inoue T. 2004. Effects of multigrooved surfaces on osteoblast-like cells *in vitro*: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A: 227-34.
- [6]: <http://www.frm.org.PASSUTI.Norbert.Lesbiomateriaux.Fondationpourlarecherche medicale>. URL
- [7]: http://pagesperso-orange.fr/olivier.albenge/page_site/Site_mat/biomas/bio_elaboration.htm
- [8]: http://www.arthroport.com/pth/pth_composante.htm
- [9]: EUREKA E!3033- Bionanocomposite (2007-2008) - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nanocomposite ceramics new implant material for bone substitute
- [10]: Jayaraman M, Meyer U, Buhner M, Joos U, and Wiesmann HP. 2004. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells *in vitro*. *Biomaterials* 25: 625-31.
- [11]: Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. 2003. Characterization of surface oxide films on titanium and adhesion of osteoblast. *Biomaterials* 24: 4663-70.
- [12]: Derhami K, Zheng J, Li L, Wolfaardt JF, and Scott PG. 2001. Proteomic analysis of human skin fibroblasts grown on titanium: novel approach to study molecular biocompatibility. *J Biomed Mater Res* 56: 234-44.
- [13]: Wennerberg A. 2001. Rugosité de surface des implants dentaires: mesure, évaluation, résultats expérimentaux. *Implant* 7: 281-89.
- [14]: Simon M. 2004. Etude de la résistance à la corrosion et de la biocompatibilité cellulaire de différents états de surface d'implants en titane *Diplôme d'études approfondies d'ingénierie médicale et biologique*. Lyon.
- [15]: Groessner-Schreiber B, Neubert A, Muller WD, Hopp M, Griepentrog M, and Lange KP. 2003. Fibroblast growth on surface-modified dental implants: an *in vitro* study. *J Biomed Mater Res* 64A: 591-9.
- [16]: Wang YW, Yang F, Wu Q, Cheng YC, Yu PH, Chen J, and Chen GQ. 2005. Effect of composition of poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate) on growth of fibroblast and osteoblast. *Biomaterials* 26: 755-61.

- [17] : Fini M, Motta A, Torricelli P, Giavaresi G, Nicoli Aldini N, Tschon M, Giardino R, and Migliaresi C. 2005. The healing of confined critical size cancellous defects in the presence of silk fibroin hydrogel. *Biomaterials* 26: 3527-36.
- [18]: Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. 2004. Characterization of titanium surfaces with calcium and phosphate and osteoblast adhesion. *Biomaterials* 25: 3421-8.
- [19] : BAQUEY Charles. Les biomatériaux : des matériaux doublement exigeants. URL: <http://www.inserm.fr/>
- [20] : SEDELLaurent; JANOTChristian. Biomatériaux. Rapport CNRS. URL: <http://www.cnrs.fr/>
- [21]:<http://images.google.fr/images?q=Possibilit%C3%A9s+de+greffes&btnG=Recherche+d%27images&gbv=2&hl=fr&sa=2&start=0>
- [22]:http://www.cegep-ste-foyc.qc.ca/profs/gbourbonnais/pascal/fya/chimcell/notesmolecules/glucides_3.htm
- [23]:<http://images.google.fr/images?q=Fils+de+suture&btnG=Recherche+d%27images&gbv=2&hl=fr&sa=2&start=0>
- [24]:<http://images.google.fr/images?gbv=2&hl=fr&sa=1&q=peau+artificielle+&btnG=Recherche+d%27images&aq=null&oq=Fils+de+suture&start=0>
- [25]: <http://www.theses.ulaval.ca/2005/22531/ch01.html>.
- [26]: http://www.osteoporosis-surgery.com/moyens_corail.htm
- [27]: www.fermiers-generaux.org/article224.html
- [28] : www.linternaute.com/.../3.shtml
- [29] : Étude expérimentale d'optimisation de procédés de modifications de surface de l'acier inoxydable 316 pour application aux dispositifs endovasculaires. Thèse présentée par Marie Haïdopoulos, 2005
- [30] : Influence de l'état de surface de l'alliage nickel-titane sur le comportement cellulaire. Mémoire présenté par Carine WIRTH
- [31] : <http://www.surfix.com/>
- [32] :http://images.google.fr/images?sourceid=navclient&hl=fr&rlz=1T4SNYK_frDZ339DZ346&q=pacemaker%20coeur&um=1&ie=UTF-8&sa=N&tab=wi
- [33] :http://images.google.fr/images?hl=fr&rlz=1T4SNYK_frDZ339DZ346&um=1&q=Implants+en+titane&sa=N&start=72&ndsp=18
- [34] : Progrès en Urologie (2005), 15 925-941- AMF-Biomatériaux synthétiques et métaux : application aux prothèses urétrales. Pierre CONORT, Jean Louis PARIENTE
- [35]: KO G.Y., KIM G.C., SEO T.S., KIM T.H., LIM J.O., LEE J.H., SONG. H.Y.: Covered, retrievable, expandable urethral nitinol stent: feasibility study in dogs. *Radiology*, 2002, 223, 1, 83-90.
- [36]: www.nrc-cnrc.gc.ca/fra/projets/imi/innovation
- [37] : Boutin P, Blanquaert D: Le frottement alumine-alumine en chirurgie de la hanche. 1205 arthroplasties totales: Avril 1970 - juin 1980. *Rev Chir Orthop* 67:279-287, 1981.
- [38] : www.labocast.com/.../prothese-excellence.htm
- [39] :http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/111_bizot/bizot.shtml
- [40] :<http://www.prothesiste-dentaire.fr/pages/dico-zircone.php>

- [69]: LINKE H. A. B. : intra-oral lactic acid production following the ingestion of various starch-containing foods. *Caries Research*, 27, pp : 213- 214, 1993.
- [70]: ROZENCWEIG D. : manuel de prévention dentaire. Edition Masson, Paris, 1988.
- [71] : BARBIERI B.: biofilm et maladies parodontales. *Information Dentaire*, 40, pp : 3451 – 3457, 22 novembre 2000.
- [72]: DERSOT J.- M. : les relations parodontie – orthodontie: état des lieux. *Journal de Parodontologie et d'Implantologie orale*, 19, Hors – série, pp : 243 – 251, 2000.
- [73]: Articulation temporo-maxillaire humaine. Mémoire présenté à la Société d'Anthropologie de paris. Par MARCEL LAFOND.
- [74]: Critères biomécaniques des indications des bridges sur dents naturelles en prothèse fixée. Thèse doctorale Présentée et soutenue publiquement le 12 décembre 2001 par Marie-aimée COURBEYROTTE
- [75] : TYLMAN SD. Théorie et pratique de la couronne et de la prothèse conjointe partielle (Bridge.). Paris :édition Prélat, 1975 – 917p.
- [76]: WISKOTT A. et BELSER U. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: historical review and clinical guidelines. *J Prosthet Dent*.1995; 73:169-183
- [77]: SLAGTER (A), VAN DER BILT (A), BOSMAN (F). Commination of two artificial test food by dentate and edentulous subjects. *J. Oral Rehab.*, 1992, 81-87.
- [78] : Parodontologie écrit par Herbert F.WOLF, Edith M et Klaus H.RATEITSCHAK, éditeur MASSON, année 11/2005, isbn 2294011392.
- [79] : PAWLAK E. A., HOAG Ph. M. Manuel de parodontologie clinique. Paris : édition Masson, 1987. – p.80-86, 112-129.
- [80] : SMUKLER H. Equilibration occlusale en denture naturelle. Paris : édition CdP, 1993 – p. 16-19, 51, 81-82.
- [81] : ROMEROWSKI J., BRESSON G. Anatomie dentaire fonctionnelle. Relations statiques. Paris :édition CdP, 1988 – 50p.
- [82]: SLAGTER (A), BOSMAN (F), VAN DER GLAS (H), OLTHOFF M. Force deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J. Prost. Dent.*, 1992, 68, 5: 790-799.
- [83] : NALLY, J.-N. Matériaux et alliages dentaires, composition, applications et techniques. Paris: Julien Prélat, 1964.
- [84]: Crispian Scully, (2002) *Oxford Handbook of Applied Sciences dentures* / Oxford University Press - ISBN 978-0-19-851096-3, P151-156.
- [85]: A
- [86]: MARXKORS, R. Die Einstückgussprothese. *Dental Labor*, n.49, p.707-715, p.1037-1050, p.1663-1670, p.1849-1856; n.50, p.193-202, Feb. 2001/2002.
- [87]: KLIEMANN, C.; OLIVEIRA, W. de. Manual de prótese parcial removível. São Paulo: Santos, 1999.
- [88] : www.taj-dental.com/prothese.htm
- [89]: www.cabinetdentaire.co.uk/fr/couronnes_implan
- [90] :<http://www.dentalespace.com/patient/soins-dentaires/3-barre-retention-sur-implants.htm>

- [91] :<http://www.implants-dents.com/implants-dentaires-et-indications-cliniques/stabilisation-d-appareils-amovibles-20.html>
- [92]: Cours de choix des matériaux, EPFL, semestre d'été 2003. Catherine Tomicic. Julien Plojoux. Olivier Schmid. Olivier Comte.
- [93]: <http://www.studiodontaire.com/fr/glossaire/dent.php>
- [94]: Influence of tooth removal on mandibular bone response to Mastication. Clarice Field, Qing Li, Wei Li, Michael Swain. A School of Aerospace, Mechanical and Mechatronic Engineering, University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia. Archives of oral biology 53 (2008) 1129 – 1137
- [95]: Toparli M, Aykul H, Aksoy T. Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method. J. Oral Rehabil. 2002; 29(11):1108-14.
- [96]: Rees JS, Hammadeh M. Undermining of enamel as a mechanism of abfraction lesion formation: a finite element study. Eur J Oral Sci. 2004;112(4):347-52.
- [97]: KÜHN K-D (2000) Bone cements. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. Springer, Berlin Heidelberg New York.
- [98]: http://fr.wikipedia.org/wiki/Polym%C3%A9thacrylate_de_m%C3%A9thyle
- [99] : prothèse complète. J. le joyeux. Tome3.
- [100]: <http://www.medix.free.fr/sim/prothese-partielle-suite.php>
- [101]: www.maitrise-orthop.com/.../index.php4
- [102]:http://www.ivoclarvivadent.fr/content/products/detail.aspx?id=prd_t1_912141165&product=ProBase+Hot
- [103]: <http://www.labo-arcad.com>
- [104]: <http://www.goodfellow.com/F/Polymethylmethacrylate.html>
- [105] : Prothèse complète. J. le joyeux. Tome 3
- [106] : Pompignoli M, Doukhan JY, Didier R. Prothèse complète: clinique et laboratoire. Tome 1, 3è ed. Rueil-Malmaison: CDP; 2004.
- [107]: Shanahan TEJ. Physiologic jaw relations and occlusion of complete dentures. J Prosthet Dent. 2004;91(3):203-5.
- [108] : Aiche H, Antrassian J. Le role des dents artificielles en prothèse complete. Quest Odontostomatol 1984;9(33):39-46.
- [109]: Citterio-Bigot H, Coeuriot JL, Martin JP, Cozlin A, Miche JP. Confection des bases et des selles en prothèse totale. Encycl Méd Chir Odontologie 1999;23-370-M-10.
- [110] : Berteretche MV, Hüe O. Insertion et équilibrage occlusale. Encycl Méd Chir Odontologie 2005;23-325-G-10.
- [111] : Schoendorff R, Millet C. Insertion d'une prothèse complète. Conseils au patient et soins ultérieurs. Encycl Méd Chir Odontologie. 1998;23-325-G-15.
- [112] : <http://www.infosoins.fr/SoinsProt2.html#Adjointe>
- [113] : Meyer JM, Degrange M. Alliages nickelchrome et cobalt-chrome pour la prothèse dentaire. Encycl Méd Chir Stomatologie Odontologie 1992;23-065-T-10.
- [114] : www.labobdupont.ch/
- [115] : prothèse complète. J. le joyeux. Tome 2
- [116]: Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms.

Wei Li, Michael V. Swain, Qing Li, Grant P. Steven. The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia

[117]: Physique et mécanique de l'endommagement. Par Frank Montheillet, François Moussy

[118]: Le titane et ses alliages en prothèse - BURDAIRON G., ATTAL J.P., MOULIN P., COHEN F.

[119]: Different Types of Fiber Reinforced All Dentures Bases Evaluated by En-Face Optical Coherence Tomography and Numerical Simulation.

M. Negrutiu, C. Sinescu, L. Goguta, F. Topala, M. Romînu, A.G. Podoleanu

[120]: BOWMAN A. J. The elimination of breakages in upper dentures by reinforcement with carbon fiber. Br. Dent. J. ; 1984, 156 : 87 -89.

[121]: MANLEY T. R., BOWMAN A. J. Denture bases reinforced with carbon. Br. Dent. J. ; 1979, 146 : 25-32.

[122]: CAROLL C. E., VON FRAUNHOFER J. A. Wire, reinforcement of acrylic resin prostheses. J. Prost. Dent. ; 1984, 52, 5 : 639-641.

[123]: COULAUD H., LUSSAC J., DUPUIS V. Prévention des fractures des plaques de résine acrylique des prothèses complètes maxillaires. Rev. Odonto. Stomatol. ; Midi Fr. ; 1985, 43, 2 : 83-87.

[124]: KELLY E. Fatigue fracture in denture base polymers. J. Prost. Dent. ; 1969, 21 : 257.

[125]: LADIZESKY N. H, LEIST C. F., CHOW T. W. Reinforcement of complete denture bases with continuous high performance polyethylene fibers.

J. Prost. Dent. 1992, 68 : 25-31.

[126]: www.laboratoire-odic.com/Sadam/mon_sadam.php

[127]: GOLBERG A.-J., BURSTONE C.- J.- The use of continuous fiber reinforcement in dentistry. Dent.Mat. - 8 : 197-202, 1992.

[128]: CIERS J.Y. - Targis/Vectris : les fibres de verre. ATD - 10 (6): 247- 252, 1999.

[129]: Fiber-Reinforced Composites in clinical dentistry / M.A. Freilich, J.C. Meiers, J.P. Duncan, A. J. Goldberg - Chicago : Quintessence books 2000. -106p.

[130]: GOLBERG A.J., FREILICH M.A.- Materials design and clinical experience with fiber composites in dentistry. In : The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry 27, 29 August 1998, Turku, Finland. Symposium book of the European Prosthodontic Association -Turku - Vallittu PK, 1999.

[131]: VALLITTU P.K. - Experience of the use of Glass Fibres with multiphase acrylic resin systems. In : The first symposium on fiber reinforced plastics in dentistry 27, 29 August 1998, Turku, Finland. Symposium book of the European Prosthodontic Association -Turku - Vallittu PK, 1999.

[132]: <http://www.goodfellow.com/F/Polymethylmethacrylate.html>

[133]: <http://documents.irevues.inist.fr/bitstream/2042/16706/1/CFM2007-1056.pdf>

[134]: Reflection Photoelastic Stress Analysis of a Dental Bridge J. W. FARAH and R. G. CRAIG School of Dentistry, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan 48104, USA. September 30, 2009

[135]: http://www.axesindustries.com/pdf/sciences_materiaux.pdf

[136]: http://tdb-atec.cstb.fr/fichiers/pdf_cpt/CPT_3566.PDF

- [137]: Nagasao, T., Kobayashi, M., Tsuchiya, Y., Kaneko, T., and Nakajima, T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg* 30:170-77; 2002.
- [138]: SHAPE OPTIMIZATION AND TOLERANCE ANALYSIS OF DENTAL IMPLANTS BY MEANS OF VIRTUAL MODELS PEZZUTI, Eugenio; PISCOPO, Giampietro; UBERTINI, Alessio; VALENTINI, Pier Paolo. University of Rome Tor Vergata Dept of Mechanical Engineering Via del Politecnico, 1 - 00133 - Rome - Italy
- [139]: Mechanical performance of endodontically treated teeth S. Joshi, A. Mukherjee, M. Kheur, A. Mehta. *Department of Civil Engineering, Indian Institute of Technology, Bombay, Mumbai 400 076, India* *Department of Prosthetic Dentistry, Government Dental College and Hospital, Mumbai, India*
- [140]: Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges by Computational Methods H. Fischer, M. Weber, and R. Marx. *J Dent Res* 82(3):238-242, 2003
- [141]: Plekavich E], Joncas JM. The effect of impression-die systems on crown margins. *J Prosthet Dent* 1983;49:772-776.
- [142]: Towards Automated 3D Finite Element Modeling of Direct Fiber Reinforced Composite Dental Bridge Wei Li, Michael V. Swain, Qing Li, Grant P. Steven. 1 School of Aerospace, Mechanical and Mechatronic Engineering, The University of Sydney, Sydney, NSW 2006, Australia.
- [143]: Okeson, JP. Management of temporomandibular disorders and occlusion. 5th ed. St. Louis: Mosby; 2003
- [144]: ALL-CERAMIC AND PORCELAIN-FUSED-TO-METAL FIXED PARTIAL DENTURES: A COMPARATIVE STUDY BY 2D FINITE ELEMENT ANALYSES. Andréia Barreira MOTTA, Luiz Carlos PEREIRA, Andréia R.C.C da CUNHA. *J Appl Oral Sci.* 2007;15(5):399-405

Liste des figures

Fig.1: Possibilités de greffes	9
Fig.2: Fibres de cellulose	9
Fig.3: Fils de suture	10
Fig.4: peau artificielle	10
Fig.5: Similarité des deux structures (os et corail)	10
Fig.6: Molécule de collagène	11
Fig.7: Triple hélice de collagène	11
Fig.8: Produits en titane	12
Fig.10: Produits en Nitinol (Ni-Ti)	13
Fig.11: Similarité des deux structures (os et titane)	14
Fig.12: Têtes (PTH) en Alumine-Alumine	16
Fig.13: bridge en Zircone	16
Fig.14: Structure de polystyrène et polypropylène	18
Fig.15: Copolymère alterné	18
Fig.16: Copolymère statistique	18
Fig.17: Copolymère bloc	18
Fig.18: Copolymère greffé	19
Fig.19: Polymère linéaire	19
Fig.20: Polymère ramifié	21
Fig.21: Polymère réticulé	21
Fig.22: Polymère en étoile	21
Fig.23: Polymère dendrite	21
Fig.24: Textile des stents	24
Fig.25: Différents types de prothèses	26
Fig. 26- Prothèse totale de hanche cimentée	90
Fig. 27- Prothèse totale de hanche non cimentée	90
Fig. 28- Tige revêtue de HAP	91
Fig.29- Test de bio compatibilité par croissance cellulaire in vitro de cellules d'osteoblasts sur couches minces d'hydroxyapatite [ICSI Mulhouse]	93
Fig.30: La tête osseuse (vue antérieure)	28

Fig.31: La tête osseuse (vue latérale)	29
Fig.32: La base du crâne (face exocrânienne)	29
Fig.33: Le maxillaire supérieur	30
Fig.34: la voûte palatine	30
Fig.35: la mandibule (vue latérale)	30
Fig.36: Muscle de la face (vue latérale)	31
Fig.37: Muscle du cou (face ventrale)	32
Fig.38: Muscles extrinsèques de la langue	33
Fig.39: Force appliquée excentriquement sur la face occlusale amène selon Tylman	35
Fig.40: Les quatre types de forces actives dans l'environnement oral	36
Fig.41: Forces masticatoires	36
Fig.42: Surfaces convexes des cuspidés (D'après Michel Vignon et Coll.)	38
Fig.43: Les trois principes biomécaniques	38
Fig.44: Différents types de couronnes	41
Fig.45: Bridge en céramo-métallique	41
Fig.46: Pose de l'inlay-core et de la couronne	41
Fig.47: inlay-core en or et couronne en céramique	42
Fig.48: Prothèse en résine du maxillaire supérieur	43
Fig.49: Stellite du maxillaire inférieur	43
Fig.50: Prothèse adjointe totale	43
Fig.51: Bridge sur implants	44
Fig.52: Barre et boutons de stabilisation sur deux implants	45
Fig.53: Prothèse totale inférieure retenu par deux boutons pression	45
Fig.54: Prothèse totale supérieure retenu par une barre vissée sur quatre implants	45
Fig.55: Formule du PMMA	49
Fig.56: Plexiglas coloré transparent	49
Fig.57: Poudre de PMMA	52
Fig.58: Polymérisation de PMMA	53
Fig.59- Anatomie dentaire	98
Fig.60- Différents types des dents	100
Fig.61: facteur anatomo-physiologiques	61
Fig.62: Prothèse adjointe totale à base résine	64
Fig.63: Prothèse adjointe totale à châssis métallique	65
Fig.64: Renfort métallique des prothèses complètes	71

Fig.65- Etapes de la simulation numérique	74
Fig.66- Élément tétraèdre quadratique isoparamétrique à 10 nœud	76
Fig.67- Chargement et fixation de la base.....	77
Fig.68- Différents types de maillage.....	77
Fig.69- Comparaison des résultats	79
Fig.70- Maillage, fixation et chargement de la prothèse.....	80
Fig.71- Iso-contraintes des matériaux des dents.....	81
Fig.72- choix du chargement	83
Fig.73- choix de l'emplacement.....	85

Liste des tableaux

Tableau1: Caractéristiques de quelques métaux et alliages utilisés en médecine	12
Tableau2: Propriétés des AMF à base Ni-Ti, Cu-Zn-Al et Cu-Al-Ni	13
Tableau3 : Application de quelques métaux et alliages métalliques	14
Tableau4 : Propriétés des mousses Ti, des os poreux et de titane solide	15
Tableau5 Application de quelques polymères	20
Tableau6 : principales caractéristiques des prothèses dentaires	48
Tableau7 : quelques propriétés de PMMA	50
Tableau8 : propriétés physiques (E, μ) des tissus dentaires	99
Tableau9: propriétés élastiques des matériaux de base	75
Tableau10: propriétés élastiques des matériaux des dents	76
Tableau11: Contraintes de Von Mises et déformées totales.....	78
Tableau12: Déformée directionnelle des cinq matériaux.....	78
Tableau13: contraintes maximales équivalentes de Von Mises.....	82
Tableau14: contraintes de Von Mises et déformées totales	82
Tableau15: contraintes de Von Mises et déformées totales	84
Tableau16: contraintes de Von Mises et déformées totales	86
Tableau17: contraintes de Von Mises et déformées totales	86

Résumé

Ce n'est qu'après avoir fouillé dans la présente littérature qu'on s'est aperçu de la complexité du problème. Notre étude est alors une plate forme plus bibliographique que scientifique, dans un premier temps qui va servir certainement les futurs candidats dans le domaine. Dans un deuxième temps l'étude est plutôt scientifique à travers laquelle on a confirmé par l'outil informatique (logiciel récent, ANSYS Workbench) l'influence de certains paramètres tel que caractéristiques physiques du matériau.

Mots clés : biomatériaux, prothèses dentaires, prothèses adjointes totales, endommagement

Abstract

It is only after having researched the present literature that we have been able to perceive the complexity of the problem. Our study is thus rather a bibliographical foundation than a scientific one that is meant to serve the future researchers in the field firstly. Secondly, we confirmed through this scientific study by means of a computer tool (a recent program, ANSYS Workbench) the influence of certain parameters such as the physical characteristics of the material.

Key words: biomaterials, dentures, full dentures, damage.

ملخص :

بعد الاطلاع على محتوى البحوث المذكورة في هذه الدراسة تبين لنا مدى صعوبة المسألة. هذه الدراسة تمثل قاعدة مرجعية أكثر منها علمية، الهدف الأول منها هو إفادة باحثي المستقبل في الميدان. أما الهدف الثاني فهو علمي بحث، حيث تم من خلاله تأكيد بعض الخواص الفيزيائية للمادة و ذلك باستعمال البرمجيات الحديثة (اونسيس وركباناش).

كلمات الدليل : المواد الحيوية، بديل الاسنان، الضرر، بديل الاسنان الكلي.