

MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEURE ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE SAAD DAHLEB –BLIDA-



N° :

FACULTE DE MEDECINE DE BLIDA
DEPARTEMENT DE MEDECINE DENTAIRE

Mémoire de fin d'étude

En vue de l'obtention du

DIPLOME DE DOCTEUR EN MEDECINE DENTAIRE

Intitulé :

***Influence des matériaux
prothétiques sur le milieu buccal***

Présenté et soutenu publiquement le :

/07/2018

Par :

HAMDAOUI Moussa

LAIB Ilyes

REDOUANI Meriem

KRARI Abdelhaq

TADJINE Hossem

Devant le jury composé de :

Dr Zenati .

Maitre assistante spécialiste en prothèse

Présidente

Dr Bouarfa A.

Maitre assistante spécialiste en prothèse

Examinatrice

Dr Nasri K.

Maitre assistante spécialiste en prothèse

promoteur

Année universitaire : 2017-2018

Sommaire:

Introduction générale

Chapitre I : le milieu buccal

Introduction du milieu buccal	05
1. Définition du milieu buccal	06
2. Physiologie du milieu buccal	06
3. Les éléments du milieu buccal	06
3.1. La salive	06
3.1.1. Définition de la salive	06
3.1.2. Composition de la salive	07
3.1.2.1. Composés inorganiques	07
3.1.2.2. Composés organiques	08
3.1.3. Rôle de la salive	08
3.1.4. Les glandes salivaires	08
3.1.4.1. La glande salivaire artificielle	08
3.1.4.2. Anatomie générale des glandes salivaires	09
3.1.4.3. Canaux des glandes salivaires	10
3.1.4.4. Glandes salivaires majeurs et mineures	10
3.1.4.4.1. La glande parotide	10
3.1.4.4.2. La glande sous maxillaire	11
3.1.4.4.3. La glande sublinguale	11

3.2.Le fluide gingival	12
3.2.1. Définition du fluide gingival	12
3.3.La flore buccale	12
3.3.1. Acquisition de la flore buccale	12
3.3.2. Composition de la flore	13
3.3.3. Equilibre flore/ hôte	13
3.4.Plaque dentaire	14
3.4.1. Plaque bactérienne	14
3.4.1.1.Définition générale	14
3.4.1.2. Structure du biofilm	15
3.4.1.3. Intérêts d'étudier le biofilm	15
3.4.1.4. Formation du biofilm	17
3.4.1.5. Role et pathogénicité	17
3.5. L'organe dentaire	19
3.5.1. La dent	19
3.5.1.1.Définition	19
3.5.1.2. Structure de la dent	20
3.5.2. Le parodonte	21

Chapitre II : Les matériaux prothétiques (propriétés physico-chimiques)

Introduction	23
1. Les résines	24
1.1. Les résines acryliques	24

1.1.1. Composition des résines acryliques	24
1.1.2. Classifications des résines acryliques	25
1.1.2.1. Les résines thermo polymérisables	25
1.1.2.2. Les résines auto polymérisables	26
1.1.3. Les propriétés des résines acryliques	26
1.1.3.1. Les propriétés physiques	26
1.1.3.1.1. Structure	27
1.1.3.1.2. Porosités	27
1.1.3.1.3. Comportement hydrique	28
1.1.3.2. Propriétés mécaniques	28
1.1.3.2.1. La dureté	28
1.1.3.2.2. La résistance mécanique	28
1.1.3.3. Les propriétés chimiques	29
1.1.3.4. Les propriétés optiques	30
1.1.3.5. Les propriétés thermiques	30
1.2. Les résines composites	31
1.2.1. Définition	31
1.2.2. Composition	31
1.2.2.1. La matrice	31
1.2.2.2. Agent de remplissage	33
1.2.2.3. Agent de couplage	33
1.2.3. Classification des résines composites	33

1.2.3.1. Les résines composites macrofilled	33
1.2.3.2. Les résines composites microfilled	33
1.2.3.3. Les résines composites hybrides	34
1.2.4. Autres classifications	34
1.2.5. Les propriétés des résines composites	34
1.2.5.1. Les propriétés physiques et mécaniques	34
1.2.5.2. Les propriétés biologiques	34
2. Les alliages métalliques	35
2.1. Les alliages précieux	35
2.1.1. Compositions et classifications	35
2.1.1.1. Les alliages dites « high noble »	36
2.1.1.2. Les alliages dites « nobles »	37
2.1.2. Rôles des constituants	38
2.1.2.1. Constituants principaux	38
2.1.2.2. Constituants mineurs	39
2.1.3. Propriétés des alliages	39
2.1.3.1. Propriétés physiques et mécaniques	39
2.1.3.2. Propriétés thermiques	40
2.1.3.3. Propriétés biologiques	40
2.2. Les alliages non précieux	41
2.2.1. Composition et classification	41
2.2.1.1. La composition	41

2.2.1.2. L'utilisation spécifique des alliages	42
2.2.1.3. Certaines propriétés spécifiques	42
2.2.2. Role des constituants	43
2.2.3. Alliages Ni- Cr	43
2.2.4. Alliages Co- Cr	44
2.2.5. Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni-Cr et Co-Cr	44
2.2.5.1. Physiques	44
2.2.5.2. Mécaniques	45
2.2.6. Propriétés biologiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr	46
2.3. Titane et ses alliages	46
2.3.1. Compositions et classification	46
2.3.2. Roles des constituants	48
2.3.3. Propriétés physiques et mécaniques	49
2.3.3.1. Titane non allié	49
2.3.3.2. Titane allié	50
2.3.4. Propriétés biologiques	50
3. Les céramiques dentaires	51
3.1. Notions générales	51
3.2. Composition et structure	51
3.3. Classification	53
3.3.1. Classification des céramiques en fonction de leurs températures de fusion	53
3.3.2. En fonction de la nature chimique de matériau	53

3.3.2.1 céramiques feldspathiques	53
3.3.2.2. céramiques alumineuses	54
3.3.2.3. les vitrocéramiques	54
3.3.2.4. les matériaux en évolution	54
3.3.3. En fonction de procédé de mise en forme	55
3.3.3.1. Avec support métallique	55
3.3.3.2. Sans support métallique	56
3.3.4. Classification microstructurale	56
3.4. Propriétés des céramiques	56
3.4.1. Propriétés physiques	56
3.4.1.1. Thermiques	56
3.4.1.2. Electriques	56
3.4.1.3. Optiques	56
3.4.1.4. Chimiques	57
3.4.2. Propriétés mécaniques	57
3.4.2.1. Module d'élasticité	57
3.4.2.2. Résistance en flexion	57
3.4.2.3. Ténacité	57
3.4.2.4. Dureté	57
3.5. Une céramique particulière : la zircone	57
3.5.1. Structure du dioxyde de zirconium	58
3.5.2. Classification et composition	59

3.5.2.1. Classification d'après Lebras	59
3.5.2.1.1. La zircone comme additif	59
3.5.2.1.2. La zircone pure	60
3.5.2.1.3. La zircone pré-frittée	60
3.5.3. Propriétés de la zircone	61
3.5.3.1. Propriétés physiques	61
3.5.3.1.1. Résistance a la flexion	61
3.5.3.1.2. Résistance a la compression	62
3.5.3.1.3. Ténacité	63
3.5.3.1.4. Renforcement par transformation de phase	64
3.5.3.1.5. Module de young	64
3.5.3.1.6. Résistance a la fatigue	65
3.5.3.1.7. Résistance à l'hydro-fatigue	65
3.5.3.2. Propriétés biologiques	65
3.5.3.2.1. La biocompatibilité	65
3.5.3.2.2. Respect du parodonte	66
3.5.3.2.3. Propriétés carcinogènes	66
3.5.3.2.4. Propriétés thermiques	66

Chapitre III : influence des biomatériaux sur le milieu buccal

Introduction	67
1. Les résines	68
1.1. Les résines acryliques	68

1.1.1. Le monomère résiduel	68
1.1.2. L'effet du monomère résiduel sur le milieu buccal	69
1.1.3. Adhésion de la plaque microbienne sur la résine	71
1.1.3.1. La plaque microbienne prothétique	71
1.1.3.2. Colonisation microbienne de la résine	72
1.1.4. Répercussion de la colonisation microbienne de la résine	73
1.2. Les résines composites	74
1.2.1. Effet sur les cellules pulpaire	75
1.2.2. Effet sur l'organisme	75
1.2.2.1. Perturbateur endocrinien	75
1.2.2.2. Toxique neurologique	76
1.2.2.3. Cancérogène	77
2. Les alliages métalliques	77
2.1. La corrosion	78
2.1.1. Définition	78
2.1.2. Les formes de la corrosion	78
2.1.3. La corrosion des alliages précieux	78
2.1.4. La corrosion des alliages non précieux	80
2.1.5. La corrosion de titane et ses alliages	80
2.1.6. Influence de la corrosion sur le milieu buccal	81
2.1.6.1. Altérations fonctionnelles	81
2.1.6.2. Structurelles	82

2.1.6.3. Effets biologiques	82
3. Les céramiques dentaires	83
3.1. La biodégradation	83
3.2. Biocompatibilité, toxicité, allergie	85
3.2.1. Biocompatibilité	85
3.2.1.1. Les céramiques bio-inertes	86
3.2.1.2. Les céramiques réactives ou bioactives en surface	86
3.2.1.3. Les biocéramiques résorbables	86
3.3.2. la toxicité	87
4. La prothèse et le Ph buccal	87
5. La prothèse et le gout	88
Conclusion	
Références bibliographiques	
Liste des tableaux	
Listes des figures	

Introduction générale

La cavité buccale est le lieu de rencontre de nombreux éléments qui sont en continuelles interactions. On y trouve la muqueuse buccale, les dents, la salive, les nutriments, les matériaux de restauration et les microorganismes.

Au cours de la vie, cette cavité subit de constantes modifications : tout d'abord ; à la naissance elle ne contient que la muqueuse buccale, puis avec l'âge, on observe l'émergence des dents. Et au niveau microbiologique, une flore bactérienne ce développe.

En plus de ces substrats naturels, la cavité buccale peut contenir des matériaux de natures et de formes différentes. Ils sont insérés par le médecin dentiste afin de répondre à des impératifs cliniques et esthétiques. Ces matériaux peuvent être utilisés pour la réalisation de restaurations unitaires ou multiples notamment les couronnes en céramiques, céramo-métalliques, métalliques, ou en or. On retrouve également ceux utilisés pour les implants dentaires, à savoir le titane et le zircon. D'autres sont employés pour la réalisation de prothèses notamment les résines acryliques, sans oublier ceux utilisés pour des restaurations conservatrices tels que les résines composites.

Parallèlement aux difficultés physicochimiques et technologiques liées à leur mise en œuvre, surgissent des problèmes biologiques en rapport avec leur nature et leurs indications.

Le comportement en milieu buccal des biomatériaux dentaires repose sur un mécanisme à double sens : les effets du biomatériau sur le milieu (biocompatibilité) mais également les effets du milieu sur le biomatériau (biodégradation).

Le milieu buccal a des effets mécaniques et électrochimiques néfastes .En effet ces effets peuvent aller de la simple altération superficielle des biomatériaux à la rupture finale, en passant par la déformation irréversible, invisible et d'autant plus perfide.

Dans le but de définir les interactions des biomatériaux avec les tissus buccaux et d'éclaircir leurs manifestations sur le plan local, on a essayé de répondre à la problématique suivante : quelles sont les propriétés des biomatériaux dentaires ? Et quelle est leurs influences sur le milieu buccal ?

Dans le premier chapitre, nous avons présenté les différents composants du milieu buccal et leurs propriétés.

Dans le deuxième chapitre, nous exposons une étude bibliographique sur les différents matériaux utilisés en art dentaire : les alliages métalliques, les céramiques, les polymères et leurs différentes propriétés telles que : les propriétés physiques, thermiques, mécaniques, chimiques et électrochimiques.

Dans le troisième chapitre nous avons présenté les effets des biomatériaux sur les tissus buccaux et leurs influences en détaillant les formes de dégradation des matériaux dentaires (la fatigue, la corrosion, l'usure) et les éléments provoquant la dégradation de ces matériaux dans la bouche ainsi que les moyens d'exploration du comportement de ces derniers

I. Introduction du milieu buccal

Le milieu buccal représente un compartiment ouvert sur deux côtés : les lèvres et le larynx.

Il abrite :

- des éléments de transit qui sont l'air et les aliments ;
- des éléments propres mais provisoires

- soit constant comme la salive,

- soit inconstant tels que le fluide gingival et une flore buccale plus ou moins spécifique, mobile ou fixée telle que la plaque dentaire.

Tous les constituants fixes bordant ces compartiments tels les gencives, les muqueuses, la langue et les dents sont sensibles aux fluctuations du milieu.

1- Définition du milieu buccal

Il se définit comme un environnement physico-chimique qu'occupe et influence la cavité buccale.

2- Physiologie du milieu buccal

Le milieu buccal protège la muqueuse, équilibre la flore buccale, dilue le bol alimentaire, facilite la déglutition et participe à l'hydrolyse des hydrates de carbone (représente par le saccharose).

Dans la salive, le principal élément qu'on trouve est la mucine salivaire. Cette mucine isole la muqueuse, et inhibe les bactéries.

Le milieu buccal possède un ensemble de propriétés qui permettent de compenser les agressions mécaniques, physiques, chimiques et bactériennes.

3-les éléments du milieu buccal :

- La salive.
- Le fluide gingival.
- La flore buccale.
- L'organe dentaire.

3-1- La salive :

3-1-1- définition :

La salive est un liquide présent dans la cavité orale et sécrété principalement par trois glandes majeures que sont la glande parotide, la glande sous-maxillaire, et la glande sublinguale, mais aussi par plusieurs glandes mineures⁽¹⁾.

Ce qui est appelé plus généralement salive « totale » est le fluide constitué des salives issues des glandes auxquelles viennent s'ajouter le fluide crévicaire (un exsudat du plasma provenant du plexus gingival des vaisseaux sanguins) et des

constituants issus de la desquamation de l'épithélium ⁽²⁾ et de la flore orale. Dans les glandes, la formation de la salive nécessite deux étapes :

La salive primaire isotonique, constituée essentiellement d'eau, d'électrolytes et de protéines, est en premier lieu sécrétée par les cellules acinaires des glandes salivaires. Ensuite, elle est modifiée par réabsorption intratubulaire des ions sodium (Na^+) et chlorure (Cl^-) et sécrétion des ions potassium (K^+) et bicarbonate (HCO_3^-). Cette modification donne lieu à une salive finale hypotonique.

Chez un sujet sain, la production journalière de salive est de 0,5 à 1 L ⁽³⁾. On distingue deux états de la salive totale : la salive au repos qui représente une quantité basale de salive recouvrant constamment la surface des cavités orale et pharyngéale, et la salive stimulée dont la formation est initiée par la présence d'un stimulus, tel qu'une molécule sapide, la mastication ou la prise alimentaire ⁽¹⁾.

Le flux salivaire varie généralement entre 0,3 et 0,5 ml/min pour la salive au repos et entre 1 et 1,5 ml/min pour la salive stimulée ⁽³⁾.

3-1-2- Composition de la salive :

La salive totale est composée d'environ 99% d'eau et contient des composés inorganiques et organiques.

3-1-2-1- Composés inorganiques :

Les principaux composés inorganiques sont d'une part le sodium, les bicarbonates et le calcium dont les concentrations sont basses au repos et augmentent progressivement après stimulation, et d'autre part, le potassium, le magnésium et le phosphate dont les concentrations sont élevées au repos et diminuent progressivement après stimulation ⁽⁴⁾.

A l'exception des bicarbonates, ils proviennent directement du sang. De façon générale, leur concentration salivaire est inférieure à la concentration plasmatique, à l'exception du phosphate qui a une concentration 2 à 3 fois plus élevée dans la salive ⁽⁴⁾.

L'osmolarité de la salive dépend principalement de son contenu en composés inorganiques.

3-1-2-2- Composés organiques :

Parmi les composés organiques, on compte essentiellement les protéines. Le « Consortium du Protéome Salivaire Humain » a rapporté 1166 protéines identifiées dans la salive⁽⁵⁾.

Les protéines salivaires peuvent être divisées en plusieurs catégories : les protéines sécrétées par les glandes salivaires, les protéines sériques, et celles provenant de la flore buccale. Les protéines sécrétées par les glandes salivaires. Incluent entre autres des glycoprotéines, telles que les mucines ou les Immunoglobulines A (iga), des enzymes, telles que l'amylase ou l'anhydrase carbonique VI, les kallikréines, les cystatines, les histatines, les prps, et des facteurs de croissances principalement le nerve growth factor (NGF) et l'épithélial growth factor (EGF)^(6,4).

-Le pouvoir tampon ⁽⁷⁾ Le pouvoir tampon de la salive augmente avec la stimulation ; il est presque inefficace pendant les périodes de faible débit (le ph salivaire peut descendre alors à un niveau de 5,3). Ce pouvoir repose sur la présence de bicarbonates, de phosphates, d'urée, d'amphotères et de certaines protéines et enzymes. Les bicarbonates ont un rôle prépondérant dans la neutralisation des acides de par leurs propriétés intrinsèques. Ces bicarbonates, tout comme l'urée, permettent aussi la synthèse d'ammoniac qui, après avoir été métabolisé par le biofilm, a la capacité d'augmenter le ph. Hormis ces bicarbonates, plus de 90 % du pouvoir tampon de la salive est attribué à des peptides de bas poids moléculaire riches en histidine.

3-1-3- Rôle de la salive :

- Protection et lubrification des muqueuses ⁽⁸⁾
- Protection et maintien de l'intégrité des tissus dentaires ^(9,10)
- Maintien de l'équilibre du milieu

3-1-4- Les glandes salivaires :

3-1-4-1- **La glande salivaire artificielle** ^(11,12) : Il s'agit d'une chambre réservoir extracorporelle montée sur une pompe foulante adéquate et reliée à la cavité buccale par l'intermédiaire d'un cathéter implanté en sous cutané. La salive artificielle est foulée mécaniquement à partir d'un réservoir externe où elle est emmagasinée, puis chemine jusqu'à la cavité buccale où elle s'écoule au coup par coup selon le débit réglable. La mise en place chirurgicale de l'implantation du cathéter salivaire et sa connexion au

réservoir rempli monté sur sa pompe se réalise au bloc opératoire. La tunnelisation sous cutanée ne nécessite que des passe-fils ou alènes courants, elle débute par l'implantation de l'extrémité buccale qui constitue l'orifice de l'écoulement endobuccal. Son siège se situe à quelques millimètres au-dessus de l'orifice de Sténon, puis se poursuit par la transfixion de la paroi jugale, la traversée en superficie des régions massétérine, parotidienne, cervicale latérale, sus claviculaire et pré-pectorale d'où le cathéter émergera. La tunnelisation peut aller jusqu'au flanc, l'orifice d'émergence se situant près de la ceinture où sera suspendu le dispositif pompe-réservoir. Il suffit d'1ml/heure pour entretenir un état d'insalivation buccale satisfaisant pendant les périodes de repas. Le patient ressent immédiatement l'effet bénéfique.

L'indication de la glande salivaire artificielle est rare et doit être réservée au cas de semi-urgence devant une asialie sévère et à titre de relais thérapeutique temporaire, en cas de contre-indication de la prothèse réservoir, dans le cadre de prise en charge globale d'un patient asialique.

Les glandes salivaires sont structurellement diverses et exercent de nombreuses fonctions biologiques. Elles sont capables de produire des molécules, d'interagir avec et d'influencer l'environnement oral et gastrique. Les glandes salivaires sont classifiées comme majeures ou mineures essentiellement en fonction de leur taille. Il existe 3 paires de glandes salivaires majeures, la glande parotide, la glande sous maxillaire, et la glande sublinguale, et plusieurs glandes mineures recouvrant toutes les muqueuses à l'exception des gencives⁽¹³⁾. Ces glandes sont composées d'unités sécrétrices et de canaux qui excrètent la salive dans la cavité orale.

3-1-4-2- Anatomie générale des glandes salivaires :

Unités sécrétrices En fonction de la glande et de la nature de la sécrétion, les unités sécrétrices peuvent avoir plusieurs formes. Elles peuvent être acinaires, tubulaires, ou un mélange des deux formes⁽¹³⁾.

Les cellules des acini sont appelées cellules séreuses car elles sécrètent les protéines. Elles sont basophiles, contiennent un réticulum endoplasmique rugueux extensif et régulier ainsi que plusieurs granules sécrétrices. Les cellules des unités sécrétrices tubulaires sont appelées cellules muqueuses et produisent le mucus, un liquide visqueux riche en glycoconjugués. Ces cellules contiennent des granules

regroupés en une seule masse⁽¹³⁾. Les cellules des unités sécrétrices à la fois acinaires et tubulaires, quant à elles, sont appelées séromuqueuses et possèdent les caractéristiques des deux précédents types de cellules. D'autres cellules encore, les cellules myoépithéliales, recouvrent les unités sécrétrices. Elles jouent un rôle dans l'aspect mécanique de la sécrétion salivaire⁽¹³⁾.

3-1-4-3- Canaux des glandes salivaires

Avant d'être sécrétée dans la cavité orale, la salive passe par une série de 4 canaux. Le premier est le canal intercalaire, qui contient des cellules non différenciées de type épithélial cubique simple. Il connecte les unités sécrétrices au canal strié. La modification de la salive primaire par échange d'ions a essentiellement lieu dans ce deuxième canal⁽¹³⁾.

Les cellules du canal strié sont de type épithélial cylindrique stratifié et contiennent de nombreuses mitochondries, qui produisent l'énergie nécessaire au transport ionique^(14,15). Une fois modifiée, la salive passe par le canal interlobulaire⁽¹³⁾. Enfin, les canaux interlobulaires convergent pour former le canal collecteur, lequel va excréter la salive dans la cavité orale.

3-1-4-4- Glandes salivaires majeures et mineures :

3-1-4-4-1- La glande parotide

Parmi les 3 glandes majeures, la glande parotide est la plus volumineuse. Elle est située en dessous et en avant du pavillon de l'oreille⁽¹⁶⁾. La glande parotide est composée uniquement de cellules acinaires séreuses groupées en lobules. Elle contient également un nombre important de canaux intercalaires et une quantité moins importante de canaux striés. Ses canaux interlobulaires convergent pour former le canal de Sténon, par lequel une salive fluide riche en protéines est sécrétée dans la bouche⁽³⁾. La glande parotide contribue à 26% de la salive totale au repos⁽⁴⁾. Les données de la littérature sur la contribution de la glande parotide après stimulation diffèrent entre elles. Une contribution de 34% de la salive totale a été rapportée par Young et Schneyer (1981) alors qu'aps et Martens (2005) mentionnent une contribution de 58% de la salive totale.

3-1-4-4-2- La glande sous maxillaire :

Comme son nom l'indique, elle est située sous la mandibule⁽¹⁶⁾. Elle est considérée comme une glande mixte, contenant majoritairement des cellules acinaires séreuses mais aussi des cellules muqueuses⁽¹⁶⁾. Elle possède des canaux intercalaires et un nombre plus important de canaux striés, qui ultimement vont déboucher dans le canal de Wharton.

La glande sous maxillaire secrète une salive riche en protéine et en mucine⁽¹⁶⁾. Au repos, elle contribue à 69% de la salive totale produite par les glandes majeures. Après stimulation, Young et Schneyer (1981) ont rapporté une contribution de 63% de la salive totale par alors qu'Après et Martens (2005) mentionnent une contribution de 33% de la salive totale.

3-1-4-4-3- La glande sublinguale :

La glande sublinguale est, quant à elle, située sur le plancher buccal, de part et d'autre du frein de la langue⁽¹⁶⁾. Elle contient essentiellement des cellules acinaires muqueuses mais également des cellules séromuqueuses⁽⁵⁾. Elle ne possède pas de canaux intercalaires mais contient des canaux striés débouchant ultimement sur les canaux de Rivinus ou de Walther .

La glande sublinguale contribue à 5% de la salive au repos et à environ 2% de la salive stimulée^(4,17). I.4.3.4 Les glandes mineures Les glandes mineures, estimées à entre 600 et 1000, sont situées dans les régions buccale, labiale, palatale et linguale de la cavité orale⁽¹⁸⁾. Leur type cellulaire varie selon la glande.

Les glandes labiales, par exemple, sont des glandes mixtes à prédominance muqueuse alors que les glandes linguales contiennent des cellules séreuses et des cellules muqueuses. Elles possèdent des canaux striés débouchant sur des petits canaux mais certaines glandes, telles que les glandes labiales et linguales, ne possèdent pas de canaux intercalaires. Leur sécrétion représente environ 8% de la salive totale et repos et après stimulation⁽¹⁸⁾.

3-2- Le fluide gingival

3-2-1- Definition du fluide gingival

C'est un exsudat d'origine plasmatique. Depuis le tissu conjonctif gingival, il arrive jusqu'au sulcus ou sillon gingivo-dentaire, qu'il nettoie et protège des bactéries. Lors d'une inflammation, par exemple dans le cas d'une gingivite, sa sécrétion sera beaucoup importante qu'en cas de gencive saine.

Il a une composition très proche de celle du plasma : il contient des éléments immunitaires (immunoglobulines, complément, leucocytes et en particulier polynucléaires neutrophiles), des protéines, des ions (Calcium, Fer, ...) ^(19,20).

3-3- La flore buccale

Comme toute surface corporelle, la cavité orale est colonisée par des micro-organismes qui constituent sa flore résidente commensale. En effet, le contact avec l'air extérieur, les aliments, ... donne accès à une grande variété de micro-organismes tels que bactéries, champignons, virus, protozoaires. Différents types de surfaces, dures ou molles (dents, gencives, langue, gorge, muqueuse buccale) offrent autant d'habitats différents, hébergeant chacun des communautés bactériennes caractéristiques ^(21, 22).

Ainsi la flore buccale varie d'un site à l'autre, et dans le temps.

3-3-1- Acquisition de la flore buccale

In utero, le fœtus est normalement stérile, et sa flore buccale inexistante. La naissance marque le passage de la vie intra utérine stérile à la vie extra utérine, et ainsi à l'exposition continue aux micro-organismes par contact avec l'environnement, avec les autres individus, etc. ⁽²⁰⁾.

Pendant les premiers mois de la vie, alors que le nouveau-né n'a pas de dent, les seules surfaces pouvant être colonisées sont les muqueuses. A cela, s'ajoutent la desquamation des cellules épithéliales, le flux salivaire, le pH buccal et les propriétés antibactériennes de la salive, qui sont autant de facteurs limitant la colonisation bactérienne ^(20,21).

La première contamination orale de l'enfant s'effectue lors de l'accouchement par la flore vaginale maternelle (lactobacilles), et continuera ensuite avec l'environnement

(salive du père, de la mère, aliments, ...). Ces premiers colonisateurs sont souvent transitoires.

Ensuite, quand les dents lactéales font leur éruption, et que l'enfant a ses propres défenses immunitaires, apparaissent de nouvelles surfaces à coloniser, de nouveaux nutriments dus à un changement d'alimentation, et de nouvelles défenses ; et avec eux, une plus grande diversité de la flore. On y retrouvera les Streptocoques ; *Streptococcus mitis*, *Streptococcus salivarius* et *Streptococcus oralis*. L'éruption des dents définitives, elle, amène des bactéries anaérobies.

La composition de la flore n'est pas figée, et pourra être modifiée au cours de la vie, par des facteurs hormonaux (notamment à l'adolescence ou pendant la grossesse), le régime alimentaire, le vieillissement, les pathologies, l'hygiène bucco-dentaire, etc.^(20,21).

3-3-2- Composition de la flore

La croissance des micro-organismes dans le milieu buccal dépend de plusieurs paramètres, et notamment l'humidité, la température, le pH, le potentiel redox, la disponibilité en nutriments, les surfaces à coloniser, le flux salivaire. Ces paramètres dépendront eux-mêmes de l'hôte, de son hygiène bucco-dentaire et de son alimentation. Pourtant, une fois équilibrée, la microflore résidente reste relativement stable au cours du temps.

C'est une flore abondante, complexe et très hétérogène. Elle est constituée de :

- Coques Gram positif comme les Streptocoques, qui représentent plus de 20% de la flore buccale (parmi eux, *Streptococcus mutans* joue un rôle dans la carie, *Streptococcus mitis* est impliqué dans la plaque dentaire)

- Bacilles et filaments Gram positif comme *Actinomyces*, *Lactobacillus* ou *Eubactérium*

- Coques Gram négatif comme *Neisseria* et *Veillonella*

- Bacilles Gram négatif comme *Haemophilus*, *Actinobacillus*, *Porphyromonas*, *Fusobactérium*

Ces bactéries peuvent être aérobies ou anaérobies, facultatives ou obligatoires.

- Spirochètes

- Mycoplasmes

- Champignons qui ne forment qu'une petite partie de la microflore
- Quelques virus^(20,21).

3-3-3- Equilibre flore / hôte

De par la diversité de surfaces à coloniser qu'elle offre, la cavité buccale revêt de nombreux habitats où poussent les micro-organismes. Ils y forment des communautés. Leur présence dans un habitat spécifique détermine l'écosystème. Ainsi, lorsque certaines espèces occupent une « position » spécifique au sein de l'écosystème, on parle de « niche écologique ».

La microflore buccale est dite commensale car elle vit en harmonie avec l'hôte, dont elle tire profit, sans pour autant y être défavorable. La flore et l'hôte sont en équilibre. Toutefois, toute perturbation ou changement de la microflore entraîne une rupture de cet équilibre. Le déséquilibre peut être créé par un changement biologique dans la bouche, comme la prise d'antibiotiques, une prise fréquente d'aliments sucrés, ou encore l'altération des défenses de l'hôte, due à une thérapie immunosuppressive par exemple. Cela pourra se traduire par une modification qualitative ou quantitative de la flore, avec le développement de micro-organismes pathogènes, ou avec la transformation de la flore résidente en pathogènes opportunistes, et ainsi la survenue de maladies, caries ou maladies parodontales par exemple^(23,21).

3-4- La plaque dentaire

3-4-1- Le Biofilm

3-4-1-1- Définition générale :

Le biofilm se définit comme une accumulation de micro-organismes, de différentes espèces, adhérant à une surface généralement en relation avec un environnement aqueux⁽²⁴⁾.

Cette notion récente est apparue à la fin des années soixante-dix mais son implication en médecine n'a été prouvée que depuis une dizaine d'années. Des cellules microbiennes se développent au sein d'une matrice formée de bio polymères, principalement des polysides, excrétés par des micro-organismes à certains moments de leur cycle cellulaire.

L'architecture de ce biofilm est complexe et l'organisation des différents micro-organismes ne se fait pas au hasard. Cela dépend notamment de leur nature et de leurs affinités variables de co-adhésion. De plus, il est important de noter que le biofilm est en interaction constante avec l'environnement et peut donc varier en fonction de celui-ci mais aussi des conditions physicochimiques externes et de l'activité des métabolismes microbiens. Bien que cette découverte soit assez récente les micro-organismes n'ont jamais cessé de s'organiser de la sorte pour lutter contre les conditions environnementales et afin de coloniser tous types de surface. Très rencontrés dans le milieu marin, on retrouve des biofilms à la surface des rochers et des coraux mais aussi et surtout sur la coque des bateaux.⁽²⁴⁾

3-4-1-2- Structure du biofilm

Le biofilm est de nature hétérogène et contient des micro-colonies individuelles. Les biofilms sont composés de 85% de matériau de matrice et de 15% de cellules présentant une organisation particulière. Des canaux d'eau libre sont intercalés entre les micro-colonies ayant une forme de « tour » ou de « champignons »⁽²⁵⁾.

3-4-1-3- Intérêts d'étudier le biofilm

Les micro-organismes organisés en biofilm, forment un environnement protecteur qui leur permet d'effectuer des échanges métaboliques mais aussi des échanges de gènes leur conférant, notamment, une résistance à certains antibiotiques⁽²⁶⁾:

- Biofilm supra-gingival

La plaque supra-gingivale est la première à se former. Elle se compose de bactéries aérobies et anaérobies facultatives à Gram positif, cariogènes telles que les Streptocoques mutans, *S. Salivarius* et *S. Sanguis* (aujourd'hui *sanguinis*). Au fur et à mesure que le biofilm se forme sur les surfaces supra-gingivales et au contact de la fibromuqueuse gingivale, sa composition bactérienne varie permettant ainsi la croissance de formes et de colonies bactériennes pouvant déclencher une inflammation gingivale.

- Biofilm sous-gingival

Le biofilm sous gingival colonise le sillon gingivo-dentaire et les poches parodontales qui sont dépourvus d'oxygène. Le métabolisme des bactéries dans cette zone est donc de type anaérobie. Les différences de composition bactérienne dans des prélèvements de biofilms réalisés chez des patients en bonne santé ou chez des patients atteints de parodontite ont pu être étudiées et ont abouti à la création des complexes bactériens de Socransky. Les échantillons de plaque sous-gingivale de personnes en bonne santé contiennent surtout les espèces Actinomyces (complexe bleu) et, en quantités inférieures, les espèces Streptococcus (complexe jaune) et Veillonella (complexe violet). Moins de 4% des bactéries totales identifiées font parties de l'orange (Fusobacterium, Prevotella, Campylobacter rectus) ou du rouge (Porphyromonas gingivalis, Tannerella forsythia, Treponema denticola), qui sont tous deux associés à la maladie parodontale. Les biofilms matures développés à partir des échantillons de plaque de sujets sains présentent la même composition. Dans la plaque sous-gingivale de patients atteints de parodontite, les espèces dominantes étaient en effet les membres du complexe d'orange. Cette augmentation a également été observée dans les biofilms matures cultivés à partir de ces échantillons⁽²⁷⁾.

La composition bactérienne de la plaque mature varie en fonction de la surface dentaire qu'elle colonise (par exemple au niveau des surfaces proximales et lisses, les fissures, et le sillon gingival)

L'accumulation de la plaque dentaire se fait préférentiellement sur les sites stagnants qui ne sont pas soumis aux forces de cisaillement qui se produisent dans la bouche⁽²⁸⁾. Environ 50% des cellules de la plaque ne peuvent encore pas être cultivées en laboratoire. Il existe un nombre de taxons nouveaux, identifiés par PCR (polymérase chain réaction), en particulier sur les sites sous-gingivaux, dont nous savons peu de choses⁽²⁹⁾. Une fois établi sur un site, la microflore résidente reste relativement stable au fil du temps, en dépit des perturbations régulières mineures de l'environnement (par exemple l'alimentation, l'hygiène bucco-dentaire). Cette stabilité est appelée homéostasie microbienne, qui est due à un équilibre des interactions microbiennes, par synergie et antagonisme^(30,31).

3-4-1-4- Formation du biofilm

Dans la cavité buccale, différentes molécules s'adsorbent entre autres sur des surfaces dures de compositions diverses (émail, amalgames, composites, CIV...) Les bactéries vont reconnaître ces molécules et s'y adhérer de manière sélective souvent avec avidité. Par exemple, il est bien établi que les protéines salivaires sélectivement adsorbées à la surface, forment ainsi une pellicule, et forment des liaisons sélectives avec les bactéries. Une fois irréversiblement liées aux films moléculaires sur des surfaces d'accueil, les bactéries elles-mêmes peuvent servir de substrats, et les molécules qui composent leurs surfaces membranaires sont des sites où d'autres bactéries adhèrent sélectivement pour initier la formation d'un biofilm mixte. L'établissement d'interactions entre bactéries est qualifié de «coagrégation» ou «co-adhésion», selon que le phénomène est étudié avec des cellules en suspension ou sur un substrat solide. Les bactéries agglutinées au sein des biofilms obtiennent plus facilement des nutriments et sont protégées contre les médiateurs et les cellules de l'immunité de l'hôte⁽³²⁾. Les cellules bactériennes fixées sur les surfaces des dents produisent des polymères extracellulaires telles que des hydrates de carbone complexes et des acides nucléiques. Ces hydrates de carbone forment une matrice protectrice qui contribue au développement de la carie dentaire et de la parodontite. L'identification des produits microbiens à chaque étape de la formation des biofilms buccaux, offrira de nouvelles possibilités pour les mesures de prévention thérapeutiques visant à contrôler les maladies infectieuses par voie orale⁽³³⁾.

3-4-1-5- Rôles et pathogénicité

Le biofilm joue donc un rôle protecteur, pour les bactéries, selon quatre principes différents :

- une protection passive par une matrice extracellulaire qui empêche partiellement le passage d'éléments antibactériens ;
- une protection métabolique : les bactéries ainsi organisées sont moins actives métaboliquement et donc moins réceptives aux agents antimicrobiens, qui n'attaquent que les bactéries en division ;
- une protection active, en expulsant par des pompes d'efflux certains produits hostiles aux bactéries ;

- une protection génétique caractérisée par des échanges de matériel génétique entre les cellules, des transferts de résistance ainsi que des modifications génotypiques et phénotypiques des micro-organismes, leur conférant des propriétés différentes et une résistance accrue⁽³⁴⁾.

La formation d'un biofilm constitue le premier moyen d'adaptation des bactéries à leur environnement. Le biofilm est le mode de vie naturel des bactéries en milieu hostile (manque de nutriment...). Les micro-organismes composant le biofilm présentent des propriétés différentes de leurs homologues planctoniques⁽³⁵⁾. La structure et la physiologie du biofilm donnent aux bactéries ce que l'organisation tissulaire apporte aux cellules des êtres supérieurs. Le biofilm bactérien n'est pas initialement pathogène. Il joue un rôle très important dans le développement des défenses immunitaires de l'hôte⁽³⁶⁾. Par exemple, la santé dentaire est considérée comme un état d'équilibre dans lequel une population bactérienne coexiste avec l'hôte et ou aucun dommage irréparable n'apparaît dans les tissus de ce dernier⁽³⁷⁾. L'antagonisme bactérien (compétition bactérienne nutritionnelle, compétition bactérienne d'adhésion, production de facteurs inhibiteurs, création de conditions environnementales de survie spécifiques...), se développant au sein du biofilm dentaire, va à l'encontre des bactéries pathogènes et joue ainsi un rôle protecteur. Les bactéries pathogènes sont naturellement présentes parmi la flore buccale mais en très faible quantité. Toutefois, un changement écologique peut apparaître et modifier la composition et les activités des communautés bactériennes du biofilm. Il en résulte une augmentation des proportions des microorganismes pathogéniques, qui possèdent des déterminants enzymatiques et structuraux les rendant plus virulents⁽³⁸⁾. C'est alors que les différents groupes de bactéries pathogènes coopèrent et entraînent la maladie, tandis que, seules, ces bactéries sont incapables de nuire. Ainsi, la plupart des pathologies chroniques humaines sont associées à la pathogénicité d'un biofilm bactérien⁽³⁴⁾.

3-5- l'organe dentaire :

3-5-1- La dent

3-5-1-1- Définition :

Les dents sont situées dans des alvéoles osseuses de la mandibule, mâchoire inférieure, et du maxillaire, mâchoire supérieure.

Le rôle des dents est la mastication, processus au cours duquel nous déchirons et broyons la nourriture pour la découper en morceaux plus petits. Nous mastiquons en ouvrant et fermant les mâchoires tout en les déplaçant latéralement et en remplaçant les aliments entre nos dents à l'aide de notre langue.

Les premières dents, les incisives centrales inférieures, apparaissent vers l'âge de six mois. D'autres dents apparaissent alors par intervalles de 1 à 2 mois jusqu'à l'âge de 24 mois, le moment où les 20 dents de lait sont sorties.

Les dents de lait ou dents déciduales constituent la denture primaire.

Lorsque la denture permanente pousse et se développe, les racines des dents de lait se résorbent par-dessous et ces dents de lait tombent entre 6 et 12 ans.

A l'adolescence toutes les dents permanentes sont en place sauf les troisièmes molaires, dents de sagesse, qui apparaîtront entre 17 et 25 ans.

En règle générale, un individu possède 32 dents, mais il est possible que les dents de sagesse soient absentes. ⁽²³⁾

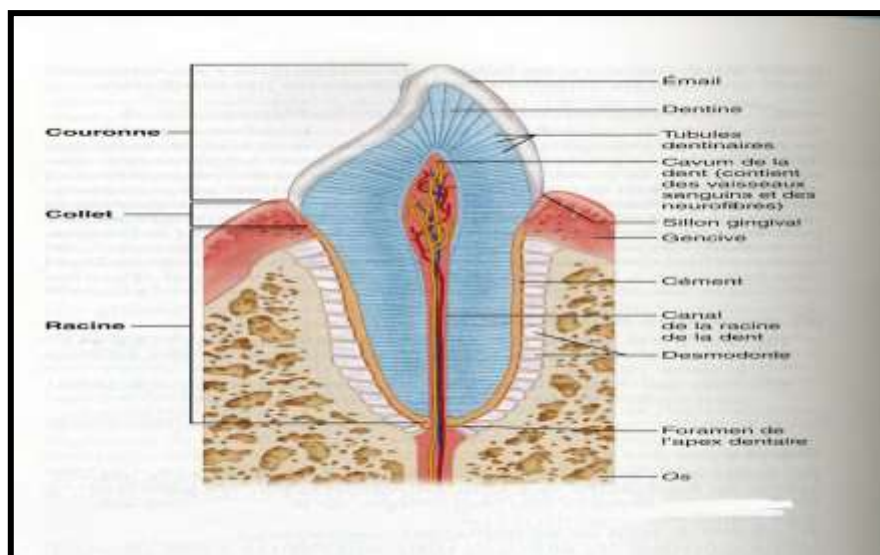


Figure 01: Coupe longitudinale d'une dent canine dans la cavité osseuse (alvéole).⁽²³⁾

On classe les dents, selon leur forme et leur fonction :

- Les incisives en forme de ciseau servent à couper ou à pincer des morceaux de nourriture.
- Les canines coniques semblables à des crocs déchirent et transpercent.
- Les dents prémolaires et molaires écrasent et broient, elles ont des couronnes larges munies de tubercules arrondis. Les molaires ont une capacité à broyer très importante du fait de leur tubercules au nombre de 4 ou 5. ⁽²³⁾

Lors de la mastication les dents molaires inférieures et supérieures s'emboîtent les unes dans les autres de façon répétée, créant ainsi des forces d'écrasement énormes.

3-5-1-2- Structure de la dent

Chaque dent contient deux parties majeures : la couronne et la racine qui sont reliées par une partie rétrécie : le collet de la dent.

- La couronne recouverte par l'email est la partie visible de la dent, au-dessus des gencives formant un col serré autour de celles-ci.

- l'email, substance la plus dure de l'organisme, est fortement minéralisée par des sels de calcium et ses cristaux denses d'hydroxyapatite. ⁽³⁹⁾

- La racine de la dent est la partie de la dent enchâssée dans l'os.

- Le ligament alvéolo-dentaire ou désmodonte fait le lien entre le cément et la cavité osseuse,

- La dentine est plus dure que l'os mais plus souple que l'email et elle amortira les chocs produits sur l'email au cours de la mastication.

- la chambre pulpaire contenant un ensemble de structures tissulaires molles : tissu conjonctif, vaisseaux sanguins et neurofibres.

- La dentine contient des tubules dentinaires, stries radiales qui sont occupées par le prolongement allongé d'un odontoblaste : cellule qui secrète et entretient la dentine

- l'email, la dentine et le cément sont calcifiés et ressemblent à l'os mais ne sont pas vascularisés.

- Le cément et la dentine contiennent beaucoup de collagène à la différence de l'email qui est presque exclusivement minéral.

- L'innervation des dents se fait via des ramifications du nerf trijumeau : les nerfs alvéolaires supérieurs et le nerf alvéolaire inférieur.

- Le sang circule par l'artère alvéolaire supéroanteriorie, l'artère alvéolaire supéro-postérieure et l'artère alvéolaire inférieure.⁽⁴⁰⁾

3-5-2- **Le parodonte**

Du grec *para* (autour) et *odontos* (dent), c'est l'ensemble des tissus qui entourent et soutiennent la dent.

Le parodonte se compose de quatre tissus différents : la gencive, le ligament alvéolo-dentaire ou désmodonte, le ciment et l'os alvéolaire.

La gencive et le ligament alvéolo-dentaire sont des tissus mous tandis que le ciment et l'os alvéolaire sont des tissus durs.

L'os alvéolaire circonscrit l'alvéole ou est implantée la dent et le ciment recouvre la surface dentaire radiculaire.

Le ligament alvéolo-dentaire relie entre eux ces deux tissus minéralisés, assure la fixation et la mobilité de la dent dans son alvéole osseuse ; la gencive recouvre en partie le ciment, l'os et ce ligament.

Le parodonte est une unité fonctionnelle à part entière qui subit des modifications morphologiques dues au remodelage tissulaire physiologique, à des altérations fonctionnelles et à des atteintes de l'environnement buccal telle que l'accumulation bactérienne. Le développement des tissus parodontaux survient pendant le développement et la formation de la dent.⁽⁴⁰⁾

Introduction :

Malgré le progrès considérable accompli dans le traitement de la maladie carieuse et de la maladie parodontale, la perte des dents demeure une lacune non résolue et l'édentation total reste une infirmité répandue autant que préoccupante qui ne peut être qu'aggravée par l'augmentation de la durée de vie.

La restauration prothétique reste une nécessité malgré toute l'évolution enregistrée dans le domaine de la prothèse dentaire.

1- Les résines :

1-1- Les résines acryliques :

La résine acrylique est le matériau le plus répandu pour la confection des prothèses amovibles. ⁽⁴¹⁾

Il s'agit de matériaux synthétiques macromoléculaires issus de l'industrie pétrolière et appartenant à la famille des matériaux plastiques ⁽⁴²⁾.

Les résines acryliques se présentent sous forme de poudre (polymère) et de liquide (monomère).

1-1-1- Composition :

Il existe trois molécules de base pour obtenir des résines acryliques par polymérisation du monomère acrylique, en ouvrant les doubles liaisons C=C. Ce sont des réactions de type radicalaire : l'acide acrylique, l'acide méthacrylique et les méthacrylates de méthyle. ⁽⁴³⁾

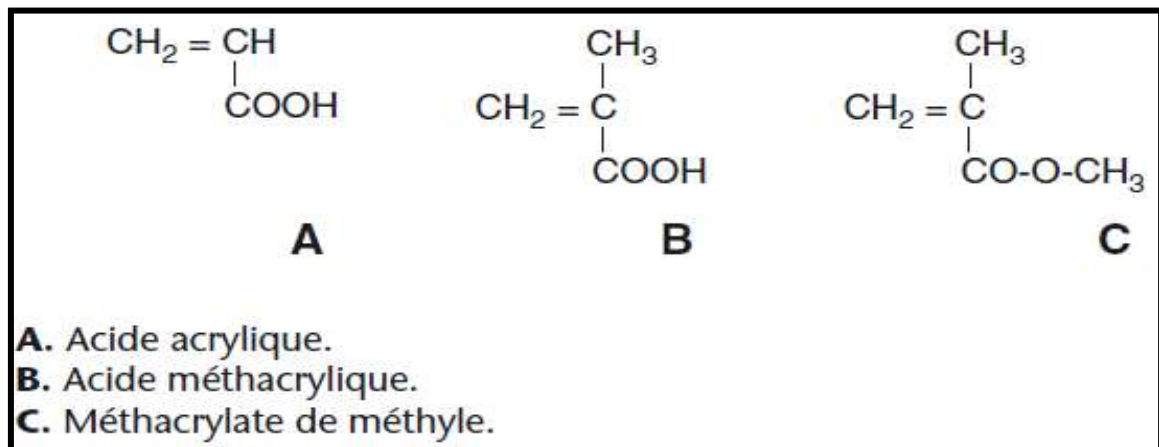


Figure 02 : Les molécules de base de la résine acrylique. ⁽⁴¹⁾

1-1-2- Classification des résines acryliques :

Les résines acryliques peuvent être classées selon le mode de polymérisation en :

1-1-2-1- Résines thermo polymérisables

Ils sont utilisées en clinique et aux laboratoires pour une réalisation ou une réparation immédiate. La préparation s'effectue par le mélange d'une poudre et d'un liquide suivi d'un chauffage. Le produit est alors fourni sous la forme d'un gel. ⁽⁴²⁾

La poudre :

-polyméthacrylate de méthyle (PMMA) : sous forme de sphérules de volume variable (entre 30 quelques 1/100 et quelques 1/10 de millimètres). Il est obtenu par agitation vigoureuse du monomère dans un milieu non polymérisable. (Eau et savon, talc et gélatine...)

-un peroxyde de benzoyle : initiateur de polymérisation, capable de donner les radicaux libres, par coupure, sous l'effet de la chaleur ou par activation thermique. Il ne s'agit pas d'un catalyseur à proprement parler car on le retrouve dans la formule du produit fini.

Le liquide :

- monomère : *le méthacrylate de méthyle*

- *des hydroquinones ou du pyrogallol (1% max) : inhibiteurs de polymérisation.*

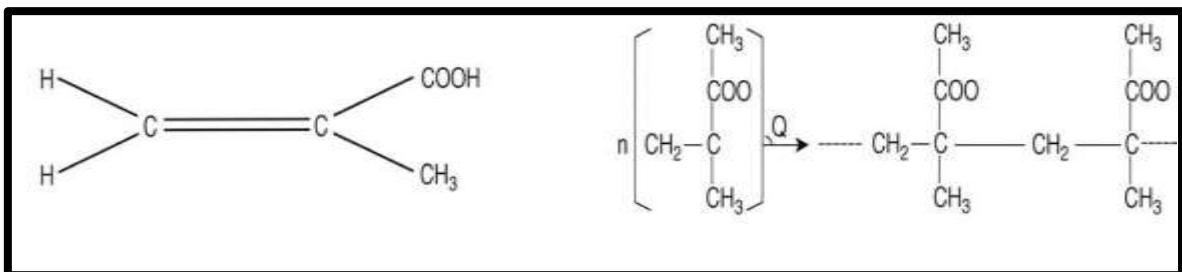


Figure 03 : Acide méthacrylique et polymérisation du polyméthacrylate de méthyle par chauffage, d'après [MORIN, 2005].

1-1-2-2- Résine chémo polymérisables ou auto polymérisables :

Les résines chémo-polymérisables se polymérisent sans l'intervention d'un agent extérieur telle que la chaleur. La polymérisation se fait par l'utilisation d'un activateur chimique. Les avantages de ce procédé sont : réaction plus rapide, fabrication plus d'un moule et démoulage plus facile. ⁽⁴²⁾

La poudre :

Polyméthacrylates de méthyle ; Parfois le tributylborane (environ 5%) remplace le peroxyde de benzoyle.

Le liquide :

Même que celui utilise dans les résines thermo polymérisables, contient en plus un activateur chimique (le diméthylparatoluidine).

1-1-3- Les propriétés des résines acryliques :

1-1-3-1- Les propriétés physiques :

1-1-3-1-1- structure :

Lors de la polymérisation, selon l'ouverture des liaisons au niveau des radicaux méthyles CH₃, par dismutation d'un hydrogène, on observe la formation d'un réseau tridimensionnel plus ou moins lâche⁽⁴²⁾.

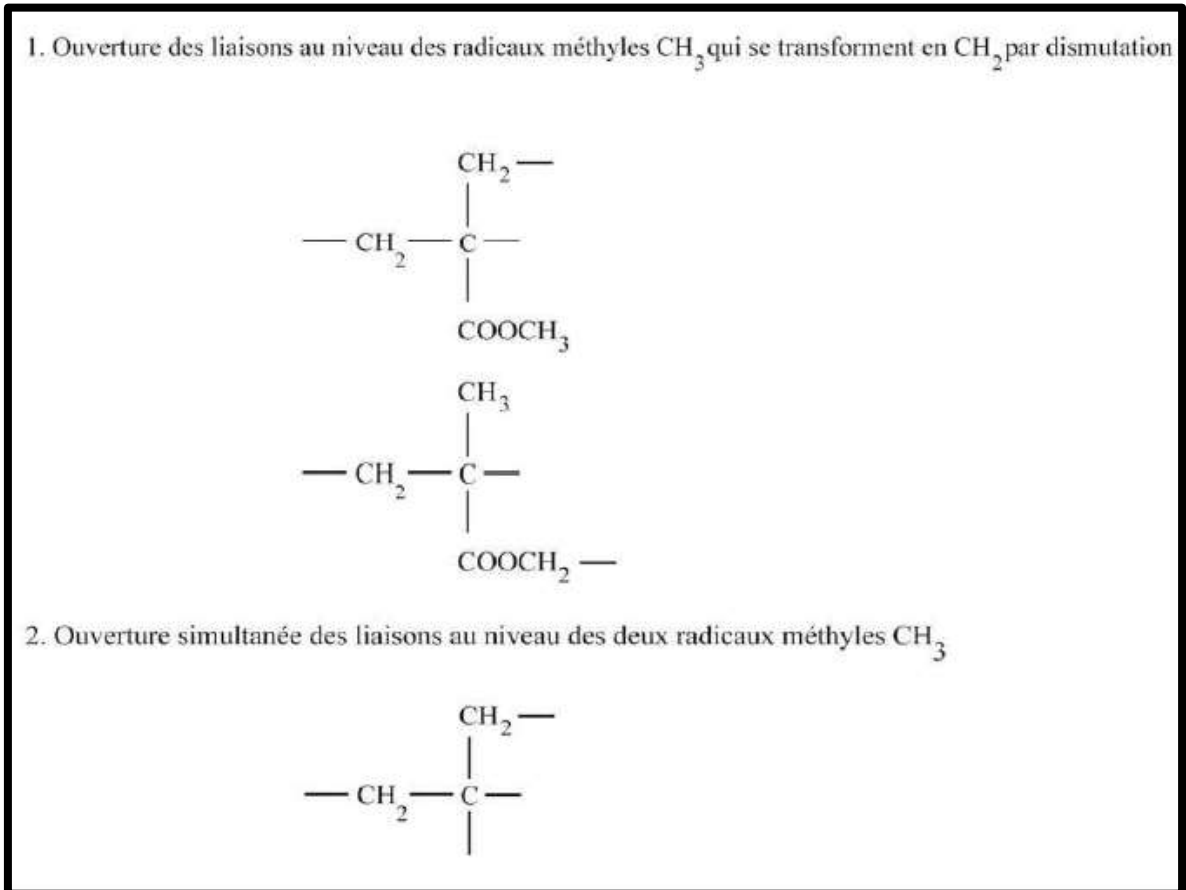


Figure 04 : Formation d'un réseau tridimensionnel par ouverture des liaisons.⁽⁴²⁾

Un réseau tridimensionnel beaucoup plus serré, se présentant sous la forme d'une structure annulaire ou cross-linked, permet d'augmenter la résistance mécanique, la résistance chimique et la résistance aux contraintes thermiques. Il est obtenu grâce à l'effet d'agents de réticulations à deux doubles liaisons : le glycol diméthacrylate ou de divinyl-benzène⁽⁴²⁾.

1-1-3-1-2- Porosités :

Les porosités au niveau des résines polyméthacrylates de méthyle ; due à des différentes causes mais dont l'origine est presque toujours liée à des fautes de technique, présentent sous formes et dimensions variées ; selon BURDAIRON :

- Des bulles de forme *sphérique, petites, au sein de la résine*
- Des bulles de forme *quelconque, petites, très nombreuses*
- Des bulles de forme *quelconque, grandes, dans toute la masse de la résine*⁽⁴⁵⁾

1-1-3-1-3- Comportement hydrique

- L'absorption d'eau :

L'absorption d'eau entraîne de faibles variations volumiques diminuant ainsi la résistance mécanique par la formation de plastifiant⁽⁴⁶⁾

- La solubilité :

D'après MONSENEGO (1987), dans l'eau ou au contact du milieu buccal, la solubilité du polyméthacrylate de méthyle est négligeable.

D'après OGOLNIK et Coll. (1992), il est possible de diminuer la solubilité au niveau des macromolécules de polyméthacrylate de méthyle par addition de glycol diméthacrylate.

1-1-3-2- Propriétés mécaniques :

Les propriétés mécaniques quoique très inférieures à celles des biomatériaux métalliques, sont cependant acceptables et supérieures à celles des résines ordinaires.

Par contre, elles peuvent être améliorées :

- Par un haut degré de polymérisation.
- Par adjonction de glycol diméthacrylate, permettant d'obtenir une réticulation tridimensionnelle de polyméthacrylate de méthyle.⁽⁴⁷⁾

1-1-3-2-1- La dureté :

-La dureté Knoop de la résine thermopolymérisable est de 20, et de la résine chémozpolymérisable est de 16. Elle est nettement inférieure à celle de la dentine, de l'ordre de 65 et de l'email 300⁽⁴⁴⁾.

1-1-3-2-2- La résistance mécanique :

-Les propriétés mécaniques d'un polymère sont influencées par le degré de conversion, la durée du cycle de durcissement, l'épaisseur de l'échantillon, la présence ou l'absence des bulles et l'absorption d'eau ainsi que l'addition d'un agent de liaison, tels que le diméthacrylate de glycol.

1-1-3-3- Les propriétés chimiques :

Le polyméthacrylate de méthyle présente une grande inertie chimique. Mais La réaction de polymérisation de la résine n'est pas une réaction complète : il reste toujours une quantité de monomère de méthacrylate de méthyle qui ne réagit pas avec le polymère ; c'est le monomère résiduel.

Le monomère résiduel diminue les propriétés mécaniques de la résine et provoque des réactions tissulaires lorsqu'il s'échappe de la résine. Cette quantité exprimée en pourcentage, que l'on nomme le taux de monomère résiduel.

Ce taux est variable d'un individu à l'autre mais on considère généralement que le taux tolérable pour les tissus est de 0,45% ⁽⁴⁸⁾.

Facteurs favorisant la présence de monomère résiduel

- Le temps de cuisson

Il existe un lien entre le taux de monomère résiduel et le temps de cuisson : plus le temps de cuisson est important, plus le taux de monomère résiduel ne sera faible. Ceci est dû au fait que plus le temps de cuisson est important, plus la réaction de polymérisation sera complète et donc plus le taux de monomère résiduel sera faible⁽⁴⁸⁾.

D'après l'étude de DOGAN et Coll. (1995), le temps de cuisson doit être supérieur à 50 minutes pour que le taux de monomère résiduel soit tolérable par les tissus, c'est-à-dire inférieur ou égal à 0,45%.

- La température de cuisson

L'initiation de la réaction de thermopolymérisation s'effectue par la décomposition du peroxyde de benzoyle sous une température de 60°C. Si la température de polymérisation se rapproche de 100°C, le point d'ébullition du méthacrylate de méthyle est atteint ($t^{\circ} \text{eb} = 100,8^{\circ}\text{C}$ ⁽⁴⁹⁾). Le méthacrylate de méthyle se transforme alors en vapeur et se retrouve piégé dans la matrice.

Elimination du monomère résiduel

Recommandent de laisser la résine polymérisée dans de l'eau distillée pendant plusieurs heures afin de permettre la libération du monomère résiduel. ⁽⁵⁰⁾

1-1-3-4- Propriétés optiques

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

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

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

1-1-3-5- Propriétés thermiques ^(42,45)

Le coefficient de dilatation thermique est de $81 \cdot 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}$. Ce chiffre est à comparer :

- A celui du plâtre $11 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$, expliquant des distorsions lors du refroidissement simultané du moule de la prothèse.

- A celui des tissus dentaires : $8,6 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$ pour la dentine, $11,4 \cdot 10^{-6}$ par $^\circ\text{C}$ pour l'émail.

La conductivité thermique est de 0,2 W/mk, soit environ 50 à 100 fois moins qu'un alliage métallique.

Cette faible conductivité thermique explique la faible transmission des chocs thermiques par une base prothétique en résine méthacrylique ainsi que toutes ses conséquences négatives :

- Troubles de l'extéroception.
- Epithélialisation réduite.
- Ostéogénèse également diminuée.
- Troubles de la salivation.

Par contre, les variations thermiques ont une faible incidence sur la stabilité dimensionnelle des prothèses.

1-2- Les résines composites

Les résines composites ont pris une place très importante dans la dentisterie restauratrice dans les dernières années. Ils sont développées pour pallier l'insuffisance esthétique des matériaux d'obturation précédents - Silicates et résines acryliques.



Figure 05 : Les résines composites.

1-2-1- Définition :

Les composites se sont des biomatériaux d'obturation organo-minéraux utilisées dans les prothèses provisoires ou essentiellement dans les obturations cavitaires sur les dents antérieures et récemment dans les dents postérieures. Ils sont disponibles en simple pâte ou dans des systèmes de deux pâtes, une pâte contient le catalyseur et l'autre l'activeur.

1-2-2- Composition :

Les résines composites se composent principalement d'une matrice organique douce (polymère), une phase inorganique (agent de remplissage) et un agent de couplage (silane).

1-2-2-1- La matrice :

Le bisphénol-A Méthacrylate de glycidyle (ou Bis-GMA) est un monomère de diméthacrylate de haut poids moléculaire avec un noyau central rigide et un groupe d'hydroxyle dans sa structure chimique, c'est le monomère le plus généralement utilisé dans les matériaux de restauration. Cependant, en raison de la viscosité très élevée du monomère ($4 \cdot 10^6$ cp), l'incorporation des charges de renforcement à la matrice est limitée et la conversion finale de la polymérisation du Bis-GMA est faible. Par

conséquent, un diluant réactif, tel que le diméthacrylate de glycol de triéthylène (TEGDMA) est souvent ajouté pour améliorer la viscosité, la réactivité et la conversion finale de la phase de la matrice. D'autre part, les diluants réactifs sont des monomères relativement à faible poids moléculaire et leurs polymérisations donnent un rétrécissement plus élevé ainsi que de faibles propriétés mécaniques dû à la structure de monomères. Les groupes d'hydroxyle sont capables de former la liaison intermoléculaire d'hydrogène qui limite le glissement des chaînes du monomère et du polymère, augmentant de ce fait la viscosité du système. L'UDMA est un autre monomère qui est aussi employé dans les composites dentaires. C'est un matériau largement répandu comme les monomères primaires ou de base dans la formation des matrices polymères des composites dentaires. Sa viscosité est environ de 10,00 à 15,00 cp. ^(51,52)

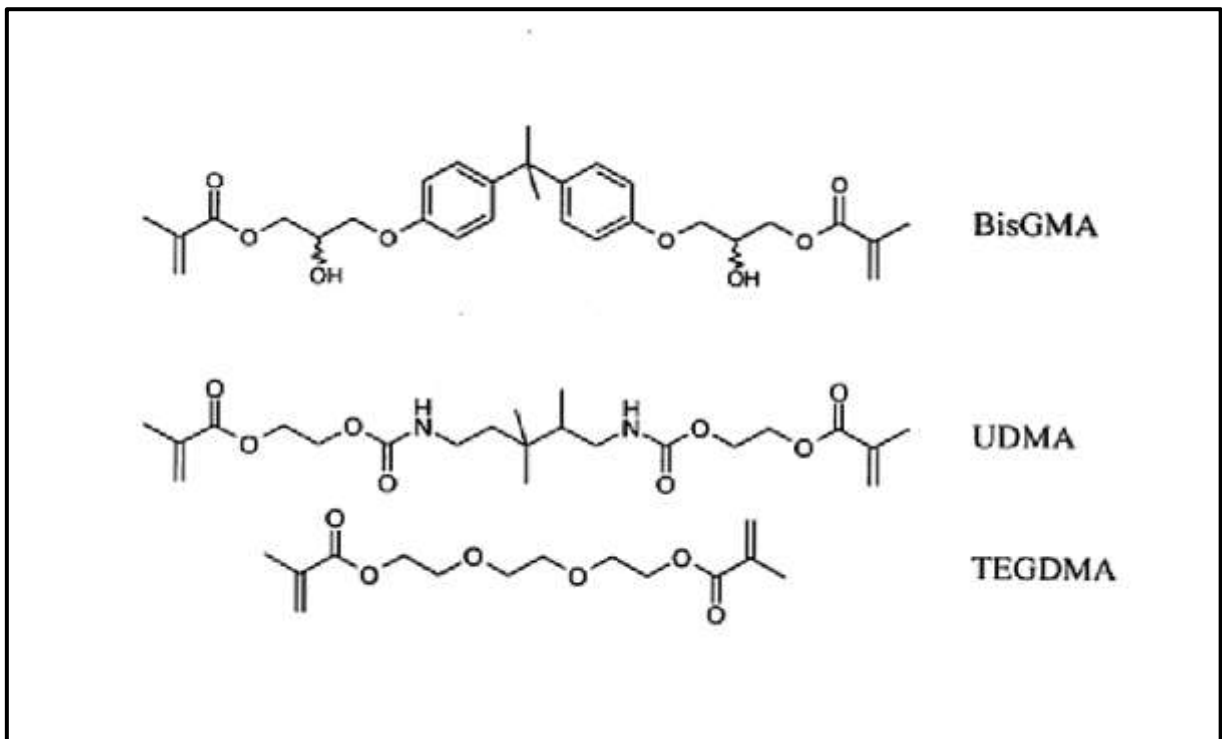


Figure 06 : Structures des monomères diméthacrylates typiquement retrouvés dans la phase organique des résines composites.

1-2-2-2- Agent de remplissage

La fonction principale de l'agent de remplissage est d'améliorer les propriétés mécaniques du composite^(53,54), de réduire le rétrécissement associé à la polymérisation de la phase organique⁽⁵⁵⁾. Elles réduisent l'expansion thermique à la contraction de polymérisation et elles augmentent le module de Young et la dureté du matériau, ⁽⁵⁶⁾ et de donner au composite sa couleur blanche. Certains agents de remplissage sont opaques aux rayons-x et transmettent cette propriété aux composites résultants. ⁽⁵⁷⁾

Dans le passé, la silice était souvent utilisée comme agent de remplissage mais elle a progressivement été remplacée par des verres boro- ou alumino-silicates contenant des éléments de transition (pour l'opacité aux rayons-x). En effet, la silice est très dure et donne des composites qui s'usent très vite in vivo. Les propriétés physiques d'un composite dépendent de la taille, de la forme, de la composition, des propriétés et de la quantité (la proportion) d'agent de remplissage. ⁽⁵⁸⁾

1-2-2-3- Agent de couplage :

Le silane (ex : vinyltriméthoxylane) permet d'obtenir la liaison des charges inorganiques avec la matrice.

1-2-3- Classification des résines composites :

1-2-3-1- Les résines composites Macrofilled :

Les résines Macrofilled ou résines composites conventionnels sont également appelées la première génération des résines composites. Les particules de remplissage se composent de quartz, de verre de borosilicate, ou de verre d'aluminium de lithium. La dimension des particules est relativement grande, 15 à 35 μm . La taille des remplisseurs ne permet pas un polissage adéquat, résultant des surfaces rugueuses. ⁽⁵⁹⁾

1-2-3-2- Les résines composites Microfilled :

Les résines composites Microfilled contiennent des particules micro-fines de remplissage sphériques de silice colloïdales de 0,01– 0,12 μm de diamètre. La charge de remplissage est limitée à 20– 55% en volume ou à 35– 60% en poids. Ils ont été développés en 1974 et lancés sur le marché à la fin des années 70. ⁽⁵⁹⁾

1-2-3-3- Les résines composites Hybrides :

Les résines composites hybrides (ou mélange) ont une combinaison de particules colloïdales et fines (0,5 –3,0 µm) comme remplisseur. Les particules colloïdales remplissent l'espace entre les particules fines et la matrice autour de 60– 65% en volume. Actuellement, les hybrides dominent le marché et peuvent être encore classés par catégorie par les dimensions moyenne des particules de remplissage. ⁽⁵⁹⁾

1-2-4- Autre classification :

Selon la viscosité ou la fluidité, on a des catégories : flowable (s'approche plus de l'état fluide), moyenne viscosité, et packable (matériau condensé).

1-2-5- Les propriétés des Résines composites :

1-2-5-1- Les propriétés physiques et mécaniques

La durée de vie du composite n'est pas assez longue, car elle est en moyenne de 3 ans. Il y a également le risque de décollement en cas de choc intense. Sa résistance mécanique et ses propriétés physiques seront très réduites avec le temps.

Tableau 01 : propriétés physiques et mécaniques des résines composites.

	Propriétés	Valeur
Propriétés mécaniques	Module d'élasticité [gpa]	12-16
	Résistance à la compression [mpa]	230-290
	Résistance à la traction [mpa]	35-55
	Adhésion sur émail	83
Propriétés physiques	Solubilité dans l'eau après 2 semaines [mg/cm ²]	0.01-0.05
	Absorption d'eau après 2 semaines [mg/cm ²]	0.3-0.7
	Retrait volumétrique à la polymérisation [%]	1-1.6
	Coefficient d'expansion thermique [10 ⁻⁶ /O C]	26-39

1-2-5-2- Propriétés biologiques

Comme toute chose, les composites dentaires présentent des inconvénients parfois très inquiétants. Chez certains patients, le composite n'est pas toléré par la gencive et entraîne des gingivites. Lorsque ce matériau se dégrade, il engendre une mauvaise haleine.

On dit que le monomère résiduel ; comme les résines acryliques, est le principal agent de risque sur le milieu buccal et même sur l'organisme mais chez les résines composites c'est le bisphénol-A Méthacrylate de glycidyle (ou Bis-GMA) ou bien connu par le bisphénol-A.

Aujourd'hui, il y a un grand souci sur ce dernier produit après la publication du National Toxicology Programm (l'autorité chargée de l'étude des produits toxiques), en collaboration avec le Centre d'études des risques pour la reproduction humaine (CERHR : Center for Evaluation of Risks on Human Reproduction) et le ministère de la santé des Etats-Unis. Cette publication traduit le risque cancérigène, toxique neurologique et perturbateur endocrinien des bisphénol-A (ou Bis-GMA).

2- Les alliages métalliques

Actuellement plusieurs métaux et alliages sont utilisés en prothèse dentaire. Ils permettent la réalisation de reconstitutions fixées unitaires ou plurales, d'armatures pour prothèse scellée recouverte de cosmétique ainsi que de châssis de prothèse amovible. Ces alliages sont classés selon leurs compositions allant du métal pur par exemple le titane, à l'alliage de plusieurs métaux (or, Nickel, Cobalt, Chrome, platinum, ... etc.).

2-1- Les alliages précieux (nobles)

2-1-1- Composition et classification

Les alliages pour couler peuvent se classer de différentes manières, mais la classification la plus utilisée est celle de l'American Dental Association (ADA). La classification ADA distingue 3 groupes d'alliages en fonction de leur composition⁽⁶⁰⁾:

- Les alliages « high noble » : doivent contenir au moins 25% en masse d'or et au moins 60% de métaux nobles quels qu'ils soient (or, palladium, platine). La plupart des alliages d'or utilisés depuis les années 1970 se classent dans cette catégorie.

- Les alliages « nobles » : doivent contenir au moins 25% de métal noble, sans minimum pour l'or.
- Les alliages « base métal » : contiennent moins de 25% de métal noble, sans autre spécification concernant leur composition.

L'ADA a aussi établi un classement des alliages en fonction de leurs propriétés physiques. Elle distingue ainsi 4 types d'alliages :

Désignation ADA	Classification selon dureté	Limité d'élasticité en MPa	Déformation en %
Tendres (soft)	Classe I	<140	18
Moyens (medium)	Classe II	140-200	18
Durs (hard)	Classe III	201-340	12
Extra-durs (extra-hard)	Classe IV	>340	10

Tableau 02 : Classification des alliages en fonction de leurs propriétés physiques, selon l'ada.

2-1-1-1- Les alliages dits « High noble » :

Les alliages « High noble » peuvent être divisés en plusieurs catégories : ceux à base d'or et de platine (Au-Pt), or et palladium (Au-Pd) et or-cuivre-argent (Au-Cu-Ag). Les 2 premières catégories conviennent pour des restaurations coulées massives ou des chapes de coiffes céramo-métalliques, la dernière ne peut convenir que pour des couronnes coulées, à cause de sa forte teneur en argent et en cuivre ^(61,62).

- **Les alliages Au-Pt** sont les plus récents dans la catégorie des « High noble », ils ont été mis au point pour éviter l'utilisation du palladium (Pd), dont le cours a connu une forte hausse et dont la biocompatibilité a été sujette à controverse entre 1995 et 1998. Ils sont généralement renforcés par une phase de Zn dispersée ou parfois d'argent. Leur résistance à la corrosion dépend essentiellement des conditions de mise en œuvre au laboratoire. ⁽⁶³⁾

- **Les alliages Au-Pd** sont un type commun d'alliage « High-noble », utilisés pour la confection de couronnes coulées et d'infrastructures. On peut leur ajouter de l'argent (Ag) pour améliorer leurs propriétés mécaniques. De structure monophasée, sa couleur est blanche. La résistance de ces alliages à la corrosion est importante en milieu biologique, même à un ph faible. ⁽⁶³⁾

- **Les alliages Au-Cu-Ag** sont présents depuis longtemps dans l'histoire de la dentisterie. Ces alliages sont généralement jaunes, de structure monophasée. Ils sont donc facilement coulés et brasés.⁽⁶³⁾

2-1-1-2- Les alliages dits «Noble» :

Les alliages « nobles » n'ont pas de teneur minimum requise en or, mais ils doivent contenir au moins 25% de métal noble (Au, Pd ou Pt). On retrouve plusieurs groupes d'alliages : à base d'or, de palladium et d'argent.⁽⁶⁰⁾

- **Les alliages Au-Cu-Ag-Pd** : sont une variation de l'alliage « High noble » mais avec moins d'or. Ces alliages ont toujours une structure simple.⁽⁶³⁾

- **Les alliages Pd-Cu** : sont utilisés pour les couronnes coulées et les couronnes céramo-métalliques. Ils contiennent habituellement du gallium (Ga) qui diminue la température du liquides et qui améliore la liaison métallo-céramique et augmente la résistance. La présence de cuivre dans leur composition peut entraîner des changements de propriété pendant la cuisson de la céramique, mais un bon protocole de laboratoire permet d'éviter ces désagréments. Les alliages palladium-cuivre (Pd-Cu) ont, la plupart du temps, une structure multi-phasée. Leur résistance à la corrosion dépend spécifiquement de la composition et de la manipulation de ces alliages. Leur module d'élasticité est le plus haut parmi les alliages d'or et de palladium.⁽⁶³⁾

- **Les alliages Pd-Ag** : ils peuvent avoir des compositions relatives très variables : de 26 % de Pd et 60 % Ag, à 70 % Pd et 20 % Ag. La résistance à la corrosion varie en fonction des compositions, et en particulier diminue lorsque le pourcentage d'argent augmente⁽⁶⁴⁾. Ces alliages sont la plupart du temps polyphasés et peuvent être utilisés pour des couronnes coulées ou des couronnes céramo-métalliques si le risque de reflet vert de la porcelaine par l'argent a été pris en considération.⁽⁶³⁾

Dans l'ensemble, les alliages nobles ont une température de solidus assez élevée, ce qui reflète une part importante de palladium dans leur composition. Les alliages Au-Cu-Ag-Pd font exception : leur solidus est trop bas pour qu'ils puissent être utilisés comme chapes de coiffes céramo-métalliques. Les alliages nobles peuvent être de couleur jaune ou plus souvent blanche (présence de palladium). La résistance à la corrosion des alliages nobles, dépend de la microstructure et de la présence de cuivre et d'argent.⁽⁶³⁾

	%Au	%Pd	%Pt	%Ag	%Cu	%Other
High noble						
Au-Pt-Pd-Ag	78.00	12.00	6.00	1.20		1 Fe; <1 In, Sn, Ir
Au-Cu-Ag-Pd I	77.00	1.00		13.54	7.95	<1 Zn, Ir
Au-Cu-Ag-Pd II	60.00	3.75		26.70	8.80	<1 Zn, In, Ir
Au-Pt-Pd	86.00	1.95	10.00			2 In; <1 Ir
Au-Pd-Ag-In	40.00	37.40		15.00		6 In; 1.5 Ga; < 1 Ir
Noble						
Au-Cu-Ag-Pd III	46.00	6.00		39.50	7.49	1 Zn; <1 Ir
Pd-Cu-Ga		75.90			10.00	6.5 Ga; 7 In; <1 Ru
Ag-Pd		53.42		38.90		7 Sn; <1 Ga, Ru, Rh
Pd-Ga-Au	2.00	85.00				10 Ga; 1.1 In; <1 Ag, Ru
Pd-Ag-Au	6.00	75.00		6.50		6 In; 6 Ga; <1 Ru

Tableau 03 : Composition des principaux alliages « high-noble » et « noble », selon [GIVAN, 2007].

2-1-2- Rôle des constituants

Les composants de l'alliage (l'argent, le cuivre, le ruthénium, l'indium, le fer, le manganèse, le zinc, le tantale, l'étain, le gallium, le niobium) même à des concentrations inférieures au millième (<1/1000) ont des effets sur les propriétés et la structure de l'alliage final.

2-1-2-1- Constituants principaux ^(65,66)

- L'or (Au) : inerte chimiquement, il augmente la résistance à la corrosion. Il confère à l'alliage sa ductilité et augmente sa densité. Il élève la température de fusion, se combine, lors du traitement thermique de l'alliage, avec le cuivre pour durcir l'alliage. Il donne à l'alliage une couleur jaune.

- Le platine (Pt) : inerte chimiquement, il augmente la dureté, et, additionné à l'or, il améliore encore la résistance à la corrosion. Son utilisation est limitée car il élève le point de fusion, au-delà de 12 %. Il blanchit l'alliage.

- Le palladium (Pd) : rôle similaire à celui du platine. Très peu actif chimiquement, il augmente la dureté et la température de fusion de l'alliage. Il participe

aussi à sa résistance à la corrosion. Il diminue la densité de l'alliage. Il blanchit l'alliage plus que tout autres constituants (il suffit de 5 à 6 % de palladium pour le blanchir complètement).

- L'argent (Ag) : actif chimiquement, il contribue à la ductilité de l'alliage. L'argent tend à blanchir l'alliage. Il diminue sa densité, et le durcit en association avec le cuivre. Il se corrode en présence de soufre.

- Le cuivre (Cu) : très actif chimiquement, il augmente la résistance mécanique et la dureté de l'alliage. Il diminue sa densité, il abaisse le point de fusion de l'alliage et tend à lui donner une couleur rougeâtre, corrigée par la présence d'argent. Le cuivre diminue la résistance à la corrosion de l'alliage, son utilisation doit donc être limitée.

2-1-2-2- **Constituants mineurs** ^(65,66)

- Le ruthénium (Rh) : diminue l'hétérogénéité de l'alliage, est un affineur de grain. Il durcit l'alliage en présence de platine.

- L'iridium (Ir) : des micro-additions de l'ordre de 0,005 % provoquent une germination homogène des alliages, c'est un affineur de grain. Il durcit l'alliage en présence de platine.

- Le gallium (Ga), l'indium (In), l'étain (Sn) : ces métaux très actifs chimiquement abaissent le point de fusion.

- Le zinc (Zn) : Très réactif chimiquement, il blanchit l'alliage et joue un rôle de désoxydant. Il abaisse la température de fusion et diminue la densité de l'alliage. En présence de platine, le zinc durcit l'alliage.

2-1-3- **Les propriétés des alliages :**

2-1-3-1- **Propriétés physiques et mécaniques**

Les caractéristiques principales des alliages précieux (Noble et High-Noble) sont rassemblées dans le tableau suivant :

Norme	Alliages dentaire précieux à couler				Alliages dentaire pour restaurations céramo-métalliques		
	ISO 1562	ISO 8891			ISO 9693		
Type d'alliage	Base Au	Base Au	Base Au-Ag	Base Ag	Base Au	Base Au-Pd	Base Pd
Densité (g.cm ⁻³)	15.5	14	12	10.7	18.5	14	11.5
Intervalle de fusion (°C)	880-940	860-910	910-990	960-1030	1080-1200	1140-180	1120-160
Température de coulee	1000	1000	1100	1200	1350	1450	1450
CET					13-15		
Dureté Vickers VHN	250-280	210-300	170-230	190-210	160-210	200-250	260-330
Module d'élasticité	95-100	95	95-100	100	100	115-125	120
Limite d'élasticité en MPa	600-700	500-800	430-530	450	300-500	430-650	525-725
Allongement à la rupture	12	8	16	14	6-14	15-25	17-34

Tableau 04: Propriétés physiques et mécaniques des alliages précieux⁽⁶⁶⁾

2-1-3-2- Propriétés thermiques

La conductibilité thermique est de l'ordre de 250 W/mk, c'est-à-dire près de 500 fois celle de la dentine, 250 fois celle de l'émail et 10 fois celle de l'amalgame qui est de 23W/mk. Ces valeurs élevées peuvent provoquer des sensibilités sur des dents pulpées restaurées par un inlay ou une couronne lors des variations thermiques importantes (boisson chaude ou froide) mais représentent un avantage pour une prothèse adjointe car ils permettent une simulation thermique du palais.

2-1-3-3- Propriétés biologiques

Un matériau et ses produits de dégradation sont dits biocompatibles s'ils ne provoquent aucune réaction toxique, mutagène, cancérigène, allergique ou inflammatoire. Si quelques cas d'hypersensibilité de contact cutanés ont été répertoriés avec des alliages riches en or et les sels de leurs métaux constitutifs, aucune réaction de la muqueuse buccale à l'égard des alliages à haute teneur en or n'a été mise en évidence au cours d'une étude in vivo ⁽⁶⁶⁾.

De manière générale, les alliages ayant la proportion la plus élevée en or présentent le meilleur comportement, alors que les alliages ayant le pourcentage le plus élevé en argent donnent des résultats plus défavorables⁽⁶⁷⁾. L'or n'est pas cytotoxique, avec des résultats similaires à la céramique^(68,69). Les alliages nobles ont le plus faible taux de dissolution. Toutefois, la libération de cuivre et de zinc est souvent mise en évidence⁽⁶⁰⁾.

2-2- Les alliages non précieux (base métal) :

Sont des alliages à base Ni, Cr et Co. Deux grandes classes peuvent être distinguées: les alliages à base de nickel et de chrome (Ni-Cr), et les alliages à base de cobalt et de chrome (Co-Cr).

2-2-1- Composition et classification

Dès 1979, Burdairon et Degrange proposaient de les classer en trois groupes :

- Les alliages nickel-chrome-fer contenant, comme éléments d'addition, du bore, du manganèse et du fer.
- Les alliages nickel-chrome contenant de l'aluminium et du molybdène, avec parfois des additions de béryllium, de titane, de tantale et de tungstène.
- Les alliages nickel-chrome riches en nickel, contenant du silicium et du bore.

En l'absence de classification officielle de ce type d'alliage, il est possible de proposer plusieurs types de classifications, fondées sur⁽⁷⁰⁾ :

2-2-1-1- La composition :

- Ni-Cr-Fe : version primitive
- Ni-Cr-Mo-Be : pour la coulabilité, surtout en chape de CCM
- Ni-Cr-Mo : majorité des alliages utilisés en prothèse fixée
- Co-Cr-Mo : pour les chapes avec basse teneur en carbone et pour la PAP
- Co-Cr-W : pour les chapes uniquement

2-2-1-2- **L'utilisation spécifique de l'alliage:**

- Pour la coulée conventionnelle
- Pour la technique céramo-métallique
- Pour les bridges collés (surtout les alliages Ni-Cr-Mo-Be)
- Pour la prothèse amovible partielle
- Pour les implants

2-2-1-3- **Certaines propriétés spécifiques :**

- Résistance à la corrosion et à l'oxydation à haute température : influence de la teneur en chrome et molybdène
- Aptitude au mordantage (pour les ponts collés)
- Propriétés mécaniques (par exemple, ductilité des alliages pour la PAP obtenue par une teneur en carbone et silicium réduite)

Alliages à base de cobalt	Éléments majeurs (>10%)	Éléments mineurs (<10%)
Couronnes, inlays	Cobalt, chrome	Molybdène, nickel, fer
Armatures céramisées	Cobalt, chrome, tungstène, molybdène	Cuivre, silicium, gallium, aluminium, nickel, tantale, ruthénium
Infrastructure pour prothèse amovible	Cobalt, chrome, nickel	Molybdène, tantale, manganèse, gallium, silicium, carbone, tungstène
Alliages à base de nickel		
Couronnes, inlays	Nickel, chrome	Fer, molybdène, silicium, manganèse, bore, cuivre
Armatures céramisées	Nickel, chrome	Molybdène, fer, silicium, manganèse, béryllium, bore, aluminium, yttrium, étain

Tableau 05 : Compositions chimiques générales des alliages non précieux à base Ni, Cr, Co selon l'indication clinique. ⁽⁷¹⁾

2-2-2- Rôle des constituants⁽⁷²⁾

- Nickel : augmente la ductilité et diminue la dureté de l'alliage.
- Cobalt : augmente le module d'élasticité et la résistance à la flexion à des niveaux plus importants que le nickel-chrome.
 - Le chrome : améliore la résistance à la corrosion et au ternissement, ne doit pas être présent à plus de 29% au risque de fragiliser l'alliage.
 - Le béryllium : améliore la coulabilité en abaissant la température de fusion de l'alliage, c'est aussi un affineur de grain, il améliore la liaison céramo-métallique du nickel-chrome.
 - L'aluminium : augmente la résistance à la dureté.
 - Le carbone : pour les infrastructures de P.A.P., augmente la résistance à la flexion et la dureté, mais réduit la ductilité⁽⁷²⁾.
 - Molybdène : diminue le coefficient d'expansion thermique (C.E.T) et augmente la résistance à la corrosion.
 - Tungstène : augmente la résistance à la corrosion.
 - Silice, manganèse, carbone et fer : peuvent être retrouvés dans la composition des chromes cobalt. Ces éléments interagissent avec le carbone pour former des carbures qui peuvent précipiter aux joints de grains et modifient ainsi les propriétés mécaniques de l'alliage en les améliorant.

2-2-3- Alliages nickel-chrome (Ni-Cr) :

C'est du fait du faible coût relatif du nickel, comparé à l'or, que les alliages de nickel-chrome ont commencé à être utilisés pour des restaurations fixées unitaires ou plurales et des infrastructures de prothèses amovibles, à partir de 1960. Outre l'avantage financier, les alliages nickel-chrome ont de meilleures propriétés pour l'utilisation en tant que chape de restauration céramo-métallique⁽⁶⁰⁾. Les propriétés mécaniques sont supérieures à celles des alliages précieux⁽⁶⁰⁾. Ces valeurs permettent de diminuer l'épaisseur du support métallique laissant plus de place pour le matériau cosmétique, tout en conservant des propriétés mécaniques adéquates. De plus, le coefficient d'expansion thermique (C.E.T.) des alliages nickel-chrome est proche de celui des céramiques ce qui permet d'éviter les fractures durant les cycles de cuisson et de refroidissement⁽⁷²⁾.

2-2-4- Alliages cobalt-chrome (Co-Cr)

En 1907, HAYNES a déposé un alliage de cobalt chrome sous le nom de «stellite®». Plus tard, il ajouta du tungstène et du molybdène pour augmenter la dureté et la résistance à l'abrasion. C'est en 1909 que ERDLE et PRANGE des laboratoires «Austenal® » ont développé les alliages cobalt-chrome-tungstène (Co-Cr-W) et cobalt-chrome-molybdène (Co-Cr-Mo) pour des usages dentaires. L'alliage cobalt-chrome-molybdène a été appelé « vitallium® », en 1932. À la fin des années 30, VENABLE et STUCK ont mené une série d'études sur les alliages disponibles à l'époque, dont ce nouveau cobalt-chrome-molybdène, afin de déterminer les effets de l'électrolyse sur les os et les tissus environnants. Ils ont trouvé que le « vitallium® » avait une meilleure résistance aux fluides corporels et pas d'effet sur les tissus environnants. ⁽⁷²⁾

Généralement, les alliages cobalt-chrome utilisés en odontologie sont essentiellement destinés à la confection des châssis métalliques en prothèse adjointe (alliages coulés) et en orthopédie dentofaciale, sous forme de fils (alliages forgés), pour leur excellente rigidité sous faible épaisseur.

2-2-5- Propriétés physiques et mécaniques des alliages Ni-Cr et Co-Cr

2-2-5-1- Physiques :

- Intervalle de fusion : entre 1250 et 1450°C. Ce qui est supérieur aux alliages à base d'or (860 à 1250°C) et équivalent aux alliages à base de palladium : 1130 à 1320°C. L'intervalle de fusion des alliages de nickel est en règle générale inférieur à celui des alliages à base de chrome. Ceci est dû à la présence de bore, de béryllium et de gallium, éléments mineurs pouvant être additionnés aux alliages à base de nickel. En quantité trop importante, ils peuvent diminuer la température du solidus au-dessous de 1150°C ce qui constitue une limite inférieure à observer pour éviter la déformation des armatures lors des cycles de cuisson de la céramique. Les valeurs élevées de l'intervalle de fusion imposent le recours à des revêtements spéciaux à liants de phosphates ou de silicates d'éthyle, capables de résister à des températures de cuisson de l'ordre de 900 à 1000°C et aux fortes températures des alliages lors de la coulée.

De même, les moyens classiques de coulée des alliages d'or conventionnels (chalumeaux air gaz ou fontes électriques) ne permettent pas d'obtenir la fusion de ces alliages non-nobles. On a ainsi recours à des chalumeaux utilisant l'oxygène avec du butane, du propane, ou de l'acétylène, ou mieux encore, pour limiter toute pollution des alliages par des résidus de combustion, à la fonte par induction. Dans ce dernier cas, on tend à protéger le métal en cours de fusion par un gaz inerte, en général de l'argon, ou par une atmosphère raréfiée. ⁽⁷⁰⁾

- CET : coefficient d'expansion thermique linéaire moyen, entre 25°C et 600°C, allant de 13,9 à $14,8 \times 10^{-6}$. °C⁻¹.

- Le retrait de coulée peut atteindre théoriquement 2 à 2,3 %, mais est plus faible en pratique compte tenu des interactions entre le métal en fusion et le revêtement. Mais, l'addition en faible quantité d'éléments, comme le bore, le silicium, le béryllium, qui abaisse l'intervalle de fusion, contribue à diminuer la valeur du retrait de coulée, qui peut descendre à 1,15 % pour des adjonctions de 2 % de bore et de 3,5 % de silice.

- Conductivité thermique : pour le nickel-chrome (70 % de nickel et 30 % en chrome) 0,034 cal.cm⁻¹.s⁻¹.K⁻¹ ou 14,2 W.m⁻¹.K⁻¹.

2-2-5-2- Mécaniques :

- Limite d'élasticité : les alliages à base de nickel présentent une large étendue de valeur : de 255 à 430mpa. Cela s'explique par les différences de composition et le rôle très important joué par les éléments d'addition.

- Module d'élasticité : les alliages cobalt-chrome et cobalt-chrome-nickel sont les plus rigides (valeur la plus élevée du module d'élasticité), suivis par les alliages nickel-chrome-béryllium (80 % de la valeur des alliages à base de cobalt) et par les alliages à base d'or : 40 % à 50 % de la valeur des alliages à base de cobalt. Les alliages à base de palladium possèdent un comportement intermédiaire. Ainsi, avec les alliages non nobles, il est possible d'obtenir des éléments prothétiques très rigides avec des épaisseurs nettement plus faibles qu'avec les alliages à base d'or.

- Allongement permanent : les alliages de nickel pour réalisation de chape de CCM sont généralement plus ductiles que les alliages à base de cobalt pour la PAP. Cependant, pour ces derniers, les développements se sont orientés vers une augmentation de la ductilité par un contrôle précis de la teneur en molybdène et

carbone. Ces alliages peuvent avoir des valeurs d'allongement atteignant les 10 %. En cas de déformation d'un crochet, il est possible de le resserrer sans risque de le casser.

- Dureté : est (210 à 465 HVN) mais les alliages à base de cobalt (ex : Stellite®) sont plus durs que les alliages à base de nickel.

Toutes ces propriétés sont fortement dépendantes des conditions d'élaboration par fonderie.

Cette procédure associe un ensemble de phénomènes comme la solidification, la refusions et éventuellement les traitements thermiques. Tous ces phénomènes interfèrent sur la microstructure et les propriétés mécaniques des pièces coulées.⁽⁶⁰⁾

2-2-5-3- Propriétés biologiques des alliages Ni-Cr et Co-Cr

Malgré les interrogations concernant l'innocuité des alliages Ni-Cr et en particulier sur leur potentiel allergisant, on peut admettre aujourd'hui que les alliages contenant plus de 20 % de chrome peuvent être considérés comme stables en milieu buccal, tout comme les alliages cobalt-chrome.

Certains alliages nickel-chrome sont actuellement commercialisés avec des certificats de biocompatibilité.⁽⁶⁰⁾

2-3- Titane et ses alliages :

Actuellement, dans le domaine médical, le titane et ses alliages ont pris une place de plus en plus importante car ce sont des matériaux alliant la biocompatibilité à de bonnes propriétés physiques et mécaniques. Le titane et ses alliages, plus récemment introduits dans le domaine de la prothèse odontologique (prothèse fixée, prothèse partielle amovible, prothèse amovible complète et prothèse maxillo-faciale) en orthopédie dentofaciale et principalement en implantologie.

2-3-1- Composition et classification

Le titane employé en odontologie est le plus souvent soit "pur" soit "allié". Le titane dit "Pur" ou "non allié", ou plus exactement titane commercialement pur (Ti-cp), présente sur le plan chimique des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, le carbone, l'azote et l'hydrogène. En fonction du pourcentage de ces différents éléments, on distingue 4 types de Ti-cp. Sachant que le titane le plus pur est le titane de gr 1⁽⁷³⁾.

Composition chimique (% en poids)						
	Fe max	O max	N max	C max	H max	Ti
Grade 1	0.15	0.12	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 2	0.20	0.18	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 3	0.25	0.25	0.05	0.06	0.013	Reste
Grade 4	0.30	0.35	0.05	0.06	0.013	Reste

Tableau 06 : Composition chimique du titane "commerciallement pur" selon la norme DIN17850.

D'autres éléments tels que l'aluminium, le vanadium, le palladium, le nickel ou même le cuivre peuvent être ajoutés au titane, en quantité plus importante, réalisant ainsi un alliage de titane dont les propriétés sont optimisées en fonction de l'application désirée (aéronautique, aérospatiale, armement...).

En implantologie, seul le TA6V (Ti- 6 % Al-4 % V) est utilisé.

Le titane se présente sous 2 formes allotropiques, c'est à dire qu'il existe 2 structures différentes : alpha (α) et beta (β). La température de transformation allotropique se situe entre 882°C et 890°C en fonction de la méthode d'obtention du titane et de la présence d'éléments d'addition. Au-dessous de 882,5°C, le titane se présente sous la forme α , stable, de structure hexagonale compacte, ou pseudo compacte. ^(69,72,74)

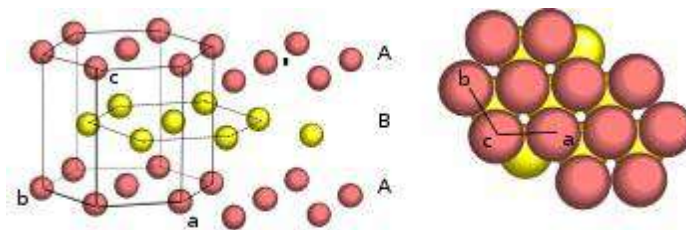


Figure 07 : Structure hexagonale compacte.

Au-dessus de 882,5°C, la phase β est de structure cubique centrée stable.

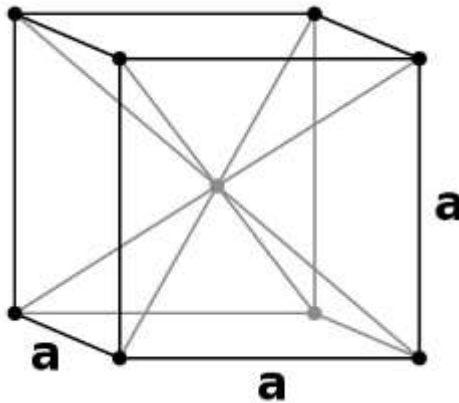


Figure 08 : Structure cubique centrée.

La température de transition est appelée transus β ($T\beta$). Les alliages de titane peuvent être constitués soit exclusivement par la phase α soit exclusivement par la phase β ou encore, le plus souvent, par un mélange des 2. On peut donc les classer en 3 grandes familles : α , β et $\alpha+\beta$. Les alliages α sont résistants, les alliages β sont plastiques et sensibles aux traitements thermiques. Il est possible, en faisant varier les proportions de chaque phase, d'obtenir différents compromis. Les alliages $\alpha+\beta$ sont donc mixtes. ^(69,72,74)

2-3-2- Rôle des constituants

- Al, C, O et N élèvent le transus β ($T\beta$), la température de transformation allotropique. Ils sont dits « alphagènes ».
- Mn, Fe, Cr, Si, Ni et Cu diminuent le $T\beta$ et peuvent former des précipités. Ils sont dits « Betagènes ».
- Zr et Sn sont neutres.

Ces éléments influencent à la fois les propriétés de résistance à la corrosion, mais aussi les propriétés mécaniques ^(69,72)

2-3-3- Propriétés physiques et mécaniques

2-3-3-1- Titane non allié (Ti-Cp) :

- masse volumique : 4,5 g/cm³, c'est 2 fois moins que les alliages de Cr-Co, et 4 fois moins que les alliages à base d'or.

- point de fusion : élevé, environ 1720°C, qui le classe dans la série des alliages réfractaires.

- point d'ébullition : s'élève à 3620°C ⁽⁷⁵⁾.

- conduction thermique : elle est de 0,045 cal/cm²/°C/cm, ce qui représente une valeur assez faible comparativement aux autres métaux purs ⁽⁷⁶⁾. Cette dernière valeur est inférieure à celle des alliages d'or mais supérieure à celle des alliages Co-Cr et Ni-Cr, utilisés en prothèse.

Face aux variations de température buccale, le titane a donc un bon comportement et rend le port des prothèses confortable pour les patients ⁽⁷⁷⁾.

- dureté : (190 à 240 VHN) comparable à celle des alliages précieux à base d'or. Très inférieure à celle des alliages non précieux (210 à 465 HVN).

- Coefficient de dilatation thermique (CET) : assez bas (9, 7.10⁻⁶.C⁻¹), Ce coefficient est très proche de celui de la dent ⁽⁷⁵⁾. Selon PIERRE, des problèmes de liaison métal-céramique nécessite l'utilisation de céramiques particulières à basse température de fusion.

	Limite élastique (Mpa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)	CET (10 ⁻⁶ /°C)
Grade 1	200	290-410	105-110	>30	120	8-9
Grade 2	250	390-540	105-110	>22	150	8-9
Grade 3	320	460-590	105-110	>18	170	8-9
Grade 4	390	540-740	105-110	>16	200	8-9

Tableau 07 : Propriétés mécaniques du titane commercialement pur.

2-3-3-2- Titane allié (Ti-6Al-4V) :

	Limite élastique (Mpa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Rockwell)	CET (10 ⁻⁶ /°C)
Ti-6Al-4V	895	965	114	18	36	8,6-9,2

Tableau 08 : Propriétés mécaniques du titane allié (Ti-6Al-4V).

Le titane et ses alliages ont des propriétés comparables à d'autres alliages dentaires. En effet, les propriétés mécaniques du Ti-Cp sont proches de celles des alliages d'or de types III ou IV, celles du Ti-6Al-4V et Ti-15V, sont proches des alliages Ni-Cr et Co-Cr, excepté un module d'élasticité plus bas⁽⁷²⁾.

2-3-4- Propriétés biologiques

Le titane est l'un des métaux les plus biocompatibles, avec l'or et le platine, c'est-à-dire qu'il résiste totalement aux fluides corporels. Les études de SJÖGREN et Al., en 2000, ont montré que le titane pur n'avait pas d'effet cytotoxique, et pas de relargage ionique significatif (Les atomes de Al et V, au potentiel toxique, contenus dans cet alliage sont dispersés et ne sont pas libérés, dans les conditions normales d'utilisation dans le milieu)⁽⁷⁴⁾.

Cela est dû en premier lieu à sa couche d'oxyde ou film de passivation. En effet, il confère au titane une grande qualité dans ses rapports avec les tissus vivants adjacents et notamment une très bonne hémocompatibilité.

De plus, il possède une haute résistance mécanique et un module d'élasticité très bas, ce qui le rend compatible avec les structures osseuses. Enfin, la faible conductivité thermique du titane protège plus longtemps les éléments internes d'une élévation de température.

Par ailleurs, il est intéressant de signaler que le titane est neutre au goût et ne provoque pas de réaction allergique.

3- Les céramiques dentaires

3-1- Notions générales :

Les céramiques dentaires constituent un revêtement cosmétique idéal sur les structures prothétiques en métal. Elles peuvent également, depuis quelques années, être utilisées sur des chapes non métalliques de type zircone.

Elles remplissent donc essentiellement le rôle esthétique de la restauration. Il en existe une grande variété qui se différencie par leur constitution chimique, par leurs procédés de mise en forme, ainsi que par leur microstructure, mais également par leur rendu esthétique, leur qualité mécanique et leur aptitude au collage ⁽⁷⁸⁾.

Ce sont des matériaux très désirables chez les dentistes et les patients parce qu'ils assurent d'excellentes propriétés telles que: l'esthétique, une basse conductivité thermique, une haute résistance à l'usure, une longue longévité et une très bonne durabilité chimique. ⁽⁹⁰⁾



Figure 09 : produit dentaire en céramique. ⁽⁹⁰⁾

3-2- Composition et structure :

Les céramiques sont des matériaux minéraux composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes. Elles sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une seconde étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Elles sont constituées d'atomes métalliques ou de métalloïdes. Les atomes d'oxygène de diamètre plus important que les autres

constituent une charpente sur laquelle viennent s'insérer les atomes métalliques ou les métalloïdes.

La céramique dentaire : composée à 99% en masse d'oxydes mis en forme par frittage en phase liquide ou solide. Pour la plupart, elles ont une structure biphasée de verre chargé (une phase vitreuse et une phase cristalline). Les systèmes utilisés en odontologie sont pour la plupart des verres chargés en plus ou moins grande quantité par une phase cristalline.⁽⁸⁰⁾

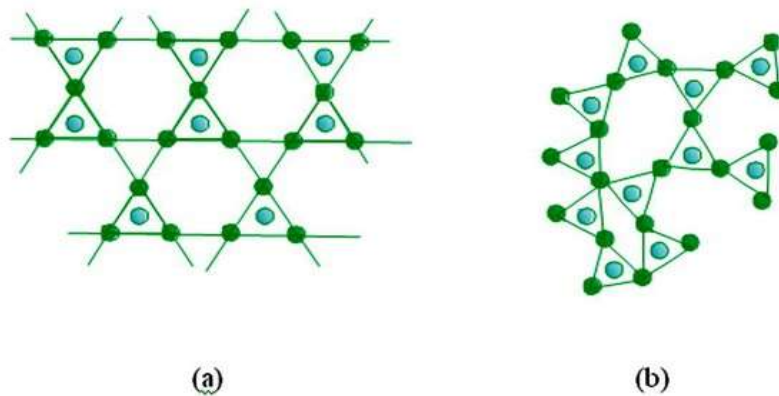


Figure 10 : Structure de silice : forme cristalline (a) ou amorphe (vitreuse) (b).⁽⁸⁰⁾

	Phase cristalline		Phase vitreuse	
	Argile(Kaolin) 5%	Silicate (Quartz) 15%	Fondant ou Flux 80%	
Formule chimique	Al ₂ O ₃ , 2SiO ₂ , 3H ₂ O	SiO ₂	Feldspaths - albite : Na ₂ O, Al ₂ O ₃ , 6SiO ₂ - orthose : K ₂ O, Al ₂ O ₃ , 6SiO ₂	Feldspathoïdes -Néphéline : Na ₂ O, Al ₂ O ₃ , 2SiO ₂ -leucite : 4SiO ₂ , Al ₂ O ₃ , K ₂ O
Fonctions	-utilisé comme reliant. -Augmenter la moulabilité des porcelaines cuites. -donner l'opacité à la porcelaine en fin de production	-renforcer les restaurations de porcelaine cuite -conserver la température normale de cuisson de porcelaine	-Composant de fusion basse -ce composant établi dans une masse solide	

Tableau 09 : Composition minéralogique d'une céramique et fonction de chaque composant^(79, 80)

Il y a d'autres composants à noter :

- Modifiants de verre qui servent à interrompre l'intégrité de silicate.
- Pigments de coloration pour fournir une teinte convenable à la restauration.
- Les oxydes de : Zr/Ce/Sn, et l'oxyde d'uranium afin de développer les capacités.

3-3- Classifications:

3-3-1- Classification des céramiques en fonction de leurs températures de fusion.

Type de température	Température de fusion	Applications cliniques
Céramique haute fusion	> 1300°C	Prothèse conjointe
Céramique moyenne fusion	1000°C- 1300°C	Jacket Crowns, Bridges et Inlays
Céramique basse fusion	850°C - 1000°C	Céramo-métallique pour émaillage des métaux
Céramique très basse fusion	< 850°C	Céramo-métallique pour émaillage du titane et l'or à bas intervalle de fusion

Tableau 10 : Température de fusion des céramiques et leurs applications cliniques. ⁽⁸¹⁾

3-3-2- En fonction de la nature chimique du matériau :

3-3-2-1- Céramiques feldspathiques :

Elles sont traditionnellement utilisées pour l'émaillage des couronnes céramo-métalliques.

Plusieurs éléments peuvent être ajoutés afin d'améliorer les propriétés optiques (fluoroapatite) ou mécaniques. L'adjonction de leucite (feldspathoïde : KAlSi_2O_6) dans leur composition augmente leur résistance mécanique mais aussi leur coefficient de dilatation thermique (C.D.T.).

Or, pour des raisons de résistance, les CDT de la chape métallique et de la partie cosmétique doivent être accordés entre eux. Les céramiques riches en leucite empêchent donc l'emploi d'une chape métallique. C'est pourquoi, ce matériau n'est utilisé que

pour des restaurations entièrement en céramique. Il en va de même pour les céramiques enrichies en disilicate de lithium.

Ainsi, deux catégories de céramiques feldspathiques se dégagent :

-traditionnelles : émailage de chape métalliques (CCM)

-à haute teneur en leucite ou en disilicate de lithium : restaurations tout céramique (CCC).

3-3-2-2- **Céramiques alumineuses :**

Elles comprennent une proportion importante d'alumine (Al_2O_3) dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit. Il existe, en fonction des concentrations massiques en alumine : la « Jacket » de Mac Lean 40% (1965), les procédés Cerestore® et All Ceram® 65% (1983), InCeram® 85% (1985), Procera® 99%. Ces céramiques ont été développées pour se substituer aux armatures métalliques. Ce sont des céramiques d'infrastructure. Elles peuvent être moulées par injection ou cuites sur revêtement.

3-3-2-3- **Les vitrocéramiques :**

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre qui subissent un traitement thermique de cristallisation volontaire, contrôlé et partiel. Ils comportent des matériaux de nature chimique différente. Par exemple, de l'apatite : Ceraparl®, ou du micatetrafluorosilicate : Dicor®. Ces céramiques mettent en oeuvre des matériaux essentiellement constitués d'oxydes mis en forme par fonderie à cire perdue, suivie d'un traitement thermique de céramisation et d'une personnalisation esthétique par recouvrement à l'aide de fines couches superficielles de verres colorés accordés en dilatométrie.

3-3-2-4- **Les matériaux en évolution :**

La volonté de réaliser des restaurations postérieures plurales tout céramique a poussé à améliorer les propriétés mécaniques de certains produits. Par exemple, l'ajout de zircone (ZrO_2) améliore les propriétés mécaniques. L'ajout de magnésium (Mg) améliore la résistance mécanique et la translucidité ; il s'agit alors de spinelle ($MgOAl_2O_3$).⁽³⁾

Le tableau ci-dessous résume tous ce qui est essentiel concernant les différentes catégories de céramique en fonction de leur nature chimique :

	Céramiques feldspathiques	Céramiques alumineuses	Vitrocéramiques
Constituant physique de base	Leucite (dont le rôle est d'augmenter leur résistance mécanique et même pour augmenter leur coefficient de dilatation thermique)	Alumine (dont le rôle est d'augmenter les propriétés mécaniques du produit).	des matériaux de nature chimique différente (comme par exemple de l'apatite).
Leurs applications	**Céramiques feldspathiques traditionnelles : émailage de chape métalliques (CCM). ** Céramiques feldspathiques à haute teneur en leucite : restaurations tout céramiques (CCC)	** substitution aux armatures métalliques : ce sont des céramiques d'infrastructures.	

Tableau 11 : différentes catégories de céramique en fonction de leur nature chimique.(3)

3-3-3- En fonction du procédé de mise en forme :

3-3-3-1- Avec support métallique :

Pour mettre en forme la céramique sur un support métallique, il est indispensable de fournir quatre critères :

- La température de cuisson de la céramique soit nettement inférieure à la température de solidification de l'alliage.
- Les coefficients de dilatation thermique soient semblables.
- L'opacité de la céramique soit suffisante pour masquer l'infrastructure métallique.
- L'existence d'une adhérence à l'infrastructure métallique.

3-3-3-2- Sans support métallique :

afin d'éviter les problèmes d'esthétique et de corrosion liés à l'utilisation d'infrastructures métalliques, les recherches se sont portées sur des matériaux de restauration « tout céramique ». ⁽⁸²⁾

3-3-4- Classification microstructurale :

- Catégorie 1 : systèmes à base de verre (principalement silicate);
- Catégorie 2: systèmes à base de verre avec deuxième phase cristalline, porcelaine
- Catégorie 3: systèmes à base de verre avec une phase interpénétrante (principalement alumine) ;
- Catégorie 4: solides polycristallines (alumine et zircon) ⁽⁴³⁾

3-4- Propriétés de céramique :

3-4-1- Propriétés physiques :

3-4-1-1- Thermiques:

- Isolants thermiques et permettent une restauration dentaire sans présenter d'inconfort aux chocs thermiques lorsque la céramique est placée à proximité de la pulpe dentaire. ⁽⁸²⁾

- Leur coefficient de dilatation thermique (CDT) est quasiment proche de celui de la dent naturelle et adaptable en fonction de leur utilisation en modifiant la teneur en K₂O du verre. ⁽⁴⁷⁾

3-4-1-2- Electriques:

Isolants électriques et empêchent toute diffusion ionique et donc de toutes charges électriques. ⁽⁸²⁾

3-4-1-3- Optiques:

L'impression visuelle est la somme de nombreux facteurs comme l'état de surface, les différentes phases, les différentes couches Ainsi les rendus optiques varient de l'opaque au transparent avec des luminosités variables, des couleurs et des saturations différentes. Cette variabilité d'apparence permet une imitation subtile de chaque dent, individuellement. ⁽⁸²⁾

3-4-1-4- Chimiques:

Les céramiques présentent une bonne stabilité chimique et une excellente résistance à la corrosion. ⁽⁵¹⁾

3-4-2- Propriétés mécaniques :

Les céramiques dentaires Sont :

- Très résistantes et plus dures, ce qui lui confère une bonne résistance à l'usure et à l'abrasion.

- Caractérisées par l'absence d'une déformation plastique avec une fracture se produisant dans la zone de déformation élastique. Cette fracture d'une céramique se fait par propagation d'une fissure à partir d'un défaut initial. ⁽⁵¹⁾

3-4-2-1- Module d'élasticité :

Il se situe, pour la céramique, entre 60 et 70 GPa, contre 70 à 90 Gpa pour l'émail humain.

3-4-2-2- Résistance en flexion :

Résistance à la compression : elle est égale ou supérieure à celle de l'émail : 350 à 500 MPa, jusqu'à 1000 MPa pour les céramiques alumineuses.

3-4-2-3- Ténacité :

Elle correspond à la résistance à la propagation d'une fissure. Or, Griffith a décrit la fracture d'une céramique comme résultant de la propagation d'une fissure à partir d'un défaut initiateur.

3-4-2-4- Dureté :

La dureté de la céramique est légèrement supérieure à celle de l'émail : 380 à 460 VHN contre 340 VHN (dureté Vickers). Ainsi, une reconstitution en céramique peut être traumatogène pour la dent naturelle antagoniste. ⁽⁴⁶⁾

3-5- Une céramique particulière : la zircone :

Le zirconium est un oxyde métallique. À partir duquel, en absorbant l'oxygène, on obtient de la zircone ou du dioxyde de zirconium. Elle peut être obtenue industriellement à partir du zircon (silicate de zirconium). On différencie donc le zircon: silicate de zirconium et la zircone. ⁽⁵²⁾

3-5-1- Structure du dioxyde de zirconium :

Les cristaux existent sous différentes formes: monoclinique, quadratique (ou tétragonale) et cubique. Leur stabilité est dépendante des conditions de température, de pression, et d'environnement dans lesquelles ils se trouvent.

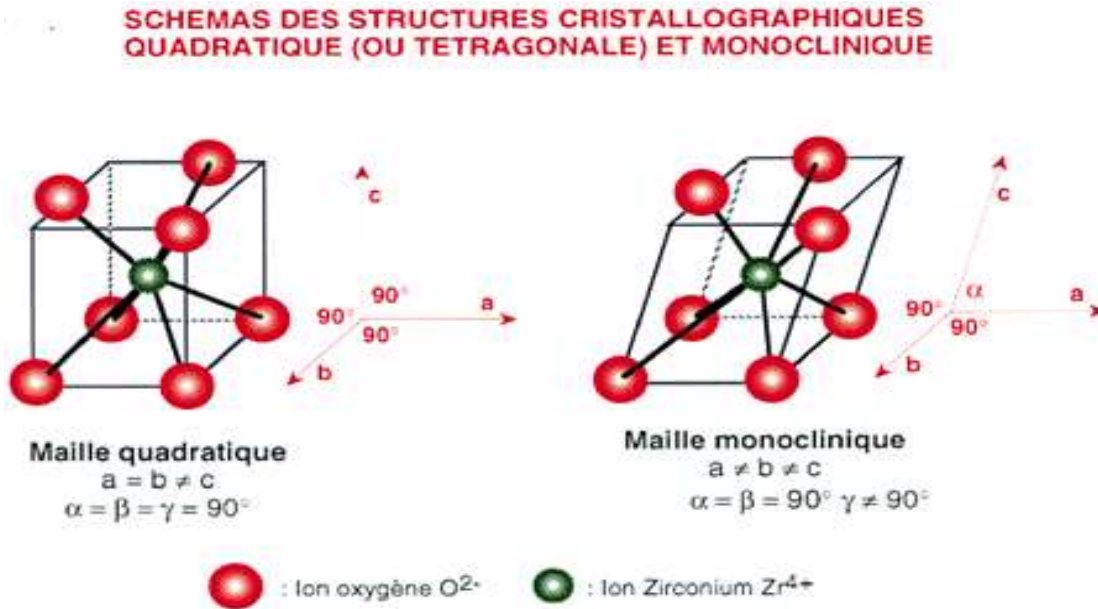


Figure 11 : Structures cristallographiques du dioxyde de zirconium

La zircone est un oxyde céramique polycristallin dans lequel de très fortes liaisons covalentes ou ioniques entre atomes assurent d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques. La structure cristallographique de la zircone explique ses propriétés particulières. En effet, suivant la température trois phases structurales existent :

- Jusqu'à 1170 °C le matériau est stable. Sa structure cristalline est composée de tétraèdres à côtés parallélépipédiques (maille monoclinique).
- Avec l'augmentation de la température (de 1170 °C à 2370 °C) la zircone s'organise, avec des cristaux tétraonaux à angles droits. C'est la phase quadratique.
- A partir de 2370 °C apparaissent des cristaux cubiques ; c'est la phase cubique qui se maintient jusqu'au point de fusion à 2690 °C.



Figure 12 : Modification des phases de la zircone en fonction des variations de température. ⁽⁸³⁾

3-5-2- Classification et composition :

3-5-2-1- Classification d'après Lebras :

3-5-2-1-1- La zircone comme additif :

Elle est employée pour renforcer l'alumine, c'est actuellement une des formes les plus utilisées en domaine dentaire. On la retrouve dans l' In-Ceram® Zirconia qui est un matériau composé à 30 d'oxyde de zirconium, et le reste d'oxyde d'alumine.

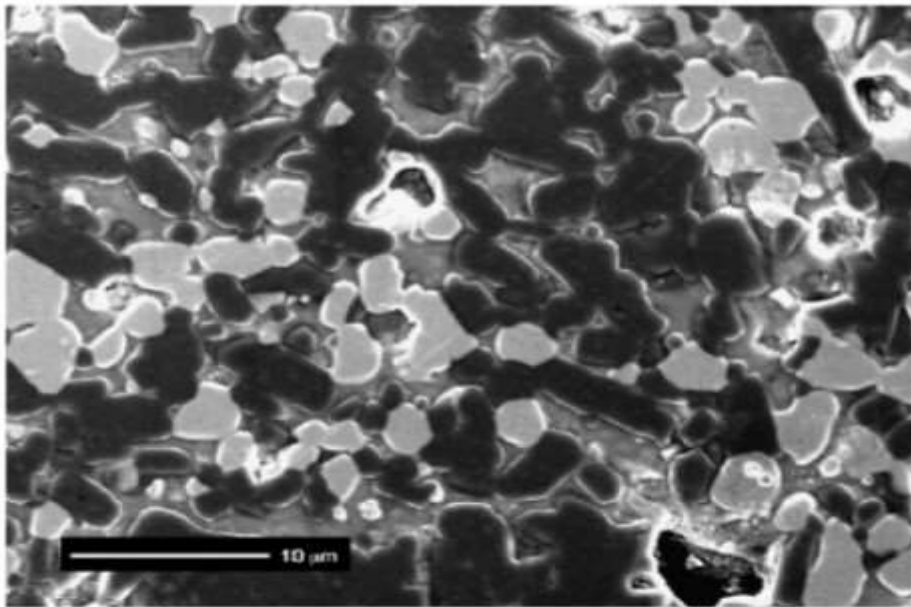


Figure 13 : Structure de l' In-Ceram® Zirconia en microscopie électronique (DENRY et KELLY, 2008). ⁽⁸⁴⁾

Cependant, l' In-Ceram® Zirconia présente des inconvénients :

- Sa résistance à la flexion (700Mpa) reste faible par rapport à la zircone Y-TZP (1000Mpa).
- Son opacité, elle ne permet pas une transmission lumineuse esthétique. ⁽⁸⁴⁾

3-5-2-1-2- La zircone « pure » :

Elle se compose à 93.6 d'oxyde de zirconium. Elle est obtenue après processus de dissolution/précipitation. ⁽⁸⁴⁾

La zircone a une résistance maximale lorsque l'on atteint sa densité maximale théorique de 6,1 qui correspond à un état sans porosité. On l'obtient en broyant la zircone en une poudre de granulométrie inférieure au micron, puis en compactant à chaud cette poudre dans des moules soumis à une pression isostatique de 1000 bars transmise par un fluide, c'est la zircone HIP (Hot Isostatic Pressing). ⁽⁸³⁾

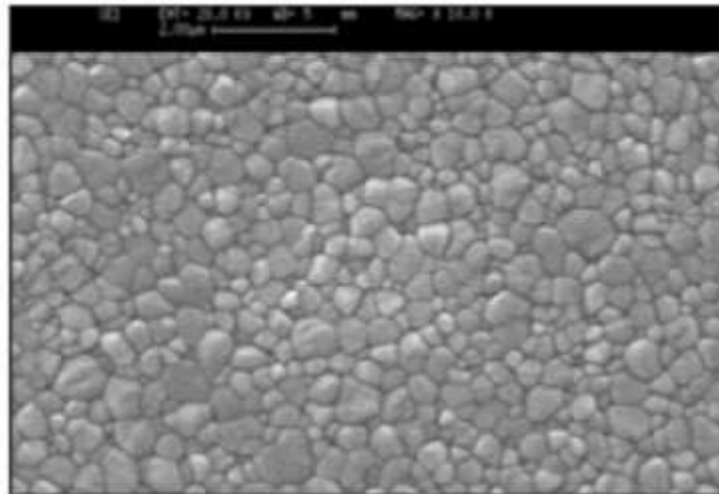


Figure 14 : Structure en micro grains dense et sans défauts qui confère à la zircone des propriétés mécaniques remarquables⁽⁸⁵⁾

3-5-2-1-3- La zircone pré-frittée :

Pour pallier cet inconvénient d'usinage des zircons HIP, des zircons pré-frittés plus tendres ont été mis au point. Le procédé est similaire à la zircone HIP, avec une température de chauffe moindre, afin d'éviter une densification totale. On parle alors de zircone pré-frittée, microporeuse, ou encore « crue ». C'est en fait une zircone sous

forme polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium autrement nommée Y-TZP.

Après la réalisation de l'usinage, la pièce est frittée entre 1300 et 1500 °C pendant 6 à 7 h, elle acquiert ainsi ses propriétés mécaniques terminales. Elle subira dans cette opération une contraction de 20 à 30 % qu'il convient de compenser en programmant efficacement les logiciels de CFAO (ex : Cercon®, Kavo Everest® Bio ZS-Blank : zircone partiellement frittée et stabilisée à l'yttrium, Lava® All Ceramic system, Procera®...).⁽⁸⁴⁾

3-5-3- Propriétés des zircons :

3-5-3-1- Propriétés physiques :

3-5-3-1-1- Résistance à la flexion :

- La résistance initiale :

La résistance globale du matériau est : -700 MPa pour l'In-Ceram® Zirconia.

-supérieure à 1000 MPa pour les zircons TZP.

- La résistance à la propagation des fissures (K_{Ic}) :
 - K_{Ic} = 8,4 MPa.m^{1/2} pour la zircone TZP renforcée par 3,5 % d'oxyde d'yttrium, et à grains moyens de 0,8 µm, a un K_{Ic} de 8,4 MPa.m^{1/2}, un module d'élasticité de 200 GPa et une résistance en flexion de plus de 1000 MPa (qui diminue si l'on augmente la proportion d'Y₂O₃ jusqu'à 5 %).
 - K_{Ic} = 9-10 MPa.m^{1/2} pour une zircone HIP, et la résistance à la flexion est de 1200 MPa.

Matériau	Résistance à la propagation des fissures K _{Ic}	Résistance en flexion Statique
Zircone Y-TZP	8,4 MPa.m ^{1/2}	≥ 1000 Mpa
Zircone HIP	9 à 10 MPa.m ^{1/2}	1200 Mpa

Tableau 12 : Comparaison des résistances en flexion et du facteur K_{Ic} d'une zircone Y-TZP et une zircone HIP

- La stabilité et la résistance à long terme :

Matériau	Résistance en flexion statique avant test	Limite d'endurance en flexion après 106 cycles
Zircone TZP	1016 Mpa	480 Mpa
In-Ceram® Alumina (VITA)	426 MPa	130 MPa

Tableau 13 : Comparaison des résistances en flexion d'une zircone TZP et d'In-Ceram® Alumina.⁽⁸³⁾

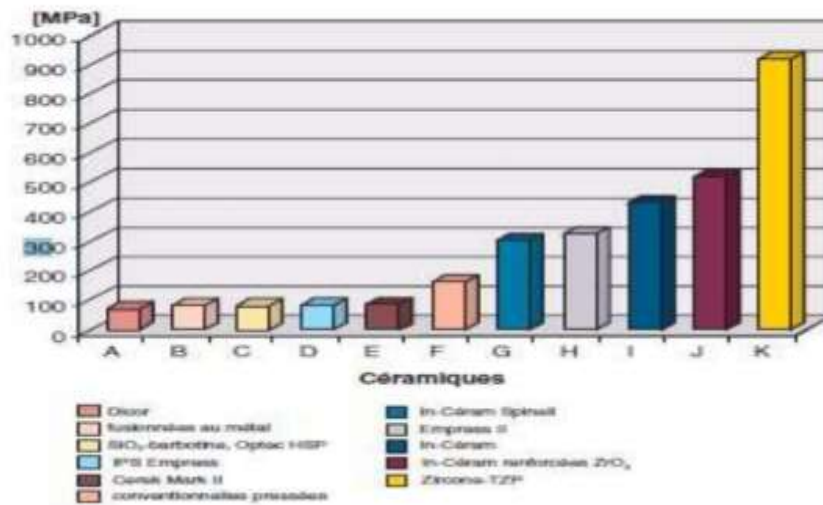


Figure 15 : Qualités mécaniques des céramiques : résistances en flexion.

3-5-3-1-2- Résistance à la compression :

LUTHY a trouvé que :

- La capacité de charge moyenne des restaurations céramiques renforcées au disilicate de lithium égale à 282 N.
- La capacité de charge moyenne des restaurations alumineuses égale à 518 N.
- La capacité de charge moyenne des restaurations en zircone égale à 755 N.

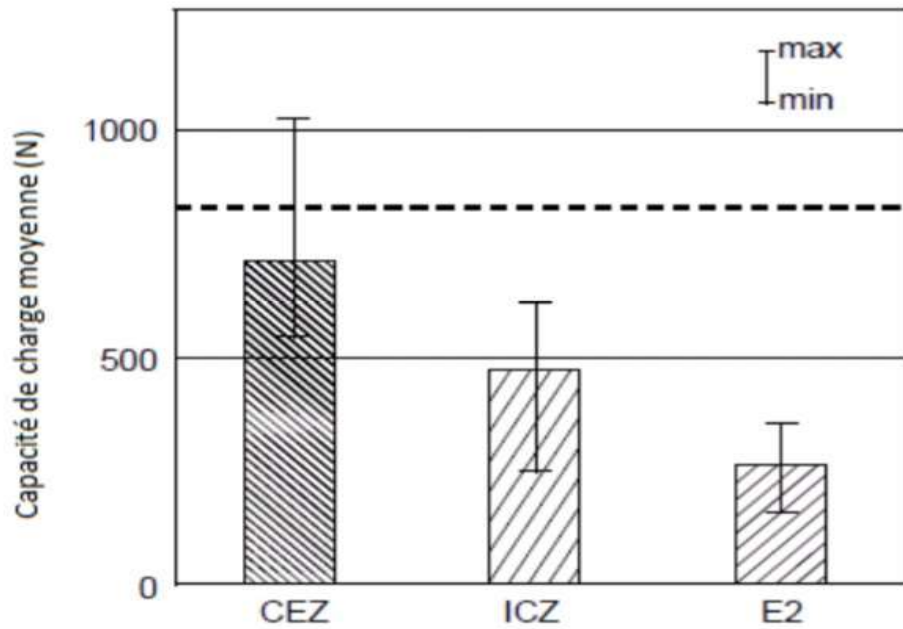


Figure 16 : Capacité des charges moyenne de différentes céramiques (LUTHY et coll., 2005)

3-5-3-1-3- **Ténacité :**

Ténacité		
	Matériau	Mpa (m1/2)
Matériaux à rupture fragile	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0.70
Matériaux ductibles	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

Tableau 14 : Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006)

3-5-3-1-4- Renforcement par transformation de phase (procédé de renforcement par microfissuration) :

C'est une propriété extrêmement importante car la zircone résiste parfaitement à la fissuration et donc à la fracture. Cela se fait grâce aux cristaux qui étaient maintenus artificiellement sous cette structure tétragonale (phase instable à température ambiante) par la présence d'yttrium profitent de cet apport d'énergie provoqué par la fissuration pour retourner en phase monoclinique (phase stable à température ambiante).

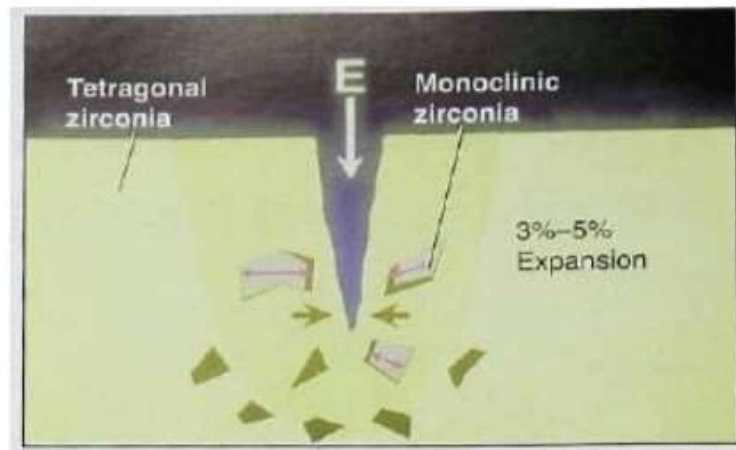


Figure 17 : Renforcement par transformation de phase. (SORENSEN, 2003)

3-5-3-1-5- Module d'Young (module d'élasticité):

Il caractérise la déformation d'un matériau sous une contrainte donnée. Plus celui-ci est haut, moins le matériau subit de déformation sous une contrainte donnée. Il donc cassant.

Module d'élasticité		
	Matériau	Mpa (m1/2)
Matériaux à rupture fragile	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductibles	Titane	120
	Acier	200 à 280
	Alliage précieux	80 à 150

Tableau 15 : Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie.

3-5-3-1-6- Résistance à la fatigue :

C'est la capacité d'un matériau à assurer sa fonction dans le temps.

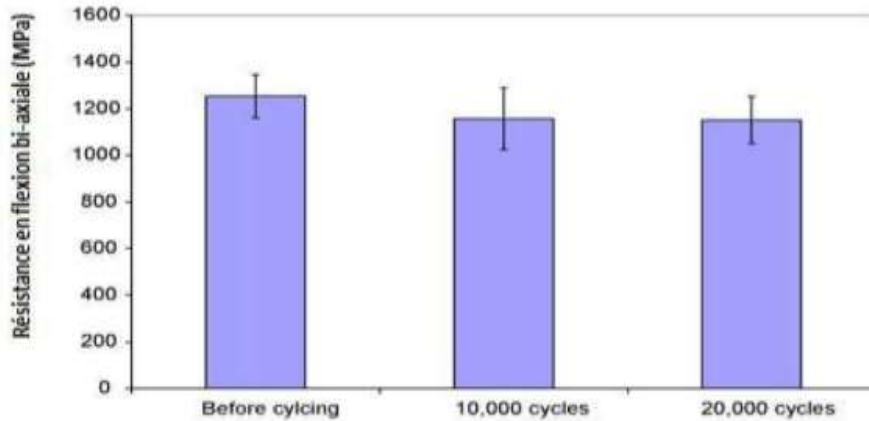


Figure 18 : Résistance à la flexion avant et après test de fatigue.

3-5-3-1-7- Résistance à l'hydro-fatigue :

Les reconstitutions prothétiques que l'on va réaliser seront mises en place dans la cavité buccale. Or la présence de la salive va avoir une action de diminution des capacités (résistance à la flexion...etc) des prothèses dentaires.

Une étude de Sorensen démontre que, après une semaine d'immersion dans ces fluides, toutes les céramiques ont une diminution de leur propriétés de 20 à 30%. Seule la zircone ne varie pratiquement pas.

3-5-3-2- Propriétés biologiques :

3-5-3-2-1- Biocompatibilité :

La zircone est extrêmement biocompatible et présente de nombreuses qualités :

- Haute résistance à la corrosion.
- Inertie chimique.
- Absence de flash au scanner et à l'IRM.
- Absence de toxicité.
- Absence de bimétallisme.
- Excellente tolérance tissulaire.
- Meilleures propriétés antiplaques dentaires.
- Très faible coefficient d'effritement.

3-5-3-2-2- Respect du parodonte :

- Matériau hautement mimétique.
- Il n'est pas nécessaire d'enfouir le joint prothétique dans le sillon gingival. Une limite cervicale juxta voire supra gingivale peut être envisagée.
- Il n'y a pas d'agression parodontale due à la présence du joint métallique et à l'enfouissement des limites.
- L'adhérence de biofilm est beaucoup plus faible sur zircone que sur les couronnes céramo-métallique, et donc moins d'inflammation gingivale.

3-5-3-2-3- Propriétés carcinogènes :

- Elle ne peut entraîner de mutation génique.
- Aucun pouvoir oncogène sur les fibroblastes.

3-5-3-2-4- Propriétés thermiques :

La zircone comme toutes les céramiques est un faible conducteur thermique. Elle permet donc d'isoler le complexe pulpaire et ainsi de créer des prothèses sur dents vivantes

- La conductivité thermique de la zircone est de 2 W/m.k.
- Le coefficient de dilatation thermique de la zircone se situe entre 10.5 et $11 \cdot 10^{-6}$ K⁻¹.⁽⁸⁴⁾

Introduction :

Le milieu buccal est un complexe biologique dont ses caractéristiques particulières donnent certaine équilibre entre le milieu externe et interne.

Ses propriétés sont influencées par tous les matériaux étrangers dont les matériaux prothétiques.

1- Les résines :

1-1- Les résines acryliques

1-1-1- Le monomère résiduel

Concernant la stabilité chimique ⁽⁸⁵⁾, l'étude menée par M .POSTAIRE sur dix résines auto et thermo polymérisables a confirmé que les résines présentent une bonne stabilité chimique intrinsèque lorsqu'elles sont mises en œuvre selon des procédés précis et rigoureux.

D'après DOGAN et Coll. (1995), le taux de monomère résiduel tolérable par les tissus est variable d'un individu à l'autre mais on considère qu'il doit être inférieur à 0,45%.

Il est prouvé que pour les résines thermo polymérisables, l'augmentation du temps de cuisson diminue le taux de monomère résiduel. Alors que, pour les résines auto polymérisables l'augmentation de la température permet de diminuer le taux de monomère résiduel. En effet il y a plus de monomère résiduel dans les plaques épaisses que dans les plaques fines.

Une étude, in vivo menée par S.BAKER, S.C. BROOKS, and D.M.WALKER ⁽⁸⁶⁾ mesurant le monomère dans la salive des personnes dentées volontaires portant des plaques palatines en résine auto et thermo par la méthode de chromatographie gazeuse, a démontré que :

Le monomère est détecté dans la salive des volontaires portant des plaques en résines autopolymérisables et des plaques en résine thermopolymérisables cuites à 70C° pendant 1h, mais il est absent dans la salive des volontaires portant des plaques en résines thermopolymérisables cuites à 70 C° pendant 3h ;

Le monomère résiduel (MMA R) dans la plaque prothétique ne diffuse pas totalement dans la salive puisqu'il n'y a pas de corrélation entre la quantité de ce dernier et la quantité du monomère relargués dans la salive ;

La concentration maximale du (MMA R) se trouve au niveau du film salivaire de la surface de contact entre la plaque prothétique et la muqueuse, alors qu'elle reste beaucoup moindre dans la totalité de la salive ; d'où l'expression de l'hypersensibilité ou la réaction allergique au niveau de cette surface de contact ;

La concentration du monomère dans la salive diminue dans le temps, mais le mécanisme de cette diminution n'est pas identifié ;

Aucune trace de monomère n'a été détectée dans le sang ou les urines pour la résine thermo et autopolymérisable.

Une lecture des articles publiés depuis 1973 jusqu'à 2000 sélectionnés à partir de MEDLINE SEARCH (US NATIONAL LIBRARY OF MEDLINE) sur la cytotoxicité des résines acryliques utilisées dans les bases prothétiques, comparant les différents types de résines et les différentes méthodes et cycles de polymérisation ^(87,88), a permis également de déduire que :

Le degré de Cytotoxicité dépend : rapport polymère /monomère et non-respect du cycle de polymérisation.

Vallitu et coll. comparant le monomère des résines auto et thermo ont abouti à la conclusion suivante : Les résines auto présentent un taux plus élevé de méthacrylate de méthyle résiduel que les thermo.

A la fin de la réaction de polymérisation, il peut persister un composé toxique, le méthacrylate de méthyle, qui, en s'évacuant du matériau, peut provoquer des réactions tissulaires.

1-1-2- L'effet du monomère résiduel sur le milieu buccal

D'une manière générale, le PMMA est biocompatible. Toutefois, nous pouvons constater chez certains patients des réactions toxiques et des réponses allergiques liées à la présence de monomère de méthacrylate de méthyle chez des individus déjà sensibilisés, spécialement avec les prothèses n'ayant pas subi une polymérisation suffisante. **Plus le taux de résidus de monomère est élevé**, plus le risque de réactions allergiques est important. Ces réactions ont tendance à apparaître rapidement après la pose de la prothèse.

Les allergies de la muqueuse buccale sont extrêmement rares ; en revanche, elles sont très souvent incriminées, notamment par le patient. Cette faible fréquence s'explique par des conditions de sensibilisation peu favorables dans le milieu buccal tant sur le plan immunologique qu'anatomique. La cavité buccale est baignée par la salive, qui assure un lavage continu et facilite l'élimination des agents irritants et sensibilisant potentiel, et joue un rôle chimique neutralisant en raison de son pH légèrement acide.

Par ailleurs, la vascularisation extrêmement riche de la muqueuse buccale permet **une dispersion et une absorption rapide de l'allergène (monomère résiduel)** ; en revanche, l'absence de couche cornée augmente le pouvoir d'absorption et la rend plus fragile.

Les manifestations allergiques de la muqueuse buccale selon leurs mécanismes physiopathologiques sont soit **immédiates** : les urticaires de contact ; soit **retardées** : les eczémas de contact. ⁽⁸⁹⁾

Le diagnostic différentiel doit toujours être fait, pour ne pas confondre :

- avec des réactions chimio toxiques, attribuables au monomère résiduel
- avec une pathologie liée à une mauvaise hygiène : candidose en particulier
- avec tous les troubles inflammatoires et traumatiques que peut entraîner l'inadaptation des prothèses. ⁽⁴²⁾

Les résines thermo polymérisées sont bien tolérées par le système gingival, alors que les résines polymérisées à froids, c'est-à-dire auto polymérisables, provoquent plus souvent de réactions gingivales **du fait de la concentration en monomère résiduel plus élevée**. Ainsi, dans le cadre d'une réparation de prothèse amovible en bouche utilisant de la résine auto polymérisable, il faut prendre les précautions nécessaires pour protéger les muqueuses du monomère. Toutefois, les réactions d'intolérance restent exceptionnelles et doivent être prouvées par des tests cutanés.

L'usage des résines polymérisées à chaud rend peu probable le contact d'un monomère sensibilisant avec la muqueuse buccale. Responsable de phénomènes irritatifs précoces, ces monomères libres sont rapidement dilués en bouche. Toutefois, en vieillissant, la résine peut acquérir des propriétés sensibilisantes ou s'imprégner d'allergènes médicamenteux ou de produits d'hygiène. En réalité, les symptômes attribués à ces prothèses surviennent rarement tardivement après de nombreux mois ou années d'usage d'une prothèse bien tolérée. Celle-ci peut alors devenir responsable de signes subjectifs (**brûlure linguale ou palatine**) isolés ou s'accompagner d'une stomatite. Ailleurs, c'est une stomatite érythémateuse simple sans symptôme qui est dépiquée.

C'est à l'occasion de manifestations précoces, de 6 à 48 heures après la mise en place d'une nouvelle prothèse, problème réglé ensuite par changement de matériaux ou recuisson de la prothèse, **que l'on met le plus souvent en évidence le rôle du monomère résiduel**. Il s'agit en général de rougeurs diffuses de la muqueuse buccale, parfois d'érosions, plus rarement avec une diffusion régionale à type d'œdème facial. L'épreuve du vernis isolant est, dans ce cas, utile. Les réparations des prothèses utilisant une polymérisation à froid souvent incomplète sont à risque d'irritation autant que d'allergies. Les stomatites sous-prothétiques sont bien plus souvent en rapport avec d'autres étiologies. Notamment les produits adhérant pouvant contenir des substances allergisantes. ⁽⁹⁰⁾

1-1-3- Adhésion de la plaque microbienne sur la résine

D'après GRIMONSTER et Coll. ⁽⁹¹⁾, la pose d'une prothèse adjointe partielle ou totale provoque habituellement d'importants changements de l'environnement buccal. La prothèse est colonisée par des micro-organismes dès les premières heures qui suivent son introduction en bouche.

Cette colonisation est favorisée par les anfractuosités présentes à la surface de la résine, l'intimité de contact entre l'intrados prothétique et la muqueuse sous-jacente mais également par la présence de débris alimentaires se logeant sous la prothèse et l'absence d'auto nettoyage par la langue et de la circulation de la salive ainsi que de ces composants antimicrobiens sous la prothèse.

Une plaque microbienne sous-prothétique se développe alors.

1-1-3-1- La plaque microbienne prothétique

Dès la mise en bouche de la prothèse, une pellicule va se former à l'intrados et accueillir des débris alimentaires et des mucines salivaires. Du fait de l'absence de nettoyage, cette pellicule va servir de base à la constitution de la plaque sous-prothétique.

La plaque est composée d'une partie organique, comprenant : des glycoprotéines, des muco-protéines, des acides gras insaturés et des sucres qui vont permettre le développement des microorganismes de la plaque. Elle sert également de support aux colorants alimentaires, tabagiques ou autres (GRIMONSTER et Coll., 1984).

CATALAN ⁽⁹²⁾ définit la plaque microbienne comme une accumulation microbienne non minéralisée. Elle est essentiellement composée de coques et de bâtonnets Gram+, de levures, de Candida et de mycélium. Cette plaque est très difficile à reconnaître sur les prothèses et cela même en grande quantité, d'où la difficulté pour maintenir une bonne hygiène.

1-1-3-2- Colonisation microbienne de la résine

La pose d'une prothèse s'accompagne d'un nombre important de changement de l'environnement buccal. Le milieu buccal s'acidifie ce qui entraîne l'intensification de la multiplication des germes acidophiles, et l'adhésion de toute la flore aux bases prothétiques.

En 1981, HIRIGOYEN ⁽⁹³⁾ a été l'un des premiers en France à étudier l'envahissement prothétique par les micro-organismes et à expliquer les mécanismes mis en jeu de la façon suivante :

La mise en bouche d'une prothèse adjointe totale induit des interactions macro et microscopiques entre les constituants prothétiques et les composants du milieu buccal, c'est-à-dire la salive, les microbes et les tissus muqueux. Ces interactions induisent des modifications de l'écosystème buccal que ce soit d'un point de vue morphologique, histologique, écologique et chimique. L'environnement buccal va subir des modifications jusqu'à ce qu'un nouvel équilibre se crée. Cependant, cet équilibre est fragile et peut se rompre du fait d'un état de surface prothétique altéré, irrégulier ou par un manque d'hygiène. Si l'équilibre est rompu, les colonies bactériennes se fixent. L'intrados prothétique devient alors « vecteur de la plaque microbienne » et « réservoir de germes ».

MONSENEGO ⁽⁹⁴⁾ a recherché les raisons de la présence microbienne sur les plaques prothétiques.

D'après ses recherches, la colonisation microbienne de la résine se fait tout d'abord, par les porosités externes du matériau, et peut également se poursuivre par les porosités internes dues à des défauts de manipulation ou à des fêlures causées par des microtraumatismes répétés. La résine étant colonisée en masse, « la prothèse se comporte alors comme une véritable éponge à germes essaimant vers le milieu buccal ».

Le contact prolongée des microorganismes avec les crêtes édentées va être à l'origine de stomatite sous prothétique.

1-1-4- Répercussions de la colonisation microbienne de la résine

- **Au niveau prothétique : Altérations de la résine**

Selon GRIMONSTER et Coll. (1984), les microorganismes qui vont coloniser la résine en profondeur, vont participer à la dégradation de la résine. En effet, certains germes, comme *Pseudomonas* ou *Candida* lipolytiques, sont capables de dégrader les polymères de méthacrylate de méthyle et de confisquer à leur profit des atomes de carbone. Les additifs inclus dans le polymère sont le plus facilement attaqués.

L'étude de WILLERSHAUSEN et Coll. ⁽⁹⁵⁾ a montré qu'après incubation, des échantillons en résine en contact avec des bactéries présentent un état de surface beaucoup plus rugueux que les échantillons ayant incubé dans un milieu dépourvu de bactéries.

L'acide lactique, produit par le métabolisme de ces bactéries est responsable de cette modification de l'état de surface.

Ces altérations vont être responsables de la perte des propriétés mécaniques des prothèses. De même, la dégradation de l'intrados prothétique va diminuer le lien étroit existant entre la prothèse et la muqueuse ayant comme conséquence la baisse de la rétention.

- **Au niveau muqueux : pathologies sous-prothétiques**

L'adhésion de la plaque microbienne sur les prothèses en résine peut être à l'origine de pathologies de la muqueuse buccale comme la stomatite sous-prothétique.

BUDTZ-JORGENSEN et Coll. ⁽⁹⁶⁾ définissent la stomatite sous-prothétique comme « un état inflammatoire chronique de la muqueuse buccale recouverte par une plaque-



Figure 19 : Accumulation de plaque dentaire localisée sous le crochet.
(doc Dr Jardel)

base prothétique ».

Donc La plaque microbienne sous-prothétique entraîne à la fois des altérations de la prothèse et des altérations de la muqueuse sous-prothétique. Il est donc indispensable de limiter à maximum l'adhésion de cette plaque au niveau de l'intrados prothétique et par conséquent d'éduquer les porteurs de prothèse à une bonne hygiène buccale et prothétique.



Figure 20 : Plaque dentaire recouvrant le bandeau lingual.
(doc Dr Jardel)

1-2- Les résines composites

Le principal agent de risque sur le milieu buccal et même sur l'organisme est le monomère résiduel ; comme les résines acryliques, mais il faut mentionner que le monomère chez les résines acryliques est le méthacrylate de méthyle alors chez les résines composites est le bisphenol-A (ou Bis-GMA).

Il y a d'autres monomères introduit dans la formation des résines composites, plus le Le BisGMA (BisPhenolGlycidylMetacrylate) on a aussi ses dérivés (BisEMA) le L'HEMA (HydroxyEthylMetacrylate) et Le TEGDMA (Triethyleneglycoldimethacrylate).

Durant les premières 24 heures, cette toxicité ; des monomères résiduels à la suite d'une photopolymérisation incomplète est maximale. Au cours du temps, les matériaux peuvent subir des dégradations et les monomères peuvent être libérés par l'érosion du matériau et/ou par l'activité des estérases salivaires.

Des dernières recherches montrent le danger des des bisphenol-A sur l'organisme surtout sur les nourrissons et les enfants.

Les différents effets néfastes des monomères libres

1-2-1- sur les cellules pulpaire :

Lorsque les concentrations sont élevées (par ex. > 3 mM de TEGDMA), les cellules en contact succombent à une mort immédiate (nécrose), qui in vivo entraîne une réaction inflammatoire.

À des concentrations moins importantes toutefois, les monomères ne « tuent » pas les cellules, mais interfèrent avec leur métabolisme.

L'ensemble de ces études démontre que les monomères se révèlent cytotoxiques à fortes concentrations, mais utilisés à des concentrations correspondant à la présence de monomères résiduels in vivo, ils semblent entraîner des effets spécifiques sur les cellules impliquées dans la réaction pulpaire aux biomatériaux. ⁽⁴⁹⁾

1-2-2- sur l'organisme :

1-2-2-1- perturbateur endocrinien :

Le bisphénol A était déjà considéré comme un désorganisateur ou perturbateur endocrinien («Ang. Endocrine disruptor») par son activité faiblement oestrogénique. Alors ils ont des effets délétères sur la reproduction, le dimorphisme sexuel, la croissance et le développement.

Des expérimentations animales ont montré un impact clairement établi de fortes concentrations de bisphénol A sur la reproduction des animaux, leur croissance et leur développement. En outre, les études ont aussi mis en évidence des effets neurologiques et neuropsychologiques délétères, des lésions précancéreuses dans la prostate et les glandes mammaires, des perturbations du développement de l'appareil urinaire et de la prostate et l'induction d'une puberté précoce chez les femelles. Et ce y compris à des doses plus faibles similaires à celles auxquelles sont exposés les êtres humains. Il est question aussi d'une réduction des dimorphismes sexuels non liés à la reproduction, par impact sur certaines régions du cerveau intervenant dans les réponses au stress et le comportement affectif, ainsi que sur le système dopaminergique. Ce qui veut dire féminisation des mâles et virilisation des femelles. ⁽⁹⁷⁾

Les auteurs précisent d'autres effets sur les animaux de laboratoire ont été liés à l'exposition à des doses « faibles » de bisphénol A au cours du développement parmi ses effets :

- 2- une diminution de la quantité ou de la qualité du sperme,
- 3- l'obésité,
- 4- perturbations de la méiose, et modifications des taux des hormones sexuelles ou changements cellulaires dans les tissus des organes reproducteurs

1-2-2-2- toxique neurologique :

L'impact est quantifiable aussi sur la région des neurones GnRH (qui produisent les gonadolibérines : des hormones hypothalamiques responsables de la régulation du cycle donc de l'ovulation et de la fertilité - chez les femelles. ⁽⁹⁷⁾

Troubles du comportement : agressivité, anxiété, peur, motivation, interactions sociales; sont l'ensemble des modifications observées chez les animaux sous BPA (bisphénol A).

Plusieurs de ces comportements et manifestations neuropsychologiques sont liés à l'activité d'un des neurotransmetteurs les plus importants du système nerveux : la dopamine (et donc la famille des catécholamines qui sont produites à partir d'elle : la noradrénaline et l'adrénaline. NdT). Des interactions sont observés avec les récepteurs d'autres neurotransmetteurs, y compris avec le principal neuromédiateur inhibiteur du système nerveux central : le GABA. Les recherches ont mis en évidence des effets sur la migration et l'organisation neuronales, la synaptogenèse, les transmissions neuronales relevant du GABA et de l'activité électrique qu'il induit, la mort de cellules neuronales, la plasticité synaptique, la différenciation des oligodendrocytes médiée par l'activité des récepteurs thyroïdiens, etc. ⁽⁹⁸⁾

1-2-2-3- Cancérigène « Lésions précancéreuses (sein et prostate) » :

Les études sur la glande mammaire et prostatique montrent que l'exposition peut entraîner le développement ultérieur de lésions précancéreuses, sans que le centre déclare pour autant que le bisphénol A soit à ranger définitivement parmi les agents cancérigènes pour ces glandes... Le mécanisme d'action semble être de type épigénétique ⁽⁴⁹⁾ « étude des changements dans l'activité des gènes, n'impliquant pas de modification de la séquence d'ADN ; contrairement aux mutations qui affectent la séquence d'ADN, les modifications épigénétiques sont réversibles ».

2- Les alliages métalliques

La métallurgie nous a confirmé que « tout objet métallique et toutes constructions connaît, sans exception, ont une durée de vie limitée ». Au fil du temps, elles se détériorent en raison de leurs utilisations, des charges qui leur sont appliquées, des conditions environnementales. Les effets de la détérioration touchent plusieurs aspects, tels que la santé, le confort et la qualité esthétique, par des phénomènes connus : la corrosion, la fatigue, ... etc.

Alors que, les alliages métalliques odontologique ne sortent pas de cette règle de base, surtout dans un environnement buccal très variable ; connaît par ses changements de température, et de PH (la qualité de son pouvoir tampon, l'acidité de l'estomac), ses forces considérables et répétitives, ses excrétion enzymatique et ses écosystèmes sensibles (la quantité de plaque présente).

Deux facteurs principaux déterminent le comportement d'un matériau avec les tissus corporels : il s'agit d'une part du mécanisme et de la vitesse de corrosion et d'autre part de l'activité biologique des produits de corrosion, qui pourraient se trouver sous la forme d'ions. Il est donc extrêmement important avant toute utilisation clinique d'identifier les profils exacts du relargage d'ions métalliques et leurs effets, même sous forme de traces, sur les composants des tissus.

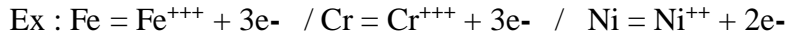
Donc, le médecin dentiste et le prothésiste doit connaître tous les phénomènes et interactions des alliages dentaire sur milieu buccal, soit à courte terme ou à longue terme.

Donc, le médecin dentiste et le prothésiste doit connaître tous les phénomènes et interactions des alliages dentaire sur milieu buccal, soit à courte terme ou à longue terme dont la corrosion de ces alliages qui aura des effets locaux et généraux sur l'organisme, correspondent à l'action des métaux libérés et des réactions inflammatoires et allergiques (immédiates ou retardes) des tissus buccaux...etc.

2-1- La corrosion :

2-1-1- Définition : En matière de corrosion, seule la corrosion aqueuse, de type électrochimique, se produit dans le milieu vivant, résultant de l'action qu'exerce un réactif liquide sur les matériaux ⁽⁹⁹⁾. Ces réactions de corrosion sont des réactions

d'oxydoréduction irréversibles entre le matériau et un agent oxydant du milieu environnant qui se traduit par une réaction électrochimique avec transfert d'électrons.
(98)



Cette réaction entraîne un relargage d'ions dans le milieu environnant qui peut donner des réactions tant au niveau local que général, et joue sur les propriétés mécaniques et esthétiques du matériau considéré.

2-1-2- Les formes de corrosion :

Il existe différentes formes de corrosion, notons parmi les plus importantes :

La corrosion uniforme ou généralisée

La corrosion localisée : La corrosion galvanique ou bimétallique ; La corrosion par piqûres ; La corrosion cavernueuse ; La corrosion sous contraintes ; Corrosion intergranulaire ; Corrosion sélective Corrosion-Érosion ...etc.

2-1-3- La corrosion des alliages précieux

Les principaux métaux contenus dans les alliages précieux sont résistants à la corrosion ⁽¹⁰⁰⁾. La présence du cuivre ou d'argent dans l'alliage peut entraîner une corrosion à chaud de l'alliage (ternissure). Les additions mineures destinées à modifier les propriétés mécaniques ou physiques ont une influence réelle sur la résistance à la corrosion de l'alliage ⁽⁶⁷⁾. Il est donc nécessaire de vérifier le sérieux des contrôles réalisés par le fabricant ^(101,69).

Les alliages nobles représentent la classe privilégiée en termes de comportement électrochimique. Ils sont quasi inaltérables dans les conditions du milieu buccal ⁽¹⁰²⁾. Ces métaux se comportent comme des réservoirs d'électrons et ne contribuent pas au processus d'ionisation. Dans le milieu buccal, le potentiel de repos des alliages d'or est lié aux propriétés électrochimiques des composées redox et de l'oxygène en solution dans la salive.

En général, ce potentiel est positif et peut induire par couplage électrochimique la corrosion des autres métaux présents au voisinage.

Chez un patient présentant des restaurations en métal noble, les phénomènes de corrosion sont en principe inexistantes. Lorsque d'autres restaurations doivent être réalisées, il est important de rester homogène dans les métaux utilisés ⁽¹⁰³⁾. Etude visant à établir une classification des alliages dentaires en fonction de leur résistance à la corrosion ⁽¹⁰⁴⁾ :

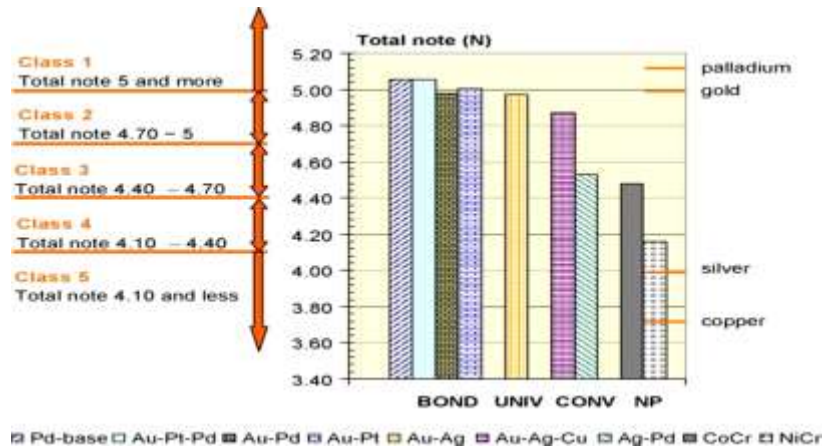


Figure 21 : Corrosion des alliages dentaires

Les alliages nobles à base de Pd et Au-Pt-Pd sont les plus résistants à la corrosion, même plus résistants que l'or pur. Il est intéressant de noter que, selon ⁽¹⁰⁴⁾, certains alliages nobles ont une note définitive inférieure à celle de métaux de base (Pagalin 2®, Ag-Pd : 4,283, Xeradur®, Cr-Co : 4,603) Ou, selon ⁽¹⁰⁵⁾ : IPS 96®, Au-Pt-Ag est moins résistant in-vitro à la corrosion que IPS 30®, Co-Cr.

2-1-4- La corrosion des alliages non précieux

L'hétérogénéité des surfaces et des couches d'oxydes contribue à un large éventail de résistance à la corrosion des alliages nickel-chrome, à cause du relargage ionique préférentiel de certaines zones des surfaces, ce qui peut entraîner un couplage galvanique interne. Cette différence importante de réponse à la corrosion des alliages nickel-chrome permet de classer ces derniers en fonction de leur résistance en solutions acides ou chlorée :

-Ni-high-Cr-high-Mo : le plus bas taux de corrosion, le moins de relargage unique (et donc le moins de risques de réactions allergiques) ⁽⁷²⁾.

-Ni-Cr : taux de corrosion similaire, mais couche d'oxydes moins stable, moins de résistance à la corrosion par piqûre.

-Ni-Cr-Be : plus de corrosion par piqûre, et donc plus de relargage ionique dans le milieu environnant, par rapport aux autres alliages de nickel-chrome ^(106, 107, 108, 60). L'ajout, même en très faible quantité, de Be (1,6% wt) diminue de manière flagrante la résistance à la corrosion des alliages Ni-Cr ⁽¹⁰⁹⁾.

Plusieurs études ont montré que le relargage d'ions métalliques par les alliages nickelchrome n'est pas proportionnel à la composition massique de l'alliage ⁽¹⁰⁶⁾. Les alliages de nickel-chrome devraient relarguer en majorité du nickel, mais ça n'est pas toujours le cas, on peut observer une dissolution sélective d'éléments mineurs.

Concernant les chrome-cobalt, les études électrochimiques et de dissolution in vitro ont montré une meilleure résistance à la corrosion ⁽¹⁰¹⁾ de ces alliages par rapport aux nickel-chrome dans une solution de Na-Cl, dans une solution chlorée, dans une solution de FUSAYAMA, en salive artificielle. La revue de la littérature a permis de conclure que les alliages chrome-cobalt sont de bons substituts aux alliages nobles pour la prothèse fixée et que leur utilisation ne doit pas se limiter aux infrastructures de PAPIM ou chape de CCM.

2-1-5- La corrosion du titane et ses alliages

Le potentiel standard du titane est franchement négatif ($E^\circ = -1,64V/ENH$), ce qui indique une forte tendance naturelle à l'oxydation. Cependant, il possède la capacité à développer une couche de passivation très isolante du point de vue électrochimique et chimique. Cette couche de 10 à 20 nm est constituée principalement de TiO_2 ⁽¹⁰⁴⁾.

Le titane et ses alliages ont montré d'excellentes propriétés de résistance à la corrosion en solution saline, ou acide et sont considérés comme les matériaux les plus biocompatibles.

Plusieurs études ont montré que le Ti-Cp, Ti-6Al-4V, Ti-20Cu, Ti-15V et Ti-30Pd présentent une couche de passivation importante et sont résistants à la corrosion en milieu buccal. D'autres études ⁽⁷²⁾ ont montré que le relargage d'ions Ti d'un Ti-Cp est très bas en salive artificielle à des températures physiologiques.

Cependant, même si les alliages de titane sont très résistants à la corrosion grâce à la stabilité de leur couche d'oxyde de surface (couche de passivation, TiO₂), ils peuvent tout de même subir des attaques. En effet, si la couche d'oxyde de surface est abimée ou retirée, et qu'elle ne peut pas se reformer, le titane devient autant corrodable que les autres métaux non nobles. Des études ont montré que le fluor pouvait infiltrer la couche d'oxyde de surface de titane, particulièrement à des pH faibles, ainsi on a pu démontrer l'importance d'un brossage le moins abrasif possible sur les surfaces de titanes, particulièrement le Ti-Cp.

2-1-6- Influence de la corrosion sur le milieu buccal :

Les conséquences de la corrosion sur le milieu buccal sont autant plus marquées que sur l'organisme.

2-1-6-1. Altérations fonctionnelles

Perte de la hauteur normale d'occlusion par usure, des dents prothétiques et/ou naturelles, perte d'une racine par oxydation d'un tenon puis fissure ⁽⁷⁰⁾.

Cette perte de hauteur peut engendrer des déséquilibres occlusaux. En effet, une mauvaise répartition de la charge occlusale, une inadaptation de la reconstitution prothétique aux détriments de l'occlusion, une absence de guidage canin ou encore la création de parafonction peut avoir un effet iatrogène, au niveau de l'équilibre neuro-musculaire et neuroarticulaire ^(106,42).

2-1-6-2. Structurelles

Concernant les alliages, les conséquences structurelles principales sont essentiellement superficielles. Elles ont pour causes une corrosion intergranulaire et un microgalvanisme.

Elles sont influencées par la teneur locale en oxygène, en chlorure et par les composants biologiques présents (protéines, cellules, bactéries) ⁽⁷⁰⁾

Concernant les céramiques, elles sont considérées comme inertes et ne subissent pratiquement pas d'altérations structurelles. Leur fragilité intrinsèque rend leur utilisation problématique dans tous les cas où elles ne sont pas soutenues par une armature. Leur grande dureté peut poser des problèmes d'usure de l'antagoniste ⁽⁷⁰⁾.

2-1-6-3. Effets biologiques

Les ions métalliques libérés dans la cavité buccale diffusent : dans les tissus durs (dents, os), dans les tissus mous, dans les fluides (salive par voie digestive, sang par diffusion dans l'organisme), sur le métal cathodique (ternissement). Les effets locaux et généraux dans l'organisme correspondent à l'action des métaux libérés ⁽¹⁰⁶⁾.

Effets locaux dus aux courants et à la diffusion d'ions métalliques : sensation de brûlure, goût métallique, salivation augmentée ou diminuée, formation de plaque augmentée, glossite, érythème allergique, stomatite de contact, érosion, ulcération de la langue et de la muqueuse buccale, lichen plan, leucoplasie, cheillite, perlèche, fractures radiculaire, hyperplasies polyformes, coloration des tissus dentaires et tatouages gingivaux, ternissement des restaurations ⁽¹⁰⁶⁾.

Effets généraux des ions métalliques dans l'organisme : réaction d'hypersensibilité, allergie.

Le nickel peut déclencher une réaction cutanée par simple contact mais aussi après un trajet indirect (salive, intestin, sang et peau), eczéma des mains, eczéma généralisé, dermatite eczémateuse, effets : ophtalmiques, oto-rhino-laryngologiques, gastro-entérologiques, neurologiques, sur les constantes biologiques du sang ⁽¹⁰⁶⁾.

3- Les céramiques dentaires :

3-1- Biodégradation :

Les systèmes biologiques peuvent avoir des effets nocifs ou destructeurs sur les biomatériaux, classés comme biodégradation. Dans l'environnement oral, cela inclut non seulement le processus de destruction et dissolution dans la salive mais aussi destruction chimique / physique, usure et érosion

Par la nourriture, la mastication et l'activité bactérienne. Par conséquent, il est important d'évaluer la réactivité du matériel dans la cavité buccale, régie par des principes thermodynamiques et électro-cinétique de la réaction chimique. Cela signifie que lorsqu'un matériau est placé dans la cavité buccale, le système matériel-salivaire sera dirigé vers un état d'équilibre thermodynamique.

À l'équilibre, le matériau restera soit stable dans sa forme élémentaire soit oxydé dans sa forme ionique (corrosion). ⁽⁶⁷⁾

Du point de vue de la biocompatibilité, la corrosion d'un matériel indique que certains des éléments sont disponibles pour affecter les tissus qui l'entourent. La durabilité chimique des céramiques dentaires est fondamentalement bonne. Ils sont généralement considérés comme insoluble ou seulement très légèrement soluble au mieux.

La stabilité chimique peut être influencé par :

- la composition du matériau céramique.
- processus de mise en forme.
- et les conditions environnementales (la température).

Il existe différentes méthodes pour tester la résistance chimique des matériaux céramiques. Les standards ISO et ADA utilisent une solution d'acide acétique à 4% pour accélérer la dégradation des céramiques. Le but de ces méthodes est de trouver la perte de poids des échantillons de céramique après l'exposition au milieu acide.

Les conditions environnementales locales et générales auront une influence sur la dégradation chimique. Localement, les valeurs de pH à la surface de la céramique ont tendance à augmenter, entraînant une augmentation de la perte de silice de la phase vitreuse. Les ions alcalin-métalliques (Na, K) sont, de loin, moins stables dans la phase vitreuse, que dans la phase cristalline. L'addition d'ions divalents comme le Ca, Mg, Zn et Ba, voire trivalent comme Al, a montré une réduction des échanges ioniques.

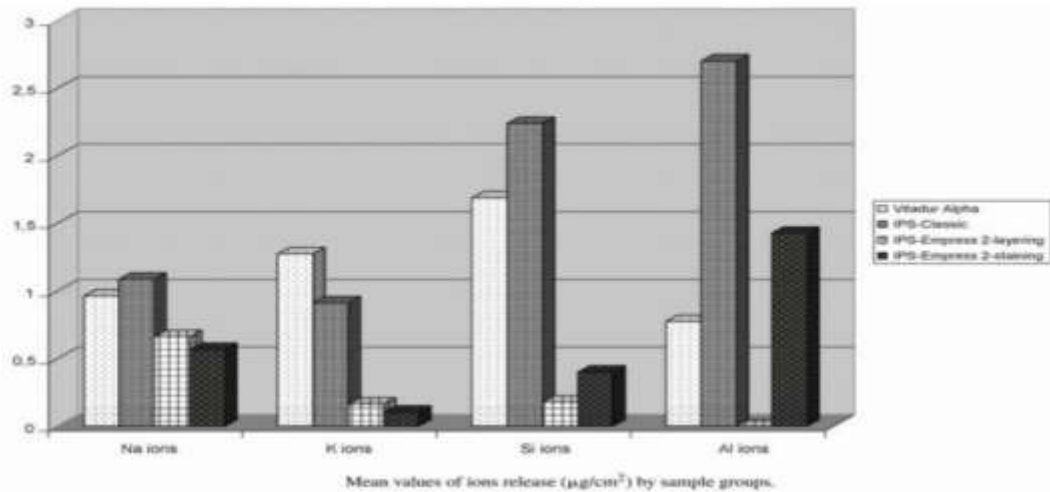


Figure 22 : Principales valeurs de relargage ionique (µg/cm²) en fonction de l'échantillon.

Selon [CHEYLAN, 2005] ⁽⁷¹⁾, le taux de dissolution d'une céramique feldspathique reste très faible : $0.57 \cdot 10^{-2}$ mg/cm²/jour après immersion dans un bain d'acide à 4% et à 80°C pendant 7 jours, ce qui correspond aux conditions d'une immersion en salive artificielle pendant 22 ans à 22°C. Les récentes études de [ELSAHAWY, 2009] ⁽⁶⁷⁾ portant sur le relargage ionique de blocs de céramiques IPS Empress blocks® (Ivoclar Vivadent®) en solution de NaCl à 0.9% ou d'acide acétique à 1% à 37°C pendant 7 jours ont montré une dissolution prépondérante des ions K et Al.

	Al	K
NaCl 0,9%	1,6	113
Acide lactique 1%	597	833

Tableau 16 : Relargage ionique en µg/cm², selon [ELSAHAWY, 2009].

Les variations de pH, de la composition salivaire, l'usure et les charges mécaniques appliquées font de la cavité buccale un environnement versatile et agressif. Selon les recherches de [MILLEDING, 1999] ⁽¹⁰⁹⁾, étudiant la corrosion de surface des céramiques, tous les matériaux céramiques exposés ont montré des preuves de

changement de structure en surface. Ces changements peuvent entraîner une diminution des propriétés mécaniques, une augmentation de la rugosité de surface, ce qui accroît la rétention de plaque bactérienne et l'usure de la dent antagoniste.⁽⁶³⁾

3-2- Biocompatibilité, toxicité et allergie :

3-2-1- la biocompatibilité :

La notion de biocompatibilité, définie comme la capacité d'un matériau à provoquer une réponse biologique appropriée dans application donnée, constitue à l'heure actuelle un élément essentiel dans l'exercice de l'odontologie en terme de sécurité de patient, sécurité du personnel dentaire.⁽¹¹⁰⁾

La céramique alumineuse est l'un des matériaux les plus biocompatibles. Elle sont donc des matériaux bio-inertes : parfaite tolérance biologique, pulpaire et parodontale. Cependant, les problèmes de biocompatibilité peuvent ne pas être liés directement au matériau, mais à son état de surface. En effet, les défauts de surface, liés à un déficit de polissage après retouches, ou à un défaut de réalisation de l'étape de glasure, représentent des zones de rétention et de propagation de la plaque dentaire et peuvent générer des problèmes parodontaux.⁽¹¹⁰⁾

Aux silicates complexes des céramiques feldspathiques traditionnelles sont de plus en plus souvent associés des oxydes d'aluminium, ou, plus récemment, l'oxyde de zirconium, pour l'élaboration d'infrastructures de couronnes et de bridges présentant une grande ténacité. Généralement considérée comme inerte, la céramique dentaire présente une excellente tolérance dans le milieu buccal.

Toutefois, certaines céramiques récentes ont montré un effet cytotoxique in vitro.⁽⁶¹⁾ Plusieurs cas de granulomes ont été rapportés sur des sites ayant reçu l'implantation de matériau contenant de la silice. Aucun en rapport avec des prothèses dentaires.⁽¹⁰⁶⁾

Classification des biocéramiques en fonction de la biocompatibilité :

Sur la base de leur réactivité chimique avec l'environnement physiologique, les biocéramiques peuvent être largement catégorisé en trois types :

3-2-1-1- Céramiques Bio-inert :

Ils sont tels que l'alumine, entraînent peu ou pas de réaction physiologique dans le corps humain et ont tendance à présenter des niveaux de réactivité intrinsèquement faibles qui atteignent un pic de l'ordre de années. Ils sont attachés par une fixation morphologique compacte.

3-2-1-2- Céramiques réactives ou bioactives en surface :

Ils sont tels que les vitrocéramiques bioactives (bioverres), réagissent de manière positive avec les cellules locales, c'est-à-dire qu'ils se fixent directement par des liaisons chimiques et ont un niveau de réactivité sensiblement plus élevé, culminant de l'ordre de 100 jours.

3-2-1-3- Biocéramiques résorbables :

Ce sont des structures poreuses ou non poreuses qui sont lentement et progressivement remplacées par des os. tels que le phosphate tricalcique, ont des niveaux de réactivité encore plus élevés, culminant dans l'ordre de 10 jours.

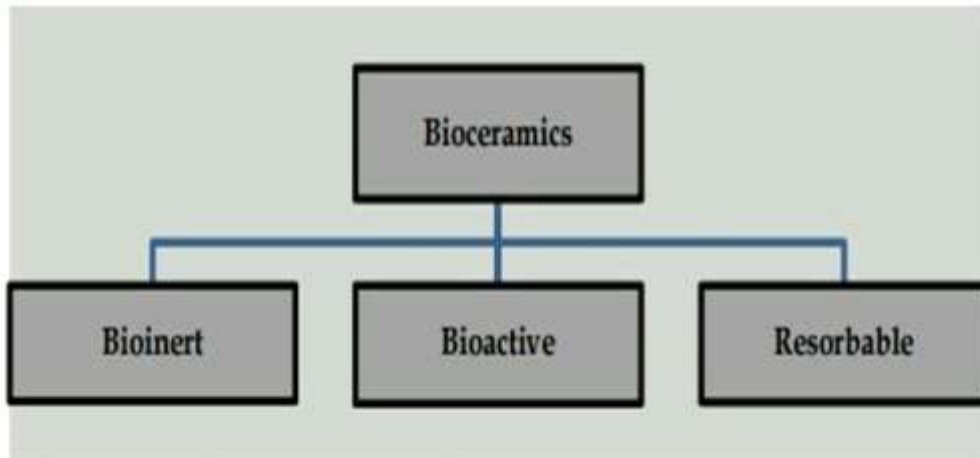


Figure 23 : Classification des biocéramiques en fonction de la biocompatibilité.

3-2-2- La toxicité :

La toxicité systémique de la céramique est peu susceptible de se produire en raison des quantités relativement faibles de des éléments libérés tels que le lithium et le plomb.

Dans l'ensemble, il n'y a aucune preuve que les céramiques causent ou contribuent à la néoplasie dans le corps. ⁽⁶⁷⁾

Généralement, Peu de céramiques se sont révélées cytotoxiques in vitro, cependant en général; cytotoxicité des céramiques dentaires utilisées pour la fabrication de prothèses fixes est considérée comme faible et ces matériaux sont biocompatibles. ⁽⁶⁷⁾

4- La prothèse et le pH buccal :

Le milieu physiologique est représenté par un écosystème buccal y compris la salive et son pH. Comme nous avons dit : La salive est un liquide biologique plus ou moins visqueux qui baigne dans la cavité buccale, son pH moyen est 6,8-7,4 hors stimulation.

Le pH moyen de la salive non stimulée est de 6,8 à 7,1. Alors, Lorsque le débit salivaire augmente après stimulation, Le pH augmente jusqu'à 7,32. Le degré du pH varie selon la glande sécrétrice ; parotide est plus acide et sous-maxillaire est plus alcalin, la stimulation, le débit, les éléments tampons.

En effet, le port de la prothèse amovible provoque une rupture de l'écosystème salivaire constituant le support naturel immédiat et secondaire, aux différents moyens de défense de l'organisme par ses composants et son pH.

Cette rupture représentée par une colonisation microbienne influencée par l'état de surface et la composition du matériau prothétique (polyméthacrylate de méthyle).

Les résultats d'une étude faite sur 73 patients porteurs et non porteurs de prothèses montrent que les constituions de la salive change surtout au niveau des ions de sodium et de potassium, et particulièrement dans la sécrétion palatine mais le flux salivaire palatin et principal n'est pas influencé par le port de la prothèse.

Selon les études du M. Joyeux a signalé que l'équilibre acido-basique ou pH dépend du comportement électrolytique de tous les sels existant dans la salive et de l'importance du flux salivaire. La présence d'une prothèse entraîne une rupture de cet équilibre elle provoque une diminution concomitante du flux salivaire et du pH jusqu'à 6,25. C'est l'acidose prothétique.

-En 1993 : Narhi, Ainamo et Menrman ont indiqué que les valeurs du pH sous prothétique diminuent de 6-8 jusqu'à 4-5, et ce milieu acide favorise l'évolution des colonies de *Candida albicans*, et améliore l'adhérence des levures.

D'après Hildebrand et al en 1995, ont déclaré que la couverture prothétique de la muqueuse entraîne une modification des conditions d'oxygénation de la surface et crée aussi des conditions de variations de pH.

Plusieurs auteurs ; comme Vidailhet, Samaranayake, Niedermeier et Huber, confirment la tendance de l'acidification du pH buccal et la diminution du flux salivaire chez les femmes enceintes, les patients diabétiques et les personnes fumeurs ce qui favorise la multiplication des champignons buccaux (*Candida*) et des problèmes d'halitose buccale.

5- La prothèse et le Gout

La perception du goût est un phénomène complexe qui résulte de l'action conjuguée des récepteurs gustatifs de la cavité buccale, de la sécrétion salivaire, des pressions exercées, de la température et l'olfaction.

Bien des personnes se plaignent de leurs nouvelles prothèses car elles ont l'impression que celles-ci diminuent la saveur des aliments ingérés. Or il n'en est rien

Il n'existe pas de différence significative entre une personne édentée appareillée et une personne ayant toutes ses dents naturelles. Les perceptions au niveau du goût sont de 4 ordres, le salé, le sucré, l'amer et l'acide.

Bien que la perception du goût se fasse grâce à des récepteurs essentiellement situés sur la langue, la mise en place d'un palais en résine entraîne une perte momentanée des sensations sucrées et salées alors que l'amer et l'acide persistent. La personne doit être prévenue de la perte provisoire de ces sensations. Elle est due à l'écrasement des aliments entre la langue et un matériau différent, la résine acrylique du dentier, qui crée des perceptions inconnues et perturbatrices.

Mais il faut mentionner que le changement du pH buccal dû à la prothèse, peu influencé sur le degré de la dilution des aliments et la viscosité salivaire. Alors ça va modifier la perception gustative. Mais il reste très limité voir négligeable.

Chapitre III : influence des matériaux prothétiques sur le milieu buccal

Donc la perte du goût n'est donc pas dû aux prothèses dentaires elle-même, tout au plus il peut être modifié avec l'usage de colle dentaire qui se dilue dans la salive et perturbe la saveur originelle des aliments.

Conclusion :

Les matériaux prothétiques dentaires, en plus d'exister en nombre important, sont en constante évolution. Les moteurs de cette évolution sont économiques, esthétiques et physiques. De plus, il n'existe pas de matériau parfait, il n'existe que des matériaux indiqués pour une situation clinique donnée.

Le comportement des biomatériaux prothétiques dans le milieu buccal et les interactions qu'ils développent avec l'environnement biologique relèvent de processus complexes dont la nature chimique, la structure et l'état de surface du substrat, la composition et l'acidité du milieu biologique en sont les principaux paramètres.

Parce qu'il n'est pas actuellement possible de connaître l'ensemble des effets biologiques de tous les matériaux prothétiques dentaires, les praticiens doivent s'en remettre aux connaissances des principes de biocompatibilité pour décider quel matériau ils vont utiliser. Cette décision n'est pas facile à prendre, et elle aura des conséquences financières, esthétiques, techniques... Dans beaucoup de cas, la décision est basée sur un compromis entre les risques biologiques possibles et les avantages cliniques connus. Parce que le relargage d'éléments aura toujours un effet toxique, allergique, ou mutagène, le praticien doit être au courant des propriétés de corrosion des matériaux qu'il utilise. En particulier, le praticien doit utiliser les matériaux qui relarguent le moins et connaître la composition précise de chaque matériau qu'il utilise.

References bibliographiques :

- 1- Mese et Matsuo, salivary secretion, taste and hyposalivation, J.Oral rehabil, 2007.
- 2- Pisano E, Cabras T, Montaldo C, Piras V, Inzitari R, Olmi C, Castagnola M, Messina I, peptides of human gingival crevicular fluid determined by HPLC-ESI, Ms European journal of oral sciences, 2005.
- 3- Pedersen A M, Bardow A, Jensen SB, Nauntofle B, saliva and gastrointestinal functions of taste, mastication, swallowwing and digestion, Oral Dis, 2007.
- 4- Young JA , Schneyer CA, composition of saliva in mammalia Australian journal of experimental biology and medical science, 1981.
- 5- Denny et al, the proteomes of human parotid and sub-mandibular/ sublingual gland salivas collected as the ductal secretions, journal of proteome research, 2008.
- 6- Schenkels et al, biochemical composition of human saliva in relation to other mucosal fluids, critical reviews in oral biology and medicine.
- 7- MANDEL I.D. The role of saliva in maintaining oral homeostasis. J. Am. Dent. Assoc. 1989.
- 8- DAWES C. Salivary flow patterns and the health of hard and soft oral tissues. J. Am. Dent. Assoc. 2008.
- 9- AMERONGEN A.V.N., VEERMAN E.C.I. Saliva: the defender of oral cavity. Oral Diseases 2002.
- 10- BATH-BALOGH M., FEHRENBACH M.J. Illustrated dental embryology, histology and anatomy. Philadelphia: WB Saunders 1997.
- 11- SMATT V., BRIERE M., BRUNET M. La glande salivaire artificielle. Indications-Note technique de mise en place. Ann Chir 1989.
- 12- SMATT V., BRIERE M., CORNEBISE-DROUHET F. Approche thérapeutique de la xérostomie post-radique. Prothèse réservoir et glande salivaire artificielle. Rev Stomatol Chir Maxillofac 1989.
- 13- Tandler B ; Philips C J, Microstructure of mammalian salivary glands and its relationship to diet In: Garrett J R, Ekstrom J and Anderson CC, editors , Glandular mechanisms of salivary secretion. Basel. Karger.
- 14- Tandler B, introduction to mammalian salivary glands, microscopy research and technique, 1993.

- 15- Riva A et al, 3D structure of cells of human salivary glands as seen by SEM, microscopy research and technique, 1993.
- 16- Stevens and Lowe, salivary glands In: human histology, 2nd edition, saint Louis, Mosly, 1997.
- 17- Aps J K M, Martens L C, review: the physiology of saliva and transfer of drugs into saliva; forensic science international.
- 18- Eliasson L and Carlen A, an update on minor salivary gland secretions, european journal of oral sciences, 2010.
- 19- ALBERT, Olivier. Conseils à l'officine dans le domaine de l'hygiène buccodentaire. Thèse pour le diplôme d'état de Docteur en Pharmacie. Toulouse: Université Paul Sabatier, 1994.
- 20- H. CHARDIN, O.BARSOTTI, M. BONNAURE-MALLET. Microbiologie en odonto-stomatologie. Paris : éditions Maloine, 2006.
- 21- Philip D. MARSH, Michael V. MARTIN. Oral Microbiology, fifth edition. s.l. : Churchill Livingstone Elsevier, Elsevier limited, 2009.
- 22- SCANNAPIECO, Frank A. "The oral microbiome : its role in health and in oral and systemic infections". Clinical Microbiology Newsletter. Elsevier, 15 octobre 2013.
- 23- Marieb N. E, Hoehn Katja ; Anatomie et physiologie humaines, adaptation de la 9eme edition americaine par Moussakova L. et Lachaine R; 2015.
- 24- Bonnaure-Mallet M, Chardin H ; Barsotti O, microbiologie en odontologie, Paris , Maloine, 2006.
- 25- Lawrence J R, Dr Korber, B D Hoyle, J W Costerton optical sectioning of microbial biofilms. J bacterial 1991.
- 26- Marsh P D, Annette Moter, Deidre A, devine, dental plaque biofilms : communities, conflict and control, periodontology 2011, vol 55.
- 27- Walker C, Sedlacek M J. an in vitro biofilm model of subgingival plaque. Oral microbial immunol 2007.
- 28- Marsh P D, plaque as a biofilm: pharmacological principles of drug delivery and action in the sub and supra-gingival environment. Oral diseases 2003.
- 29- Kroes I, Lepp PW, Relman D A, bacterial diversity within the human subgingival crevice, proc Natl Acad Science USA 1991.
- 30- Alexander M, microbial ecology, New York, Wiley 1971.

- 31- Marsh P D, host defenses and microbial hemostasis: role of microbial interactions. *J Dent Res* 1989.
- 32- Ellen R.P, Lepine G, Nghiem P M, in vitro models that support adhesion specificity in biofilms in oral bacteria, *ADV Dent res*, 1997.
- 33- Jakubovics NS, Kolenbrander PE, the road to ruin: the formation of disease-associated oral biofilms, *oral diseases*, 2010.
- 34- Donlan R M, Costerton J W, biofilms: survival mechanisms of clinically relevant microorganisms, *clin microbial rev* 15, 2002.
- 35- Veno Poulsen, microbial biofilm in food processing, 1999.
- 36- Marsh P D, dental plaque as a biofilm and a microbial community, implications for health and disease, *BMC oral health* 6 suppl 1, 2006.
- 37- Carranza et Newman, 1996, clinical periodontology, 8^{eme} edition ; Philadelphia.
- 38- Burne, oral streptococci.. products of their environment, *J Dent res* 77, 1998.
- 39- DROUET A. Le rôle de la salive dans la cicatrisation des muqueuses buccales. Th. : Chir. Dent. : Nancy: 2002.
- 40- Lorimier S., Kemoun P. Histophysiologie du parodonte ; Elsevier Masson SAS ; 2012.
- 41- Lebars P, Amouriq Y, Bodic , Glumelli B, reactions tissulaires au port des appareils de prothese dentaire amovible partielle ou totale, *ency med-chir, elsevier, Paris*, 2002.
- 42- Ogolnik R, Picard B, Denry I, cahiers des biomateriaux dentaires : 2-materiaux organiques , Paris, masson, 1992.
- 43- G. Burdairon. Abrégé de matériaux dentaires. Edition Masson, (1981).
- 44- P. Desautels, Les matériaux dentaires. Edition Préfontaine Inc, (1975).
- 45- J.Leprince, G.Leloup, J.Versen, P.Weiss, A.Raskin – polymeres et résines composites EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), *Médecine buccale*, 28-210-U-10 ,2010.
- 46- C. E. Vergani, R. S. Seo, A. C. Pavarina, Flexural strength of autopolymerizing denture reline resins with microwave postpolymerization treatment. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 93(2005), 577-583.
- 47- Nadège Pavéc. Influence de trois produits de nettoyage prothétique sur l'état de surface d'une résine méthacrylique thermo polymérisée. Autre [q-bio.OT]. 2012

- 48- A Dogan , B Bek. N.Cevikt . A Usanmaz. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. J .dent. 1995; 23: 313- 318.
- 49- Le joyeux J, prothese complete, 3eme edition, tome 3, Paris, edit masson, 1978.
- 50- Honorez P, Catalan A, Angnes U, Grimonster J, the effect of three processing cycles on some physical and chemical properties of a heat-cured acrylic resin, j prosthet dent 1989.
- 51- I. Sideridou, V. Tserki. Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. Biomaterials. 23(2002)
- 52- M. Atia, D. C. Wattsb, Z. Atai. Shrinkage strain-rates of dental resin-monomer and composite systems. Biomaterials. 26(2005).
- 53- Wang H. Hoa SV and Wood-Adams PM. New method for the synthesis of clay/epoxy nanocomposites. Journal of Applied Polymer Science, 2006.
- 54- Fataraitė E. Narmontas P, Jankauskaitė V. Milinaviciute A and Juraitis A. Rheology and surface properties of filled dispersions. Proceedings of the Estonian Academy of Sciences, Engineering, 2006 .
- 55- Chow IS. Shear thinning in concentrated dispersions. Journal of Physics : Condensed Matter. 1996.
- 56- B. Lee, B. Hoon Cho, H. Hyun Son. Rheological characterization of composites using a vertical oscillation rheometer. Dental Materials. 23(2007).
- 57- Zhou Y, Wang S, Zhang Y, Zhang Y, Jiang X and Yi D. Rheological properties of PDMS filled with CaCO₃ : the effect of filler particle size and concentration. Journal of Applied Polymer Science, 2006.
- 58- Craig RG. Restorative dental materials. 10th edition. 1997.
- 59- F.Takeshing, Y. Kamakami. Fatigue behavior of resin composite in aqueous environments. Dental materials. 23(2007)
- 60- WATAHA J-C., MESSER R-L. Casting alloys Dent. Clin. North Am., 2004
- 61- GIVAN D-A. Precious metal in dentistry Dent. Clin. North Am., 2007.
- 62- WRIGHT D-C., GERMAN R-M., GALLANT R-F. Materials Science : copper and silver corrosion activity in crown and bridge alloys J. Dent. Res., 1981.
- 63- COMPAIN Pierre – Comportement des matériaux prothétiques dentaires en solution saline – approche expérimentale.Thèse : Chir.-Dent. : Nancy-I : 2010.

- 64- CAI Z., VERMILYEA S-G., BRANTLEY W-A. In vitro corrosion resistance of high-palladium dental casting alloys Dent. Mater., 1999.
- 65- MOULIN P., SOFFER E., DOUKHAN J.-Y : Alliages précieux en odontologie. Encyclopédie Médico-chirurgicale 23-065-P-10 (2002).
- 66- O'BRIEN W.J : Dental materials and their selection - 3rd edition Quintessence Publishing Co, Carol Stream, 2002.
- 67- El Shahawi W, Watanabe I, Koike M, elemental ion release from four different fixed prosthodontics materials, dent master, 2009.
- 68- Corso JR P-P, German R M, Simmons JR H-D, corrosion evaluation of gold based dental alloys, J Dent res, 1985.
- 69- GOLDBERG M., KLEINFINGER S., GUYONNET J-J. Les alliages dentaires. Dossier ADF, Paris, 2004.
- 70- MEYER J-M. Dégradation des biomatériaux. École polytechnique fédérale de Lausanne, Université de Genève, Cours de biomatériaux du 02.11.2007.
- 71- CHEYLAN J-M., ARCHIEN C. Biocompatibilité des matériaux, alliages et céramiques dentaires Réal. Clin., 2005.
- 72- ROACH M. Base metal alloys used for dental restorations and implants dent. Clin. North Am., 2007.
- 73- ADF, les alliages dentaires : les alliages de titane, dossiers ADF, 2004.
- 74- NIZARD P., BIZOT., SEDEL L., KERBOULL L. Biomateriaux orthopédique Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Techniques chirurgicales-orthopédie-traumatologie, 44-003, 1996.
- 75- Quinquis P, Batifouye-celhay, le titane : un materiau de choix ? J. biomateriaux dentaires, 1993.
- 76- Pierre A, Derrien G, couronnes céramo-métalliques, encycl med chir,2, odontologie, 23230c10, 2002.
- 77- Degorce T, actualités et perspectives du titane en odontologie- propriétés et applications cliniques, inf dent , 1994.
- 78- Gonzague Faudemer. Contribution de l'analyse mécanique à l'étude des implants et des biomatériaux. Thèse de Doctorat (2013).
- 79- Melle : Laissani Nassira. Influence du renforcement sur les propriétés mécaniques des matériaux dentaires. Thèse de Magister (2010).

80- Maxime Helfer. Etude des matériaux de reconstitution prothétique odontologique en salive artificielle. Thèse de Doctorat (2012).

81- P. Jithendra Babu, Rama Krishna Alla*, Venkata Ramaraju Alluri, Srinivasa Raju Datla, Anusha Konakanchi. Dental Ceramics : Part I – An Overview of Composition, Structure and Properties. American Journal of Materials Engineering and Technologie, 2015, Vol. 3, No. 1.

82- Edward A. McLaren & Russell Giordano. Ceramics overview: Classification by microstructure and processing methods. Review _ ceramics (2014).

83- Maxime Helfer. Etude des matériaux de reconstitution prothétique odontologique en salive artificielle. Thèse de Doctorat (2012).

84- Louis COURCIER. Intérêt et limites de la zircone en prothèse fixée. Thèse de Doctorat (2011).

85- Mahiat Y, la zircone : cette méconnue, strategie prothetique, 6^{eme} edition, 2006.

86- Baker S.Brooks C..Walke D. the release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in human mouth: an assay for monomer in saliva. J dent res 67:1295-1299.

87- Jorge J , Giampaolo E. et coll. Cytotoxicity of denture base acrylic resins: A literature review. J. prosthetic dentistry 2003.

88- Leggat A. Kedjarune U. Toxicity of methyl methacrylate in dentistry. International dental journal 2003

89- MILPIED-HOMSI B. Pathologie allergique de la muqueuse buccale Rev. fr. allergol. immunol. clin., 2004

90- GUINNEPAIN M-T., KUFFER R. Allergie en stomatologie Encycl. Méd. Chir., (Elsevier, Paris), Stomatologie, 22-050-M-10, 1998

91- Kedjarune U, Charoenworluk N. release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins : cytotoxicity testing related to residual monomer. Aust dent J 1999.

92- Catalan A, stomatites associées au port des protheses dentaires amovibles, etiologies et traitement- cahier prothese, 1984.

93- HIRIGOYEN M. Réactions tissulaires au port des appareils de prothèse dentaire partielle ou totale. Encycl. Méd. Chir., Stomatologie, 23-325-P-10, 1981.

94- MONSENEGO G. L'interface mucoprothétique en prothèse adjointe : caractérisation microscopique, physicochimique et microbiologique des polymères

acryliques. Thèse de 3^{ème} cycle pour le doctorat en Sciences Odontologiques. Paris 7, 1987.

95- WILLERSHAUSEN B, CALLAWAY A, ERNST CP, STENDER E. The influence of oral bacteria on the surface of resin based dental restorative materials: an in vitro study. *Int. Dent. J.*, 1999.

96- BUDTZ-JÖRGENSEN E, CLAVEL R. La prothèse totale. Théorie, pratique et aspects médicaux. Paris, Masson édit., 1995.

97- NTP - CERHR Monograph on the Potential Human Reproductive and Developmental Effects of Bisphenol A. September 2008. NIH Publication No. 08 – 5994.

98- AUBRY B., ROZENCWEIG D., BABEL L., DIRAND M. Évaluation de la limite d'endurance et de la sensibilité à l'entaille d'alliages précieux et non précieux utilisés en prothèse dentaire fixée plurale. *Mémoires et Études scientifiques, Revue de Métallurgie* – 1988 Mai.

99- TOUMELIN-CHEMLA F. Propriétés électrochimiques des alliages métalliques utilisés en odontologie *Encycl. Méd. Chir.*, (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-063-C-10, 1998.

100- MANARANCHE C., HORNBERGER H. A proposal for the classification of dental alloys according to their resistance to corrosion. *Dent. Mater.*, 2007.

101- GUYONNET J-J., CHAMPION J., ESCLASSAN R. Prothèse partielle adjointe *Encycl. Méd. Chir.*, (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-310-A-10, 2000.

102- UNGER F., HOORNAERT A. Alliages précieux en odontologie *Encycl. Méd. Chir.*, (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-065-P-10, 1995.

103- RECLARU L., MEYER J-M. Zonal coulometric analysis of the corrosion resistance of dental alloys. *J. Dent.*, 1995.

104- AL-HITY R-R., KAPPERT H-F., VIENNOT S., DALARD F., GROSGOGEAT B. Corrosion resistance measurements of dental alloys, are they correlated? *Dent. Mater.*, 2007.

105- AMEER M-A., KHAMIS E., AL-MOTLAQ M. Electrochemical behaviour of recasting Ni-Cr and Co-Cr non-precious dental alloys. *Corros. Sci.*, 2004.

106- MORIN A., LOPEZ I., COEURLOT J-L., MILLET P. Dents artificielles et prothèse amovible, *Encycl. Méd. Chir.*, (Elsevier, Paris), Odontologie, 23-067-A-10, 2005.

107- LOPEZ-ALIAS J-F., MARTINEZ-GOMIS J, ANGLADA J-M., PERAIRE M. Ion release from dental casting alloys as assessed by a continuous flow system: Nutritional and toxicological implications. *Dent. Mater.* 2006.

108- HUANG H-H. Surface characterization of passive film on Ni-Cr-based dental casting alloys. *Biomaterials*, 2003.

109- BUMGARDNER J-D., LUCAS L-C. Cellular response to metallic ions released from Nickel-Chromium dental alloys. *J. Dent. Res.*, 1995.

110- GEURTSSEN W. Biocompatibility of dental casting alloys *Crit. rev. oral biol. med.*, 2002.

Tableau 01: propriétés physiques et mécaniques des résines composites.....	34
Tableau 02: classification des alliages en fonction de leurs propriétés physiques	36
Tableau 03: composition des principaux alliages “high- Noble” et “Noble”.....	38
Tableau 04: propriétés physiques et mécaniques des alliages précieux.....	40
Tableau 05: composition chimique générale des alliages non-précieux à base Ni, Cr, Co, selon l’indication clinique.....	42
Tableau 06: Composition chimique du titane "commerciallement pur" selon la norme DIN17850.....	47
Tableau 07: Propriétés mécaniques du titane commerciallement pur.....	49
Tableau 08: Propriétés mécaniques du titane allié (Ti-6Al-4V).....	50
Tableau 09: Composition minéralogique d’une céramique et fonction de chaque composant.....	52
Tableau 10: Température de fusion des céramiques et leurs applications cliniques.....	53
Tableau 11: différentes catégories de céramique en fonction de leur nature chimique.....	55
Tableau 12: Comparaison des résistances en flexion et du facteur K _{Ic} d’une zircone Y-TZP et une zircone HIP.....	61
Tableau 13: Comparaison des résistances en flexion d’une zircone TZP et d’In-Ceram® Alumina.....	62
Tableau 14: Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie.....	63
Tableau 15: Module d’élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie	64
Tableau 16: Relargage ionique en µg/cm ²	84

Figure 01: Coupe longitudinale d'une dent canine dans la cavité osseuse (alvéole)	19
Figure 02: Les molécules de base de la résine acrylique.....	24
Figure 03 : Acide méthacrylique et polymérisation du polyméthacrylate de méthyle par chauffage.....	25
Figure 04 : Formation d'un réseau tridimensionnel par ouverture des liaisons.....	27
Figure 05 : Les résines composites.....	31
Figure 06 : Structures des monomères diméthacrylates typiquement retrouvés dans la phase organique des résines composites.....	32
Figure 07 : Structure hexagonale compacte.....	47
Figure 08 : Structure cubique centrée.....	48
Figure 09 : produit dentaire en céramique.....	51
Figure 10 : Structure de silice : forme cristalline (a) ou amorphe (vitreuse) (b)...	52
Figure 11 : Structures cristallographiques du dioxyde de zirconium.....	58
Figure 12 : Modification des phases de la zircone en fonction des variations de température.....	59
Figure 13 : Structure de l' In-Ceram® Zirconia en microscopie électronique.....	59
Figure 14 : Structure en micro grains dense et sans défauts qui confère à la zircone des propriétés mécaniques remarquables.....	60
Figure 15 : Qualités mécaniques des céramiques : résistances en flexion.....	62
Figure 16 : Capacité des charges moyenne de différentes céramiques.....	63
Figure 17 : Renforcement par transformation de phase.....	64
Figure 18 : Résistance à la flexion avant et après test de fatigue.....	65
Figure 19 : Accumulation de plaque dentaire localisée sous le crochet.....	74

Figure 20 : Plaque dentaire recouvrant le bandeau lingual.....	74
Figure 21 : Corrosion des alliages dentaires.....	90
Figure 22 : Principales valeurs de relargage ionique ($\mu\text{g}/\text{cm}^2$) en fonction de l'échantillon.....	95
Figure 23 : Classification des biocéramiques en fonction de la biocompatibilité	98

Dédicaces

Tous les mots ne sauraient exprimer la gratitude, l'amour, le respect, la reconnaissance, c'est tout simplement que : Je dédie cette thèse à :

*A Ma tendre **Mère** : Tu représentes pour moi la source de tendresse et l'exemple de dévouement qui n'a pas cessé de m'encourager. Tu as fait plus qu'une mère puisse faire pour que ses enfants suivent le bon chemin dans leur vie et leurs études.*

*A Mon très cher **Père** : Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours pour vous. Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail et le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation et ma formation le long de ces années.*

*A **Ma sœur** unique et **mes frères** ainsi que toute ma famille à eux je dédie ce travail dont le grand plaisir leurs revient en premier lieu pour leurs conseils, aides, et encouragements.*

*A mes deux coéquipiers dans ce mémoire **Moussa** et **Abd Elhaq**. Aux personnes qui m'ont toujours aidé et encouragé, qui étaient toujours à mes côtés, et qui m'ont accompagnaient durant mon chemin d'études supérieures, mes aimables amis, collègues d'étude, et enseignants.*

A tous ceux qui me sont chers et que j'ai omis de citer.

ILYES



Dédicaces

Moussa

A ma très chère mère, Affable, honorable, aimable. Ta prière et ta bénédiction m'ont été d'un grand secours pour mener à bien mes études. Je te dédie ce travail en témoignage de mon profond amour. Puisse Dieu, le tout puissant, te préserver et t'accorder santé, longue vie et bonheur.

A mon Père, Rien au monde ne vaut les efforts fournis jour et nuit pour mon éducation et mon bien être. Ce travail est le fruit de tes sacrifices que tu as consentis pour mon éducation.

A mes frères En témoignage de l'attachement, de l'amour et de l'affection que je porte pour eux, Je vous remercie pour votre soutien sans égal et votre affection si sincère. Je vous dédie ce travail avec tous mes vœux de bonheur, de santé et de réussite.

A mes enseignants, Que ce travail soit un témoignage de ma gratitude et mon profond respect.

A mes chères ami(e)s , A tous les internes en Médecine dentaire de cette année. A mes chers collègues Ilyes et Abd Elhaq Je ne peux trouver les mots justes et sincères pour vous exprimer mon affection et mes pensées, vous êtes pour moi des frères et des amis sur qui je peux compter. En témoignage de l'amitié qui nous uni et des souvenirs de tous les moments que nous avons passé ensemble, je vous dédie ce travail et je vous souhaite une vie pleine de santé et de bonheur.



Dédicaces

A MA TRÈS CHÈRE MÈRE : Autant de phrases aussi expressives soient-elles ne sauraient montrer le degré d'amour et d'affection que j'éprouve pour toi. Tu as toujours été présente à mes cotés pour m'encourager ou me consoler quand il fallait.

A MON TRÈS CHER PÈRE : rien ne saurait exprimer ma gratitude et ma reconnaissance. Tu as su m'inculquer le sens de la responsabilité, de l'optimisme et de la confiance en soi face aux difficultés de la vie.

Je vous dois ce que je suis aujourd'hui et ce que je serai demain et je ferai toujours de mon mieux pour rester votre fierté et ne jamais vous décevoir.

A mes frères et leurs épouses, Que ce modeste travail, soit l'expression des vœux que vous n'avez cessé de formuler dans vos prières.

*A toute la famille **Krari** et **Ouffa** Je ne pourrais jamais exprimer le respect que j'ai pour vous. Vos prières, vos encouragements et votre soutien m'ont toujours été d'un grand secours.*

A ma famille adoptive, A laquelle j'y crois beaucoup celle des médecins dentistes internes c'est une grande fierté pour moi d'être parmi vous. Et je vous remercie pour la confiance dont vous m'avez fait part. A la promotion d'internat 2018.

A tous les enseignants, Il vous revient le mérite de nous avoir prodigué un enseignement profitable et une formation complète.

*A mes chers amis et collègues dans ce travail **Moussa** et **Ilyes**, pour les moments de folie qu'on a eus, A tous ceux dont l'oubli du nom n'est pas celui du cœur. A tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.*

ABD ELHAQ