



جمهورية الجزائر الديمقراطية الشعبية

République Algérienne Démocratique et Populaire



وزارة التعليم العالي والبحث العلمي

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

جامعة الشهيد الشيخ العربي التبسي -
تيسسة

Université Echahid Echikh Larbi Tébessi – Tébessa –

Faculté des Sciences et de la Technologie

Département de Génie Mécanique

MEMOIRE

Pour l'obtention du **diplôme de Master Académique**

Spécialité : Génie des matériaux

Intitulé

**Modélisation du comportement biomécanique des
biomatériaux :**

Application aux implant dentaires

Présenté par :

M^{elle} DRID Amira

Devant le jury :

Président :	TORCHANE Lazhar	Professeur
Encadreur :	KHELIFA Hocine	MCB
Examineur :	LEMITA Nour El Houda	MAB

Promotion : 2023/2024





Remerciements



Ce mémoire marque la fin d'un voyage long de cinq années, un voyage que nous n'aurions pu entreprendre seules. En premier lieu, nous tenons à exprimer notre profonde gratitude à Dieu le Tout-Puissant, qui nous a accordé la santé et la détermination nécessaires pour mener à bien ce projet.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de « **Dr. KHELIFA HOCINE** », on le remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel et pour sa patience, et leur disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

Nos remerciements s'adressent également à tous nos professeurs de département génie des matériaux et plus spécialement les membres de jury **Professeur TOURCHANE Lazhar** ainsi que **Dr LEMITA Nour El Houda**, d'accepter de juger ce travail, ainsi que pour leurs générosités et la grande patience.

Nos remerciements s'adressent à tout le personnel administratif et ouvrier de le GM pour leur accueil chaleureux et l'ambiance de travail agréable et particulièrement un merci spécial pour le chef de département « **AGOUNE RABEH** »

À VOUS, **LABORATOIRE ASSIL**,

Je tenais à exprimer ma sincère gratitude pour votre précieuse assistance tout au long de mon mémoire de Master 2. Votre expertise, vos conseils et votre soutien ont été inestimables pour la réussite de mon projet.

Un grand merci pour nos familles, surtout nos parents qui nous épaulent, soutiennent et suivent tout au long de ce projet.

Enfin un merci à nos chers amis qui ont toujours été présents et fidèles. Nos ténus remercier chaleureusement toutes les personnes qui, de près ou de loin, ont contribué à l'accomplissement de ce cheminement.



Dédicace



À ma **MAMAN ZOULA**, qui m'ont toujours soutenu et encouragé dans mes études.

À **BOUBA**, qui ont toujours été là pour moi, dans les bons comme dans les mauvais moments.

À mes sœurs chéries, **SAFA, Meriem** mes rayons de soleil qui illuminent ma vie,

À vous, mes confidentes, mes complices, mes alliées,

À mon Encadreur **Dr KHALIFA**, pour ses précieux conseils et son soutien indéfectible.

À **Z.M.M** qui m'ont inspiré et qui m'ont donné envie de me dépasser.

À mes amis **Cherifa et Rayane**, avec qui j'ai partagé tant de moments de joie et de complicité.

À **MA FAMILLE**, qui m'ont transmis le goût du travail et de la Persévérance.

À **MES Chère collègues** classe master 02 génie des matériaux promo 2024

À tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce Mémoire.

À tous ceux qui croient en moi.

TO ME, MY SELF & I.

DRID AMIRA

Résumé

Les biomatériaux prothétiques sont des substances hétérogènes, à la fois dans leur structure et dans leur composition. La pièce prothétique finie est presque toujours le résultat d'une association de plusieurs macrostructures (métal et céramique, métal et résine...) dont chacune d'elles provient d'une succession de traitements de mise en forme au laboratoire à partir d'un matériau brut dont on modifie les propriétés d'usage. 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.

Ce mémoire explore le domaine des biomatériaux en odontologie, en mettant l'accent sur leurs propriétés, leurs structures, leurs applications et leurs techniques de fabrication, ainsi que leurs impacts potentiels sur la santé. L'objectif principal est d'identifier leurs comportements biomécaniques, en particulier les implants en zircone, les céramiques à haute ténacité (CCC) et les céramiques renforcées par des métaux (CCM). L'élaboration des implants dentaires en zircone, CCC et CCM, y compris l'utilisation des machines et des techniques de conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO), a été exploitée. Les résultats examinent les propriétés mécaniques des implants dentaires soumis à des forces mécaniques et physiologiques est aussi interprété. À l'aide de la modélisation par éléments finis (MEF), un essai mécanique de compression a été effectué dans le but de donner des informations supplémentaires sur la résistance des biomatériaux étudiés. Les résultats révèlent l'importance de choisir des matériaux de restauration odontologique capables de résister aux sollicitations mécaniques sans se fracturer ni subir de déformations excessives.

Abstract

Prosthetic biomaterials are heterogeneous substances, both in their structure and in their composition. The finished prosthetic part is almost always the result of an association of several macrostructures (metal and ceramic, metal and resin, etc.), each of which comes from a succession of shaping treatments in the laboratory from a material raw whose usage properties are modified. The behavior of prosthetic biomaterials in the mouth environment and the interactions they develop with the biological environment depend on complex processes including the chemical nature, the structure and surface condition of the substrate, the composition and acidity of the biological environment are the main parameters.

This dissertation explores the field of biomaterials in dentistry, focusing on their properties, structures, applications, and manufacturing techniques, as well as their potential impacts on health. The main objective is to identify their biomechanical behavior, in particular zirconia implants, high toughness ceramics (CCC) and metal-reinforced ceramics (CCM). The development of zirconia, CCC and CCM dental implants, including the use of machines and computer-aided design and manufacturing (CAD/CAM) techniques, has been exploited. The results examine the mechanical properties of dental implants subjected to mechanical and physiological strengths and are also interpreted. Using finite element modeling (FEM), a mechanical compression test was carried out with the aim of providing additional information on the resistance of the biomaterials studied. The results reveal the importance of choosing dental restoration materials capable of withstanding mechanical stress without fracturing or undergoing excessive deformation.

ملخص

المواد الحيوية الصطناعية هي مواد غير متجانسة، سواء في بنيتها أو في تكوينها. يكون الجزء الصطناعي النهائي دائياً تقريباً نتيجة ارتباط عدة هياكل كبيرة (معدن وسيراميك، ومعدن والمادة صمغية، وما إلى ذلك)، ويأتي كل منها من سلسلة من معالجات التشكيل في المختبر من مادة خام تعدل استخدامها. يعتمد سلوك المواد الحيوية الصطناعية في البيئة الفموية والتفاعلات التي تتطور مع البيئة البيولوجية على عمليات معقدة بما في ذلك الطبيعة الكيميائية، وبنية الركيمة وحالتها السطحية، وتكوين البيئة البيولوجية وحموضتها.

تستكشف هذه المذكرة مجال المواد الحيوية في طب الأسنان، مع التركيز على خصائصها وبنيتها وتطبيقاتها وتقنيات تصنيعها، بالإضافة إلى تأثيراتها المحتملة على الصحة. الهدف الرئيسي هو تحديد سلوكها الميكانيكي الحيوي، وال سيما زراعة الزركونيا والسيراميك عالي الصلابة (CCC) والسيراميك المقوى بالمعادن (CCM). تم استغلال تطوير الزركونيا وزراعة الأسنان CCC و CCM، بما في ذلك استخدام الآلات وتقنيات التصميم والتصنيع بمساعدة الحاسوب (CAD/CAM) تدرس النتائج الخاص

الميكانيكية لزراعة الأسنان المعرضة لقوى ميكانيكية وفسولوجية ويتم تفسيرها أيّ باستخدام نمذجة

العناصر المحدودة (FEM)، تم إجراء اختبار الضغط الميكانيكي بهدف توفير معلومات إضافية عن مقاومة المواد الحيوية التي تمت دراستها. تكشف النتائج أهمية اختيار مواد ترميم الأسنان القادرة على تحمل الضغط الميكانيكي دون التعرض للكسر أو التشوه المفرط.

Table de matière

Résumé	6
Abstract.....	7
ملخص	8
Table de matière	IX
Liste des figures	XIII
Liste des tableaux	XVI
Liste d'abréviation.....	XVII
Introduction générale	18
Introduction générale	1
Chapitre I État de l'art sur les biomatériaux et l'Odontologie	3
I. Introduction.....	4
I.II Les Biomatériaux : Généralité et définition	5
I.II.1 Définition.....	5
I.II.2 Historique d'utilisation des biomatériaux	6
I.II.3 Différents types de biomatériaux	7
I.II.3.1 Les métaux et alliages métalliques.....	8
I.II.3.2 Les céramiques.....	9
I.II.3.3 Les polymères	10
I.II.3.4 Autres matériaux	10
I.III Structures et propriétés	12
I.IV Applications des biomatériaux dentaires	17
I.IV.1 Milieu biologique (influence du salive).....	19
I.IV.2 Le milieu buccal	19
I.IV.3 Tissue dentaire.....	20
I.IV.3.1 Dentine.....	20
I.IV.3.2 Cément.....	20
I.IV.3.3 Pulpe	20
I.IV.3.4 Email.....	20
I.IV.4 Tissue dentaires durs.....	21
I.IV.5 Salive	21
I.IV.6 Influence de la salive	21

I.IV.7 Les matériaux utilisés sur l'implantation dentaire.....	22
Conclusion	23
Chapitre II Matériaux et méthodologie expérimentale	25
I. Introduction.....	25
II Matériaux utilisés	26
II.1 La Zircono.....	26
II.1.1 Obtention de la zircono dentaire	27
II.1.2 Pré-frittage	29
II.1.3 Frittage.....	32
II.1.4 Usinage	33
II.1.5 Scan d'empreinte dentaire	33
II.1.6 Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO).....	34
II.1.7 Glassage mécanique pour zircono dentaire.....	38
II.1.8 Glassage chimique pour zircono dentaire	39
II.2 Couronne céramo-métallique.....	40
II.2.1 Les avantages et les inconvénients.....	41
II.2.1.1 Les avantages	41
II.2.1.2 Les inconvénients	42
II.2.2 Méthodologie laboratoire	42
II.2.2.1 Modèle positif unitaire.....	42
II.2.2.2 Mise en revêtement.....	44
II.2.2.3 Coulée de l'alliage	44
II.2.2.4 Traitement de surface de l'infrastructure	44
II.2.3 Méthodologie laboratoire du montage de la céramique	45
II.2.3.1 Stratification de la céramique.....	47
II.2.3.2 Cuisson de la céramique	48
II.2.3.3 Finition.....	49
II.2.3.3.1 Forme	49
II.2.3.3.2 Reliefs	49
II.2.3.3.3 Surface	50
II.2.3.4 Glaçage thermique.....	50
II.2.3.5 Polissage mécanique.....	50
II.2.4 Essayage et scellement	50

II.3 Couronne céramo-céramique	51
II.3.1 Les céramo-céramique pour la fabrication des implants dentaires	51
II.3.1.1 Préparation du modèle de travail.....	51
II.3.1.2 Préparation de la barbotine	52
II.3.1.3 Le frittage de la barbotine	53
II.3.1.4 L'infiltration d'un verre coloré	53
II.3.1.5 Réalisation d'une alumine spinelle infiltrée par un verre.....	54
II.3.1.6 Réalisation d'une alumine zirconia infiltrée par un verre.....	54
II.3.2 Montage de la céramique cosmétique	55
II.3.2.1 Le glaçage	56
II.3.2.2 Les céramiques pressées	56
II.3.2.3 La technique de maquillage ou de coloration	56
II.3.2.4 La technique de stratification	56
II.4 Inlays et onlays	58
II.4.1 En métal coulé.....	58
II.4.2 En céramique.....	58
II.5 Les bridges.....	59
II.5.1 Bridge céramo-métallique.....	59
Conclusion	59
Chapitre III Résultats et interprétation.....	60
Introduction.....	61
III.1 Propriétés mécaniques et rôles des biomatériaux dentaires	62
III.2 Comportement des alliages dans le milieu buccal.....	64
III.3 Phénomènes traitées dans le laboratoire.....	65
III.3.1 Manifestations de l'électro-galvanisme.....	65
III.3.2 Phénomènes électriques.....	65
III.3.3 Facteurs d'influence	66
III.4 Résultats des tests mécaniques	67
C'est quoi le VITAVM 13	67
III.4.1 Micrographie structurale	68
III.4.2 Propriétés physiques améliorées	69
III.5 Méthodologie numérique	70
III.5.1 Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO).....	70

III.5.2 Modélisation du comportement mécanique.....	75
Conclusion	78
Conclusion Générale.....	79
Bibliography.....	Error! Bookmark not defined.

Liste des figures

Chapitre I

Figure I .1 : Illustration des différents Biomatériaux. (Ensemble de collection de remplacement d'organes étiquetés) [3].	5
Figure I .2 : a) La plus ancienne prothèse dentaire découverte remontent à l'antiquité Egyptienne et b) Quelques dates d'apparition de biomatériaux [7].	7
Figur I .3 : différentes classes des biomatériaux [9].	8
Figure I .4 : Structures cristallographiques de TiO_2 : (a) anatase, (b) brookite et (c) rutile. En clair Ti^{4+} et en foncé O^{2-} . □ 15 □.	11
Figure I .5 : Projection dans le plan de base (001) de la cellule élémentaire de l'hydroxyapatite.[18].	13
Figure I .6 : Implantologie. □ 20 □.	15
Figure I .7 : Implants dentaires en métal 22.	16
Figure I .8 : Obturations dentaires en polymère □ 23 □.	16
Figure I .9 : Couronnes dentaires en céramique [24].	17
Figure I .10 : Obturations dentaires [27].	18
Figure I .11 : Couronnes dentaires [26].	18
Figure I .12 : Ponts dentaires [26].	18
Figure I .13 : Implants dentaires [28].	18
Figure I .14 : Restaurations dentaires partielles [29].	18
Figure I .15 : Matériaux d'orthodontie[30].	18
Figure I .16 : milieu buccal [31].	19
Figure I .17 : Tissue dentaire [31].	20
Figure I .18 : Influence de la salive sur les implants dentaire. □ 35 □.	22
Figure I .19 : Les matériaux utilisés sur l'implantation dentaire.	22

Chapitre II

Figure II .1 : Echantillon brute de zircone [37].	26
Figure II .2 : Poudre de zircone après un processus de purification [41].	29
Figure II .3 : Pressage vertical et isostatique en vue du pré frittage [44].	30

Figure II .4 : (A) Disque de zircone pré-fritté et (B) Disque de zircone post-frittage [cf laboratoire ASSIL].....	31
Figure II .5 : Différentes étapes de préparation de la poudre de zircone. [42].....	31
Figure II .6 : Schéma illustrant la disparition de la porosité ouverte et l'apparition de porosité fermée [46]	32
Figure II .7 : Illustration de l'évolution de la densité d'un matériau au cours du frittage [47]	33
Figure II .8 : Prise d'empreintes dentaires à l'aide d'un scanner intra-oral ou d'un scanner 3D34	
Figure II .9 : Illustration de la chaîne de conception numérique en CFAO dentaire [48].....	35
Figure II .10 : Visualisation d'un logiciel de CAO (Plan Meca Plan CAD).....	36
Figure II .11 : Usinage de pièces prothétiques.	36
Figure II .12 : Un four à céramique de marque Vita Vacumat-6000m.	37
Figure II .13 : Étape de traitement thermique du four à céramique. [Cf laboratoire ASSIL] ...	38
Figure II .14 : Glassage mécanique de la zircone dentaire	38
Figure II .15 : Glassage chimique de la zircone dentaire par traitement thermique au four.....	39
Figure II .16 : Evaluation de Glassage chimique par traitement thermique au four à céramique	39
Figure II .17 : résultat finale de l'opération de frittage [Cf laboratoire ASSIL].....	40
Figure II .18 : Couronne métal-céramique – Laboratoire d'impression dentaire 3D [50]	41
Figure II .19 : Modèle positif unitaire sur le modèle de travail, avec une fausse gencive en silicon. . [52].....	42
Figure II .20 : Cire de trempage sur le modèle positif unitaire[52].....	43
Figure II .21 : Maquette en cire de l'infrastructure [52]	43
Figure II .22 : Infrastructure métallique (alliage chrome cobalt) après grattage.....	44
Figure II .23 : Infrastructure après sablage. [52]	45
Figure II .24 : Mise en place d'un lait d'opaque sur la chape	45
Figure II .25 : Mise en place de l'opaque secondairement au lait [52].....	46
Figure II .26 : Réalisation du joint céramique [52]	46
Figure II .27 : Stratification des masses dentine céramique.....	47
Figure II .28 : Stratification des masses émail céramique. [52]	48
Figure II .29 : Représentation au crayon des reliefs de surface de la céramique. [52].....	48
Figure II .30 : Couronne céramo-métallique après glaçage [52].....	50

Figure II .31 : Préparation du modèle [62].....	52
Figure II .32 : La barbotine [62].....	52
Figure II .33 : La barbotine après Le frittage [62].....	53
Figure II .34 : L'infiltration d'un verre coloré [62]	54
Figure II .35 : Montage de la céramique cosmétique [62]	55
Figure II .36 : Confection des maquettes en cire [62].....	57
Figure II .37 : Finition et contrôle des éléments [62]	57
Figure II .38 : Préparation de Le MPU [62].....	58

Chapitre III

Figure III. 1: a) Dépose d'une couronne métallo-céramique en alliage d'or sur une reconstitution.....	65
Figure III. 2: Cliché MEB de la surface d'une céramo-métallique conventionnelle (Gross. X 50000)	68
Figure III. 3: Cliché MEB de la surface VITA VM 13 (Gross. X 50000).....	69
Figure III. 4: Résistance en flexion de VITA VM 13 comparativement à une céramo-métallique Classique	69
Figure III. 5: Solubilité en milieu acide de VITA VM 13 comparativement à une céramo-métallique classique,	70
Figure III. 6: Illustration de la chaîne de conception numérique en CFAO dentaire	71
Figure III. 7: Visualisation d'un logiciel de CAO (Plan Meca Plan CAD).....	71
Figure III. 8: Préparation d'usinage via le logiciel Work NC Dental	72
Figure III. 9: Usinage de pièces prothétiques par CFAO-fichier STL.....	73
Figure III. 10: Usinage de pièces prothétiques.....	73
Figure III. 11: simulation cad/camau résultats finale de l'échantillon zircone	74
Figure III. 12: Échantillon zircone après le traitement thermique.....	74
Figure III. 13: Processus de modélisation d'un implant dentaire en 2D a) chargement b) C-L c) réactions et d) vecteurs déplacements.	76
Figure III. 14: Iso-valeurs des a) contraintes et b) de déformations	77

Liste des tableaux

Chapitre I

Tableau I .1 : Données cristallographiques des phases anatase, rutil et brookite du dioxyde de Titane	11
Tableau I .2 : Paramètres thermo -physiques et mécaniques de le HA [.....	14
Tableau I .3 : propriétés caractéristiques.....	21

Chapitre II

Tableau II .1 : Propriétés mécaniques, physiques et thermiques de l'échantillon de zircone	27
--------------------------------------------------------------------------------------------------	----

Chapitre III

Tableau III .1 : Alliages nobles à base d'or, composition chimique générale	61
Tableau III .2 : Alliages nobles à base de palladium, composition chimique générale	61
Tableau III .3 : Alliages à base de cobalt, composition chimique générale	62
Tableau III .4 : Alliages à base de nickel, composition chimique générale	62
Tableau III .5 : Propriétés mécanique des matériaux dentaires.....	73

Liste d'abréviation

HA : hydroxyapatite.

TCP : phosphate tricalcique.

CFAO : conception et fabrication assisté par ordinateur.

CAD : computer Aided Design.

CCM : couronne céramo-métallique.

CCC : couronne céramo-céramique.

MPU : moulé préparé pour l'usinage

MEF : méthode des éléments finis

CDT : coefficient de dilatation thermique.

ETCH : c'est le mordantage de l'émail et de la dentine en totalité.

Introduction générale

Introduction générale

Étymologiquement, la biomécanique est la mécanique appliquée aux sciences vivantes. Cette définition est à la fois vaste et imprécise ; elle est également limitative, car elle n'inclut pas les effets physiologiques ou pathologiques engendrés par les contraintes appliquées. Trois approches (plus ou moins complètes) peuvent définir les champs de la biomécanique [1].

- La première propose, par l'application des lois de la mécanique, de trouver des solutions à des problèmes médicaux, biologiques, ergonomiques ou sportifs.
- La deuxième, envisage l'étude des propriétés mécaniques des cellules et des tissus en tenant compte de la complexité des structures étudiées (ex : propriétés du muscle cardiaque, de la paroi des vaisseaux, étude de la microcirculation sanguine, ...).
- Enfin, la troisième, plus récente et sans doute plus intégrative, s'intéresse non seulement aux propriétés des objets étudiés à travers leurs structures, mais également à leurs fonctions et aux conséquences physiopathologiques.

La science des biomatériaux ne s'intéresse pas seulement à l'élaboration de nouveaux matériaux utilisables en pratique clinique, mais aussi à l'évaluation de leur comportement global dans le corps humain à plus ou moins long terme, le problème le plus souvent abordé dans l'étude des biomatériaux est celui de la réponse de l'organisme aux implants. Cette réponse n'est pas toujours favorable à cause de nombreux problèmes qui peuvent apparaître après l'implantation d'un matériau.

L'implantologie est l'un des domaines où on peut appliquer les biomatériaux, elle est une partie de l'odontologie qui ne cesse d'évoluer et qui permet de proposer de nouvelles solutions thérapeutiques afin de restaurer la fonction et l'esthétique. L'implantologie orale est un traitement permettant le remplacement d'une ou plusieurs dents manquantes par une ou plusieurs racines artificielles que l'on appelle implant dentaire. Ces implants permettent de réaliser une prothèse qui remplacera la (ou les) dent(s) absente(s). Les biomatériaux employés dans le domaine de l'odontologie sont nombreux et diversifiés. Dans ce but, nous avons opté d'étudier les méthodes de choix d'un biomatériau dédié à l'implantologie [2].

Notre étude sera divisée en trois grandes parties, dont la première sera consacrée à des rappels sur les biomatériaux et une vue sur l'implantologie et ses différents protocoles, ensuite, l'état de l'art des récents travaux sur les implants dentaires, et enfin, à sélectionner les biomatériaux qui sont largement employés pour les implants dentaires.

Dans la seconde partie on mettra en évidence les différents implants disponibles dans le marché algérien, et plus précisément au niveau du laboratoire de fabrication et de traitement des biomatériaux dentaires ASSIL de Tébessa. Les différentes machines et outils de fabrication ont été aussi décrits. Un outil de simulation numérique capable de gérer les différents processus de fabrication des implants dentaires.

Ensuite, dans la troisième partie nous examinerons les différents résultats mécaniques et numériques mis en jeux, extraites du processus de fabrication des implants dentaires. Une analyse biomécanique des résultats obtenus a été développée.

Finalement, une conclusion générale a été extraite lors de l'achèvement de ce travail.

Chapitre I
État de l'art sur les biomatériaux et
l'Odontologie

Chapitre I

État de l'art sur les biomatériaux et l'Odontologie

I. Introduction

Depuis toujours, l'amélioration de la qualité de la vie quotidienne est l'une des principales préoccupations de l'homme. La recherche continue de nouveaux matériaux plus performants et mieux adaptés aux exigences de l'époque s'inscrit dans ce contexte. Actuellement, les biomatériaux sont indispensables dans de nombreuses applications.

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés.

Au cours de ce chapitre, nous aborderons un état d'art général sur les biomatériaux et spécialement les biomatériaux dentaires.

I.II Les Biomatériaux : Généralité et définition

Les biomatériaux sont des substances conçues pour interagir avec les systèmes biologiques à des fins médicales. Leur utilisation vise à remplacer, réparer ou améliorer les tissus vivants, ainsi qu'à diagnostiquer, traiter ou prévenir des maladies. Ces matériaux doivent posséder des propriétés telles que la biocompatibilité, la bio-fonctionnalité, la biodégradabilité, la résistance mécanique et la durabilité. On les trouve sous différentes formes, tels que les métaux, les céramiques, les polymères, et les matériaux naturels.

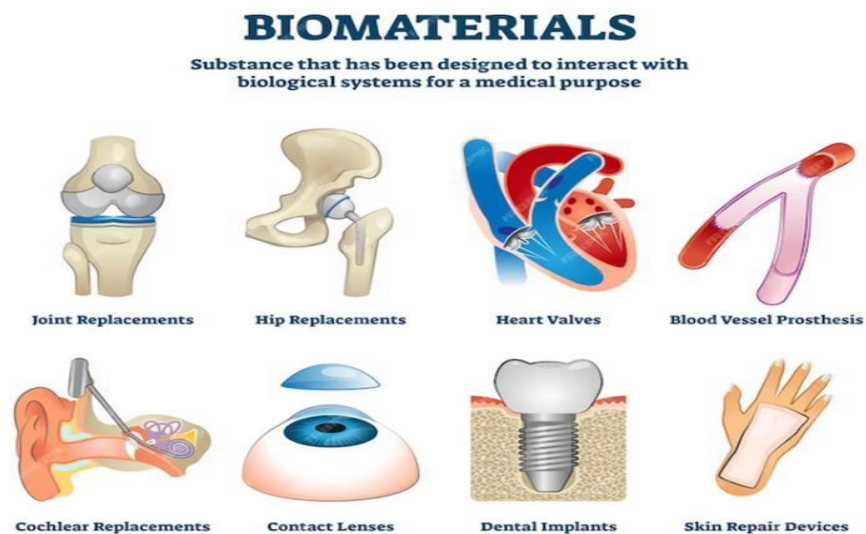


Figure I .1 : Illustration des différents Biomatériaux. (Ensemble de collection de remplacement d'organes étiquetés) [3].

I.II.1 Définition

Selon la définition du consensus de Chester (1991), un biomatériau est un matériau destiné à être en contact avec les tissus vivants et/ou les fluides biologiques pour évaluer, traiter, modifier les formes ou remplacer tout tissu organe ou fonction du corps [4].

Ces matériaux doivent, d'une part satisfaire à des caractéristiques physico-chimiques appropriées au site d'implantation et à la fonction à remplir, et d'autre part être biocompatibles. La notion de biocompatibilité d'un biomatériau est définie par l'acceptation tissulaire de l'implant par l'organisme.

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes d'accidents. L'objectif de

leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés [4].

Actuellement, les biomatériaux représentent, au niveau international, un enjeu social considérable (plus de 5% de la population est porteuse d'un biomatériau implanté) et un enjeu économique très important (marché mondial de plus de 30 milliards d'euros en 2002). De plus, avec l'augmentation de la durée de vie moyenne de l'homme, la demande va continuer d'augmenter et obliger à l'élaboration de biomatériaux avec une durée de vie plus importante (plus de 75 % des prothèses ont une durée de vie de 15 ans seulement).

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent les domaines d'applications les plus importants des biomatériaux. Cependant, il existe d'autres spécialités médicales qui ont recours à l'emploi de matériaux appelés à être au contact de milieux biologiques tels que les outils d'investigation ou d'intervention endoscopique [5].

I.II.2 Historique d'utilisation des biomatériaux

L'utilisation de biomatériaux remonte à l'Antiquité, où des matériaux naturels tels que l'ivoire, les os et les dents d'animaux étaient utilisés pour remplacer des parties manquantes du corps humain. Au fil du temps, des matériaux tels que le verre, la céramique et les métaux ont également été utilisés pour fabriquer des prothèses et des implants.

Au 20^{ème} siècle, les avancées dans les domaines de la chimie, de la biologie et de la médecine ont permis le développement de nouveaux biomatériaux, tels que les polymères synthétiques et les composites à base de céramique. Ces nouveaux matériaux ont permis de fabriquer des implants plus résistants et plus durables, ainsi que des matériaux de remplissage pour les dents.

Le principe de la prothèse passive, ou esthétique, est apparu pendant l'ère égyptienne. En effet, la plus ancienne prothèse dentaire découverte à ce jour date de l'Antiquité égyptienne, vers 3000 av. J.-C. Il s'agit d'une mâchoire inférieure avec une dent en or fixée à la place d'une dent manquante. Cette découverte montre que les Égyptiens anciens avaient des connaissances avancées en dentisterie et qu'ils étaient capables de réaliser des procédures complexes pour remplacer les dents manquantes. [6].

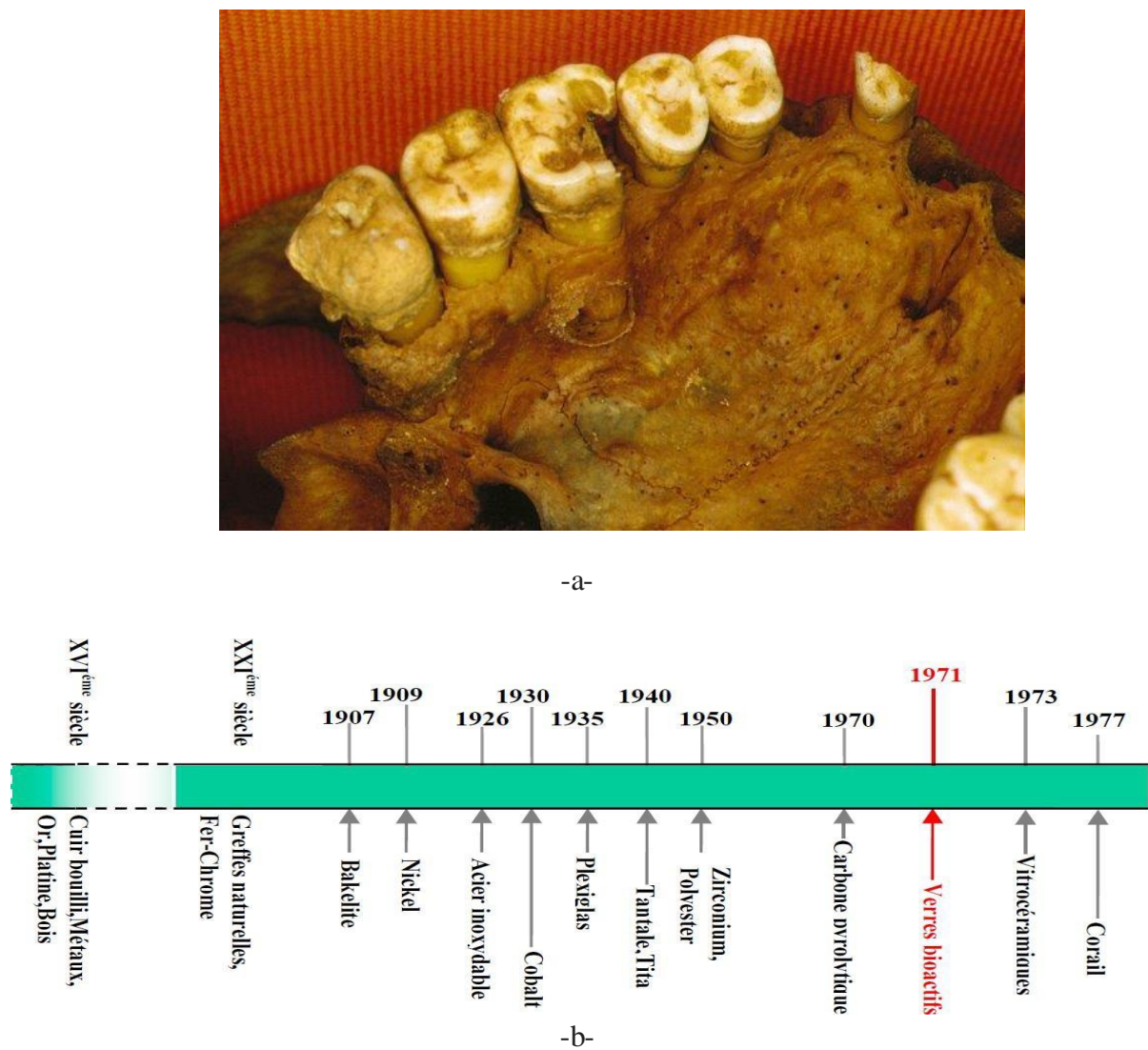


Figure I.2 : a) La plus ancienne prothèse dentaire découverte remonte à l'antiquité Egyptienne et b) Quelques dates d'apparition de biomatériaux [7]

I.II.3 Différents types de biomatériaux

La nature (métaux, greffes d'origine biologique, céramiques...), les applications biomédicales (prothèses, revêtements prothétiques, comblements de défauts osseux...) et les propriétés des biomatériaux (stabilité à long terme de l'implant, dégradation contrôlée...) sont très diverses [4]. Il existe donc une grande diversité de biomatériaux que l'on peut classer en quatre grandes catégories suivant leur nature :

- Les biomatériaux métalliques.
- Les biomatériaux céramiques.

- Les biomatériaux à base de polymères de synthèse. [8].
- Les biomatériaux d'origine naturelle.

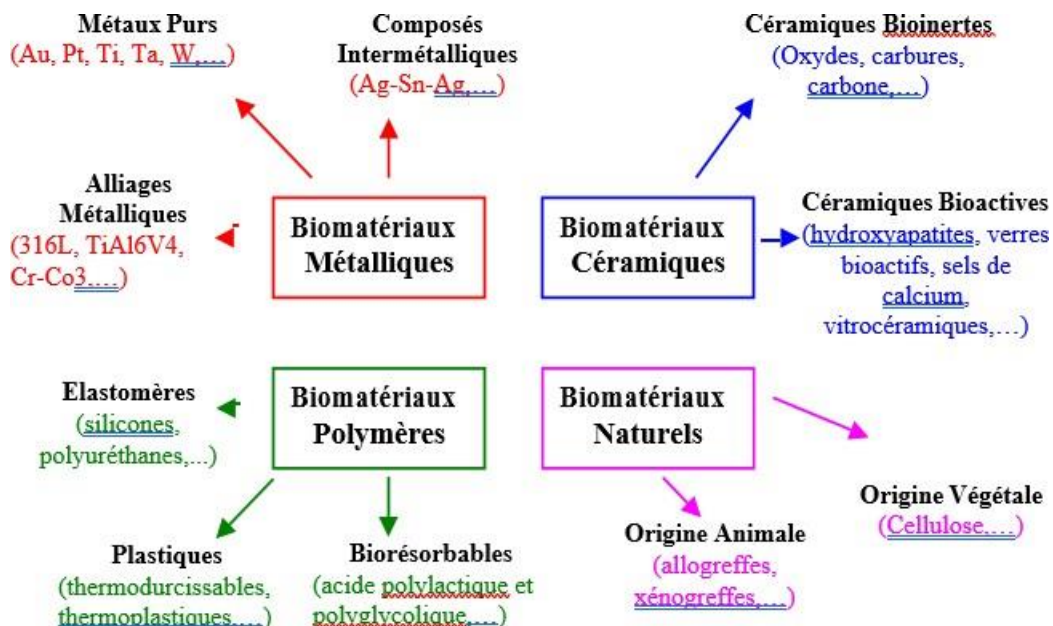


Figure I.3 : différentes classes des biomatériaux [9]

D'après ce qui précède le domaine des biomatériaux est très vaste être groupe plusieurs produits. Les développements récents des biomatériaux céramiques ou polymères pourrait nous donner l'impression qu'il n'y a plus d'avenir pour les biomatériaux métalliques. En fait, si les céramiques et polymères présentent des caractéristiques intéressantes, ils présentent toujours des lacunes, spécialement dans leurs propriétés mécaniques. C'est pourquoi il est très important de penser en termes de biomatériaux métalliques, de rassembler les propriétés mécano-chimiques des deux types pour compenser leurs différentes faiblesses [9].

I.II.3.1 Les métaux et alliages métalliques

Ce sont en quelques sortes les « ancêtres » des biomatériaux puisque ce sont les premiers qui ont été utilisés pour faire des implants.

- Les aciers inoxydables** l'intérêt de l'acier dans ce domaine réside dans ses excellentes propriétés mécaniques. Ils sont largement utilisés en chirurgie orthopédique.
- Les alliages cobalt – chrome** : sont principalement utilisés dans le domaine des chirurgies cardiovasculaires, orthopédiques et l'implantation dentaire On les trouve

également utilisés en implant dentaire, barre spinale et dans la reconstruction d'orbite oculaire. Les alliages les plus connus sont CoCrMoNi (Vitallium : Co, Cr : 28%, Mo : 6%, Ni : 2%), Co Cr W Ni et CoCrMo.

- c) **Les alliages à base de nickel** : Le nickel est un métal facile à travailler, donc les alliages à base de nickel ont servi pour la fabrication de prothèses dentaires. Comme les alliages déjà présentés, ces matériaux sont aussi susceptibles d'être fissurés par corrosion, raison pour laquelle ils sont peu employés
- d) **Les alliages à base de titane** : Le titane et ses alliages sont de loin les biomatériaux métalliques les plus fréquemment utilisés, grâce à leurs bonnes propriétés mécaniques. Ils représentent des matériaux de choix pour les applications biomédicales. Le titane sera plus largement discuté dans les paragraphes suivants.
- e) **Les métaux nobles** : A cette catégorie, on rattache le tantale, le palladium, le platine, l'or, l'argent, l'iridium et le niobium. La plus connue est l'utilisation de l'or en dentisterie. Le coût élevé de ces matériaux rend leur utilisation de plus en plus rare.

I.II.3.2 Les céramiques

Les céramiques se caractérisent par une température de fusion élevée et un comportement fragile, qui déterminent leurs domaines d'application. Elles incluent des oxydes, des sulfures, des borures, des nitrures, des carbures, des composés intermétalliques.

Dans le domaine des biomatériaux, on rencontre principalement les céramiques bio-inertes représentées par l'alumine et la zircone. Ils présentent des propriétés mécaniques intéressantes, principalement en compression. La plus connue, le TZP (tétraгонаl zirconia polycrystal– $ZrO_2+3\%Y_2O_3$) est employée au sein de prothèses de la hanche totale. Il faut signaler tout particulièrement les utilisations et les développements de deux céramiques à base de phosphate de calcium dite bio-actives : l'**hydroxyapatite** (HA) et le **phosphate tricalcique** (TCP). La caractéristique de ces céramiques est une composition chimique qui se rapproche le plus possible de celle de l'os naturel : le phosphate de calcium.

L'hydroxyapatite est le cristal le plus proche des apatites biologiques constituant l'os. Dans l'élaboration de ces céramiques, la valeur de rapport Ca/P est essentielle et doit être voisine de celle de la matière osseuse (1,67). Le principal problème avec l'HA est d'arriver à synthétiser une HA ayant juste la bonne taille des pores pour que la colonisation se fasse dans les meilleures conditions [10]

I.II.3.3 Les polymères

Les utilisations des polymères dans le domaine des biomatériaux sont extrêmement nombreuses. Les deux grandes tendances de l'usage des polymères concernent : les polymères fonctionnels qui sont susceptibles d'avoir une fonction chimique particulière à l'interface matériau-tissu vivant, à savoir par exemple la capacité d'interaction avec les tissus osseux . Les polymères résorbables tels que les copolymères d'acide lactique et d'acide glycolique qui sont utilisables en chirurgie orthopédique traumatologique. A cause de leur module d'Young très faible, les polymères ne sont pas très utilisés comme matériaux soumis à des charges mécaniques. Aucun polymère ne remplit parfaitement toutes les demandes cliniques.

I.II.3.4 Autres matériaux

D'autres matériaux comme les composites et les matériaux d'origine naturelle sont actuellement sources de nombreuses recherches. Les premiers présentent l'intérêt d'avoir la même structure que l'os qui est lui-même un matériau composite. Enfin, les matériaux d'origine naturelle (corail, nacre, chitosane, ...) présentent l'avantage d'être totalement biocompatibles. [11]

a- Le titane

C'est un élément de transition à basse densité et à point de fusion élevé. Il possède un ensemble unique de propriétés mécaniques et de résistance à la corrosion qui le rend particulièrement approprié pour des applications très contraignantes, notamment dans la chimie et l'industrie aérospatiale. Ces propriétés sont également à l'origine de son utilisation en chirurgie.

Dans les premiers stades de son utilisation, le titane a été employé sous une forme commercialement pure qui est essentiellement un alliage dilué de titane et d'oxygène. Il a plusieurs qualités de titane commercialement pur, contenant des quantités variables d'oxygène dissous et de fer ; la résistance est d'autant meilleure que la teneur en oxygène est élevée. [12]

b- Dioxyde de titane

Le titane est un biomatériau de choix à cause de ses propriétés mécaniques excellentes et son module d'élasticité qui le rend compatible avec les structures osseuses. En plus de ces propriétés le titane a une propriété de surface essentielle. C'est la capacité du titane à former spontanément à l'air une couche stable d'oxyde de passivation, épaisse de 4 à 6 nm qui le protège contre la corrosion et ralentit la libération des ions titane. Plusieurs études ont montré

que le titane revêtu avec une couche de passivation naturelle ou expérimentale montre de meilleures propriétés que le titane non revêtu, ces études sont bien discutées dans la section de justification du choix du titane. La couche d'oxydation se compose d'un mélange d'oxydes TiO_2 , Ti_2O_3 et TiO , le plus stable étant le dioxyde TiO_2 . [13]

Le dioxyde de titane existe sous plusieurs formes dont les trois principales sont l'anatase, le rutile et la brookite. Leurs structures cristallographiques sont représentées sur la figure I.4, le tableau 1 résume les données cristallographiques de ces trois phases.

Seuls l'anatase et le rutile présentent un intérêt technologique. Ces deux phases sont tétragonales. Dans les deux structures, l'atome de titane est entouré des IX atomes d'oxygène et chaque atome d'oxygène est entouré de trois atomes de titane. Idéalement, ces deux structures peuvent être vues comme des empilements compacts d'anions oxydes dont les cations Ti^{4+} occupent, de façon ordonnée, un site octaédrique sur deux empilements : cubique compact pour l'anatase et hexagonal compact pour le rutile. Il y a un écart d'environ 10% entre la masse volumique de l'anatase ($3,89 \text{ g/cm}^3$) et celle du rutile, plus compact ($4,27 \text{ g/cm}^3$) [16]. Le rutile est la forme thermodynamiquement stable. [14]

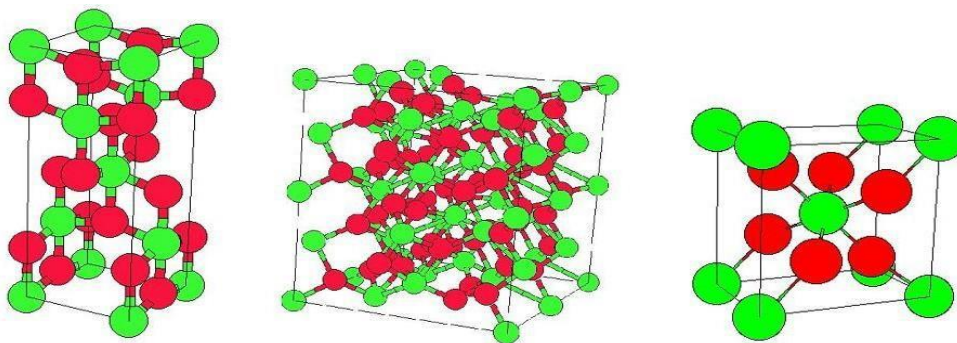


Figure I.4 : Structures cristallographiques de TiO_2 : (a) anatase, (b) brookite et (c) rutile. En clair Ti^{4+} et en foncé O^{2-} . [15]

Tableau I.1 : Données cristallographiques des phases anatase, rutile et brookite du dioxyde de Titane [14]

	Anatase	Rutile	Brookite
Structure	Tétragonale	Tétragonale	Orthorhombique
Paramètres de maille(Å)	a = 3,7852 c=9,5139	a = 4,5930 c=2,9590	a = 5,4558 b = 9,1819 c=5,1429
Z	4	2	8

Il a été montré que le film d'oxyde qui se forme naturellement à l'air ou en solution aqueuse sur le titane métallique est amorphe dans un premier temps.

c- L'hydroxyapatite

L'hydroxyapatite (HA, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) est utilisé comme revêtement dans l'industrie biomédicale depuis plusieurs décades pour les implants dentaires et orthopédiques. Elle semble être le matériau céramique le plus adéquat pour la construction du tissu osseux artificiel grâce à ses excellentes propriétés de biocompatibilité.

Malheureusement, les caractéristiques mécaniques des céramiques pures d'HA sont mauvaises. Les applications médicales sont limitées aux petits implants non chargés mécaniquement, aux poudres, aux revêtements et aux implants poreux peu chargés

Sous forme de couches minces (films) ou de revêtements, le HA garde l'intégrité mécanique du dispositif métallique de la prothèse ou de l'implant. Compte tenu de son excellente bio-activité, le HA favorise le développement du tissu naturel osseux sur le dispositif prothétique par la formation d'une fine couche d'os attachée à l'os préexistant. Ceci a amené à qualifier ce matériau de « bioactif » ou en d'autres termes de « bonne bonding », à la vue de ses propriétés de créer des ponts avec le tissu osseux.

I.III Structures et propriétés

L'hydroxyapatite fait partie de la famille des ortho-phosphates de calcium, c'est un composite de Calcium de Phosphate $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ son rapport Ca/P est de 1.67. Elle cristallise dans une structure hexagonale du groupe spatial P63/m [16]. La formule $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ représente la maille élémentaire de l'hydroxyapatite. Les paramètres du réseau cristallin sont $a=b=(9,418 \pm 0,003) \text{ \AA}$, $c=(6,883 \pm 0,003) \text{ \AA}$ La forme hexagonale est connue depuis longtemps. Ultérieurement une forme monoclinique a été décrite. La projection de la cellule élémentaire de l'hydroxyapatite dans le plan de base (001) est montrée dans la figure 2, les positions des atomes de Ca, P, O et de la molécule OH^- sont comme suit :

- Position des dix atomes de calcium : Quatre atomes occupent la position Ca (I) dont deux sont à la position $z=0$ et les autres à $z=0,5$. Ils forment ainsi les colonnes parallèles à c, respectivement en $x=1/3$, $y=2/3$ et $x=2/3$, $y=1/3$.

Les six autres atomes occupent la position Ca (II) avec trois d'entre eux formant un triangle à $z=1/4$ et les autres en $z=3/4$.

- Positions des hydroxydes : Ils sont disposés selon une colonne sur l'axe parallèle à c en $x=0$, $y=0$ et $z=1/4$ et $z=3/4$.
- Positions des ions de phosphates : Ils se trouvent sur un tétraèdre du niveau $z=1/4$ au niveau $z=3/4$. C'est ce motif qui donne sa stabilité à l'apatite.

La grande réactivité chimique des apatites découle de la présence de canaux colinéaires à l'axe c . En effet, il est possible d'envisager le remplacement partiel ou total de l'anion situé dans le tunnel par d'autres anions tels que le chlore, le fluor..., afin d'aboutir par exemple à des chloro ou fluoro-apatites.[17]

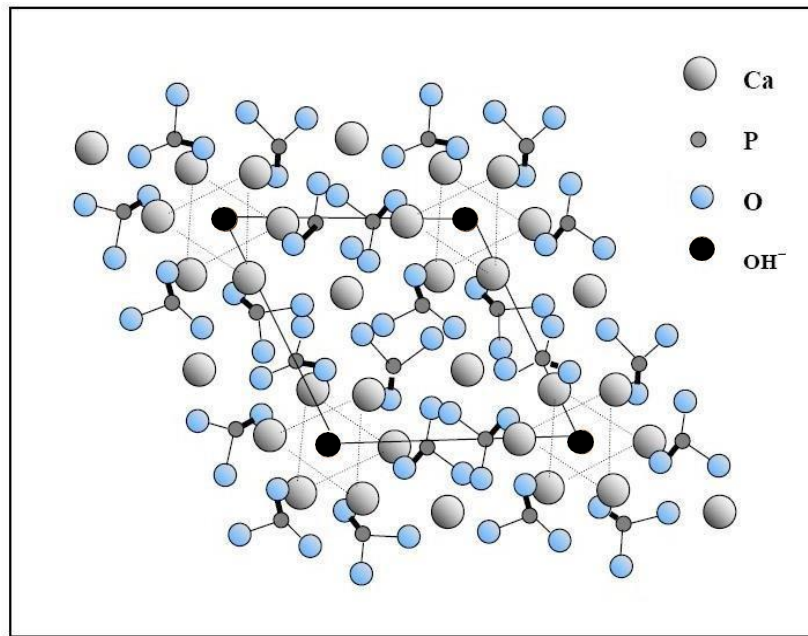


Figure I .5 : Projection dans le plan de base (001) de la cellule élémentaire de l'hydroxyapatite.[18].

Le tableau I.2 présente quelques paramètres thermo physiques et mécaniques de l'hydroxyapatite.

Tableau I.2 : Paramètres thermo-physiques et mécaniques de le HA [17]

Paramètre	Température(K)	Valeur
Conductivité thermique ($\text{Wm}^{-1}\text{K}^{-1}$)	283	0,72
	1352	2,16
Chaleur spécifique		
($\text{Jkg}^{-1}\text{K}^{-1}$)	293-1300	766
($\text{Calg}^{-1}\text{K}^{-1}$)		0,15
Chaleur latente évaporation (kJkg^{-1})	-	15,4
Point de fusion (K)	-	1923
Densité théorique (gcm^{-3})	-	3,15
Expansivité thermique ($\times 10^{-6}$ K)	293	13,3
	1093	13,3
Module d'Young (GPa)	-	90
Dureté (MPa)	-	3450
Coefficient de Poisson	-	0,3
Limite élastique (MPa)	-	50
Contrainte résiduelle (MPa)	-	20-30

I.III.1 Généralités sur les biomatériaux dentaires

Les biomatériaux dentaires sont des matériaux artificiels utilisés dans le milieu buccal (bouche) pour remplacer ou restaurer les tissus dentaires endommagés ou perdus. Ils doivent être biocompatibles, c'est-à-dire qu'ils ne doivent pas provoquer de réaction indésirable de l'organisme. Ils doivent également être durables et résistants à la corrosion.

Les biomatériaux dentaires sont spécifiquement conçus pour restaurer, réparer et remplacer les tissus dentaires endommagés ou manquants. Ils sont utilisés dans divers traitements dentaires tels que les obturations, les couronnes, les bridges, les implants dentaires, et les prothèses dentaires. Ces biomatériaux contribuent à améliorer la qualité de vie des patients en rétablissant la fonction masticatoire, en optimisant l'esthétique du sourire, et en renforçant la confiance en soi. Cependant, leur utilisation peut présenter des défis tels que des coûts élevés, des risques de complications, et la nécessité d'une expertise clinique.[19]



Figure I.6 : Implantologie. □20□

I.III.2 Principaux types de biomatériaux dentaires

Les biomatériaux dentaires peuvent être classés en fonction de leur composition, de leurs propriétés ou de leur application. Selon la composition, les biomatériaux dentaires peuvent être divisés en trois grandes catégories :

- Les métaux, tels que l'acier inoxydable, le titane et le cobalt-chrome, sont des biomatériaux rigides et résistants. Ils sont utilisés dans des applications où la force et la durabilité sont importantes, telles que les implants dentaires et les couronnes.[21]



Figure I.7 : Implants dentaires en métal 22

- Les polymères, tels que le composite, le polyéthylène et le polypropylène, sont des biomatériaux flexibles et résistants à l'usure. Ils sont utilisés dans des applications où la flexibilité est importante, telles que les obturations et les restaurations partielles.



Figure I.8 : Obturations dentaires en polymère □23□

- Les céramiques, telles que l'alumine, le zircon et le verre bioactif, sont des biomatériaux durs et résistants à la corrosion. Ils sont utilisés dans des applications où la biocompatibilité est importante, telles que les couronnes et les bridges.



Figure I.9 : Couronnes dentaires en céramique [24]

Selon les propriétés, les biomatériaux dentaires peuvent être divisés en fonction de leur biocompatibilité, de leur bio-activité, de leur biodégradabilité et de leurs propriétés biomécaniques.

- La biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à être toléré par l'organisme sans provoquer de réaction indésirable.

- La bio-activité est la capacité d'un biomatériau à interagir avec les tissus biologiques. Les biomatériaux bioactifs peuvent stimuler la croissance ou la réparation des tissus.

- La biodégradabilité est la capacité d'un biomatériau à se décomposer naturellement dans l'organisme. Les biomatériaux biodégradables sont utilisés dans des applications où il est important que l'implant soit éliminé de l'organisme au fil du temps.

- Les propriétés biomécaniques des biomatériaux dentaires comprennent leur résistance, leur rigidité, leur flexibilité et leur résistance à la fatigue. [25]

I.IV Applications des biomatériaux dentaires

Les biomatériaux dentaires sont utilisés dans une grande variété d'applications, notamment :

- Les obturations sont utilisées pour réparer les caries.



Figure I.10 : Obturations dentaires [27]

- Les couronnes sont utilisées pour couvrir une dent endommagée ou perdue.



Figure I.11 : Couronnes dentaires [26]

- Les bridges sont utilisés pour remplacer plusieurs dents manquantes



Figure I.12 : Ponts dentaires [26]

- Les implants dentaires sont utilisés pour remplacer une ou plusieurs dents manquantes.



Figure I.13 : Implants dentaires [28]

- Les restaurations partielles sont utilisées pour remplacer une partie d'une dent.



Figure I.14 : Restaurations dentaires partielles [29]

- Les matériaux d'orthodontie sont utilisés pour déplacer les dents.



Figure I.15 : Matériaux d'orthodontie [30]

La recherche sur les biomatériaux dentaires est en constante évolution. Les chercheurs travaillent au développement de nouveaux matériaux qui sont plus biocompatibles, bioactifs et biodégradables

I.IV.1 Milieu biologique (influence du salive)

I.IV.2 Le milieu buccal

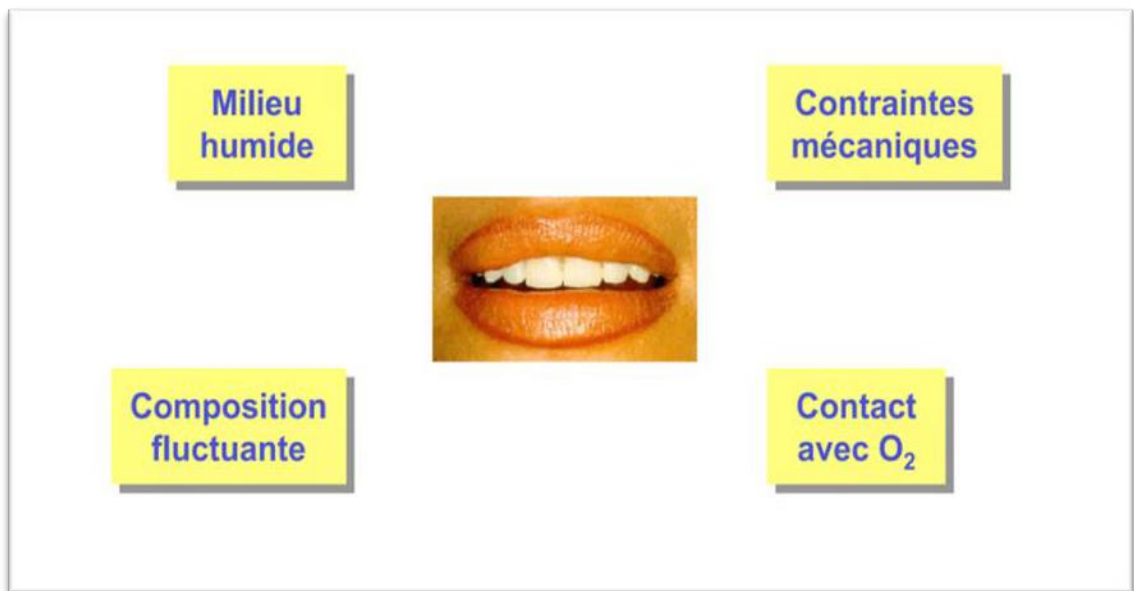


Figure I .16 : milieu buccal [31]

I.IV.3 Tissue dentaire

I.IV.3.1 Dentine

Constitue avec la pulpe la plus grande partie de la dent ; recouverte dans sa partie coronaire par l'émail. En contact avec la pulpe, elle est formée notamment d'odontoblastes, cellules spécialisées se prolongeant depuis la pulpe dans les tubuli dentinaires. Peu minéralisée (51 % vol.), partie organique est formée surtout de collagène (26% vol.). Contient -23% vol. H₂O.

I.IV.3.2 Cément

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

I.IV.3.3 Pulpe

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

I.IV.3.4 Email

Le plus minéralisé et le plus dur de tout le corps humain. Recouvre la partie de la dent exposée à l'environnement buccal et la protège contre les contraintes mécaniques et les agressions chimiques. Constitué de longs prismes d'hydroxyapatite [31]

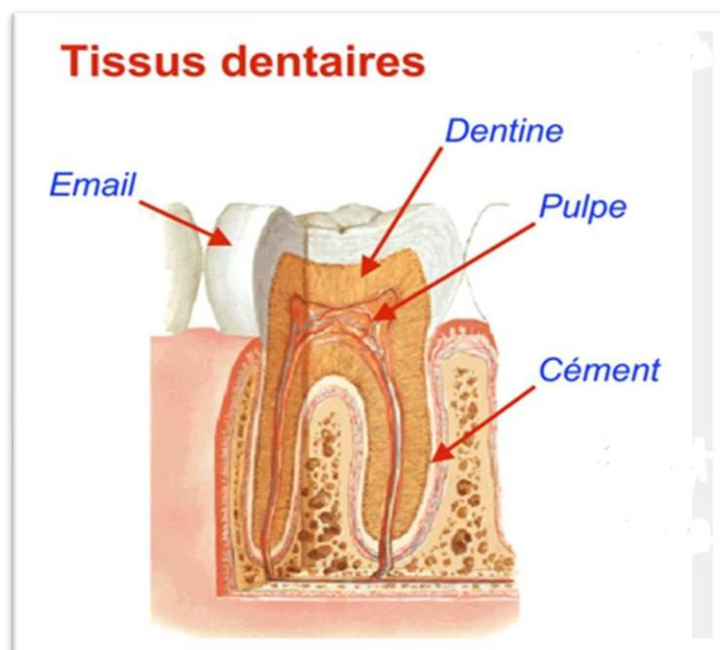


Figure I.17 : Tissue dentaire [31]

I.IV.4 Tissue dentaires durs

Tableau I.3 : propriétés caractéristiques [32]

Les tissus durs dentaires, à savoir l'émail, la dentine et le ciment, se distinguent par un ensemble de propriétés remarquables qui leur permettent de remplir leurs fonctions protectrices et structurales au sein de la cavité buccal

/	Email	Dentine	Cément
Densité(g/cm³)	2.97	2.14	2.03
Conductibilité Thermique (m.cal/s.cm². (°C/cm))	2.23	1.36	/
Limite proportionnelle (MPa)	353	167	/
Limite de rupture (MPa)	384	297	/
Module d'élasticité (GPa)	84.1	18.3	/
Dureté (kg/mm²)	343	68	40

I.IV.5 Salive

La salive est un liquide biologique sécrété par les glandes salivaires, à l'intérieur de la bouche. Elle se compose d'eau à 99 %. Le 1 % restant inclut des ions (sodium, potassium, chlorure...) et des éléments organiques. [33]

I.IV.6 Influence de la salive

Le milieu biologique, y compris la salive, joue un rôle important dans l'implantation dentaire. La salive contient des enzymes qui peuvent affecter la surface de l'implant et provoquer une corrosion. Cela peut entraîner une perte de structure de l'implant et une diminution de sa durabilité. De plus, la salive peut contenir des bactéries qui peuvent se fixer sur la surface de l'implant et provoquer une infection. Pour minimiser ces effets, les implants dentaires sont souvent recouverts d'une couche protectrice pour prévenir la corrosion et la formation de biofilm bactérien. Les dentistes recommandent également une bonne hygiène bucco-dentaire pour réduire la quantité de bactéries dans la bouche et minimiser les risques d'infection.[34]

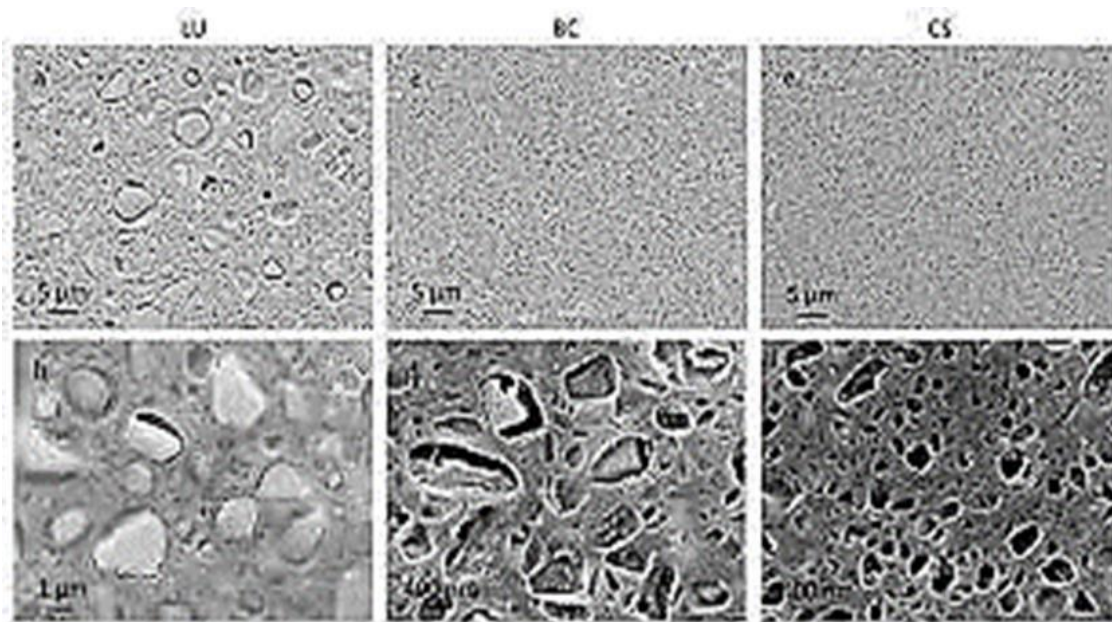


Figure I.18 : Influence de la salive sur les implants dentaire. □35□

I.IV.7 Les matériaux utilisés sur l'implantation dentaire

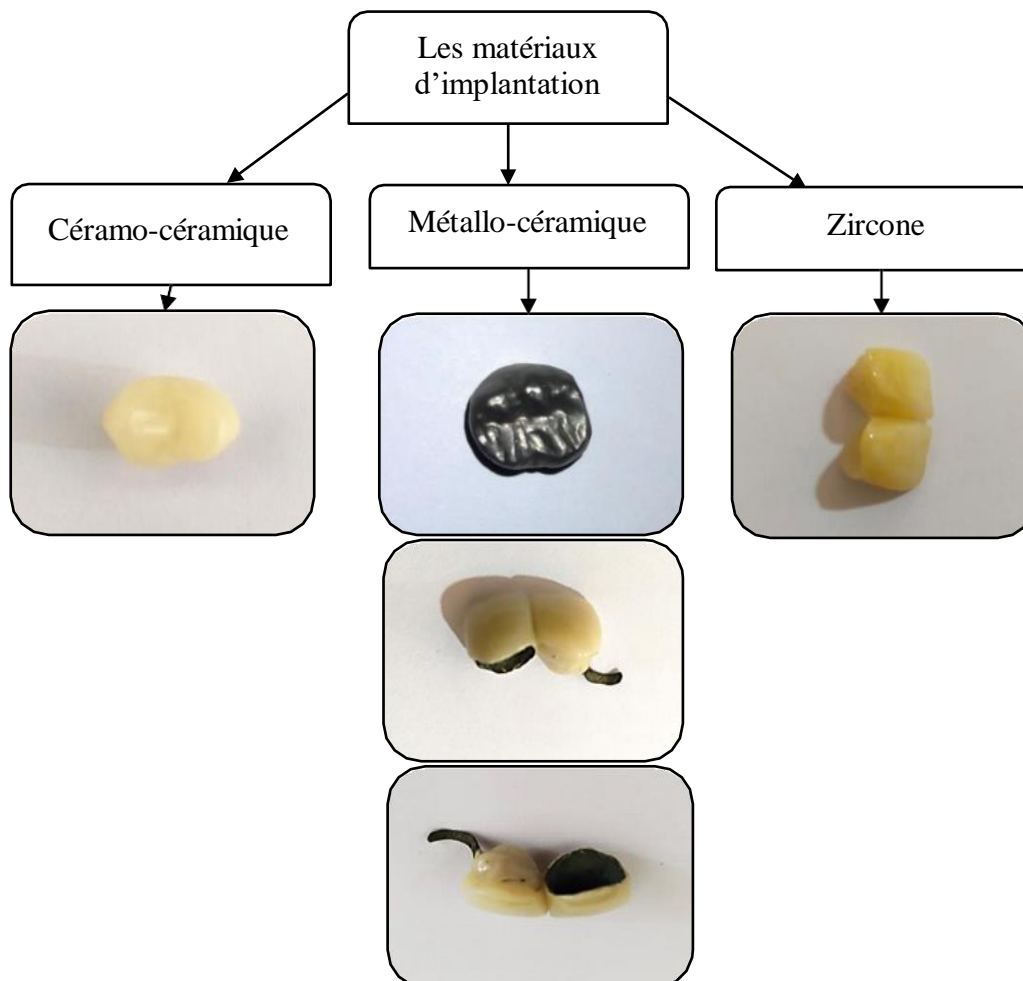


Figure I.19 : Les matériaux utilisés sur l'implantation dentaire

Conclusion

Ce chapitre a présenté un aperçu complet des biomatériaux utilisés en odontologie, en mettant l'accent sur leurs propriétés, leurs structures et leurs applications.

Les biomatériaux dentaires sont essentiels pour la restauration et la réparation des tissus buccaux endommagés.

Le choix du matériau approprié dépend de plusieurs facteurs, tels que la nature du tissu à réparer et les contraintes mécaniques.

L'environnement buccal complexe impose des défis supplémentaires aux biomatériaux dentaires.

Des recherches continues visent à améliorer les propriétés des matériaux existants et à développer de nouveaux matériaux aux fonctionnalités avancées.

Les biomatériaux dentaires jouent un rôle crucial dans la pratique odontologique moderne.

En résumé, la compréhension des biomatériaux dentaires est essentielle pour les dentistes et les étudiants en odontologie afin de fournir des soins bucco-dentaires de qualité.

Chapitre II :
Matériaux et méthodologie
expérimentale

Chapitre II

Matériaux et méthodologie expérimentale

I. Introduction

Les prothèses dentaires, notamment les couronnes et les bridges, jouent un rôle crucial dans la Restauration de la fonction et de l'esthétique buccale. Parmi les matériaux couramment utilisés, la zircone, la céramique-céramique et la métallo-céramique se distinguent par leurs propriétés Uniques et leurs avantages cliniques. La céramique-céramique, technique d'assemblage de deux types de céramiques, offre une esthétique inégalée, reproduisant fidèlement les couleurs, La translucidité et la texture des dents naturelles. Elle est idéale pour les couronnes, bridges et Facettes dentaires, garantissant une liaison forte et une biocompatibilité irréprochable. La Métallo-céramique, technique traditionnelle, combine une structure métallique avec une Couche de porcelaine. Elle offre une résistance accrue, une large gamme de couleurs et un Coût relativement abordable, mais peut présenter des limitations esthétiques. Elle est souvent Utilisée pour les couronnes, bridges et prothèses sur implants.

Ce chapitre offre la possibilité de voir les différents matériaux utilisés dans l'implantation Déontologique, les techniques adaptées pour la fabrication des implants dentaires, ainsi que les Diverses machines exploitées soient aussi représentées. Des exigences techniques permettent D'utiliser l'outil informatique (CFAO), pour le processus de fabrication de ce genre d'implants.

II Matériaux utilisés

II.1 La Zircone

La zircone, matériau biocompatible et extrêmement résistant, offre une durabilité exceptionnelle, une biocompatibilité optimale et une esthétique naturelle. Elle est privilégiée pour les restaurations dentaires exigeantes, notamment les couronnes, bridges, inlays, onlays, prothèses sur implants et attelles dentaires.

Dans notre étude, le Zircon (ou Silicate de Zirconium : $ZrSiO_4$) est généralement utilisé comme biocéramique, dans la fabrication de dispositifs médicaux. Dans le laboratoire ASSIL pour la fabrication et le traitement des implants dentaires, [36] le Zircon est commercialisé sous forme brute (figure II.1) avec les propriétés mécaniques, physiques et thermiques mentionnée dans le tableau II.1



Figure II .1 : Échantillon brute de zircone [37]

Tableau II .1 : Propriétés mécaniques, de l'échantillon de zircone [38]

Propriétés	Procédés	Secteurs d'activité
Dureté		11 à 16 GPa
Résistance à la flexion		550 à 1250 MPa
Résistance aux chocs mécaniques (ténacité)		6 à 13 K(Ic)
Dilatation thermique		10
Conductivité thermique/Isolation thermique		2 à 2.5 (W/K/m)
Résistance aux chocs thermiques		++
Résistance aux températures extrêmes		1000 à 2000 °C
Inertie chimique		+++
Densité		5.5 à 6
Résistance à la compression		1700 à 2500

Les biocéramiques sont des matériaux biocompatibles, non toxiques avec une stabilité dimensionnelle, ils sont soit bio-inertes, ne déclenchant aucune réaction biologique comme la zircone ou bien bioactives comme l'hydroxyapatite déclenchant un phénomène biologique, une fois au contact du tissu.

II.1.1 Obtention de la zircone dentaire

Le zircon ou $ZrSiO_4$ A partir de sables zirconifères, composés de Silicate de Zirconium ($ZrSiO_4$) contenant 67% de zircone, différents processus chimiques et thermiques permettent l'obtention d'oxyde de zirconium (ZrO_2) concentré à 93,6%. Ce seuil est considéré comme le minimum afin d'obtenir une bonne stabilité de la zircone. [39]

Différents processus chimiques et/ou thermiques permettent d'obtenir de la zircone à partir du zirconium :

<u>La chloration</u> en présence de carbone permet d'obtenir de la zircone :
$ZrO_2SiO_2 + C + 4 Cl_2 \rightarrow ZrCl_4 + SiCl_4 + 4 CO$

La solution obtenue devra être chauffée à 1000°C ($\pm 200^\circ\text{C}$). Deux distillats seront obtenus, le premier, le tétrachlorure de zirconium (**ZrCl₄**) sera condensé aux alentours de 150°C et le tétrachlorure de silicium (**SiCl₄**) sera condensé lui, à -10°C.

En résulte, un oxychlorure de zirconium obtenu par hydrolyse, qui permettra d'obtenir de la zircone grâce à un processus de calcination.

La fusion à la chaux (CaO) :	
$ZrO_2SiO_2 + 2CaO \rightarrow$	$ZrO_2 + Ca_2SiO_4$

L'élimination du silicate de calcium se fait grâce à l'acide chlorhydrique, la zircone obtenue sera lavée puis séchée.

La décomposition thermique :	
$ZrO_2SiO_2 + 4C \rightarrow$	$ZrC + SiO_2 + 3CO$

Dans un four électrique à 2800°C en présence de carbone, on obtient de la silice qui va s'évaporer au contact de l'air. Le carbure de zirconium va être chauffé (700°C \pm) pour obtenir de la zircone. [39]

La décomposition par la soude : Le mélange de silicate de zirconium et d'hydroxyde de sodium (NaOH) à 650°C permet d'obtenir du zirconate de sodium et du silicate de sodium après refroidissement.	
$ZrO_2SiO_2 + 4NaOH \rightarrow$	$Na_2ZrO_3 + Na_2SiO_3 + 2H_2O$
$+ xH_2O \rightarrow$	$ZrO_2(x-1)H_2O + 2(Na^+ + OH^-)$ [16]

L'adjonction d'eau permet une hydrolyse et ainsi obtenir de la zircone hydratée qu'il faudra calciner pour obtenir de la zircone.

Chlorure d'yttrium Comme vu précédemment, la stabilisation de la zircone en phase quadratique passe par l'ajout d'oxyde yttré.

Il est introduit sous forme d'un chlorure d'yttrium (5,15%) mélangé avec un chlorure de zircone hydratée, le tout chauffé aux alentours de 1200°C-1500°C, survenant après la fusion alcaline. C'est une étape clé afin de garder la structure tétragonale de la zircone.

On procède ensuite à une hydrolyse, puis à un séchage pour terminer par une calcination. Tous ces processus permettent d'obtenir une poudre qui sera enfin dés agglomérée et broyée.

La "taille critique" (taille maximale de grains autorisée au-delà de laquelle les grains seront trop volumineux, compromettant ainsi le bon déroulé du processus) doit rester aux environs de $0,6 \mu\text{m}$ après frittage. La stabilisation en phase quadratique demeurant difficile sur des grains de dimensions supérieures. [40]



Figure II .2 : Poudre de zircone après un processus de purification [41]

De nombreux excipients, minéraux et organiques (dopants, colles, lubrifiants..., etc) sont nécessaires afin de mener à bien ces différentes étapes.

Pour les incorporer, un mélange de poudre de zircone et de différents excipients est réalisé. Le tout est en fin atomisé et séché pour obtenir des granules microscopiques. [42]

II.1.2 Pré-frittage

La zircone est sous forme de poudre constituée de granules microscopiques, inutilisable sous cette forme. Pour réaliser le pré-frittage et l'usinage dans de bonnes conditions, elle va être condensée grâce à un système à haute pression permettant de neutraliser les espaces et de le densifier afin d'obtenir un disque.

La poudre va ainsi subir un premier pressage vertical pour préfigurer le disque, il subira dans un second temps un pressage isostatique (forces homogènes appliquées dans toutes les directions), à froid, destiné à condenser le matériau. [43]

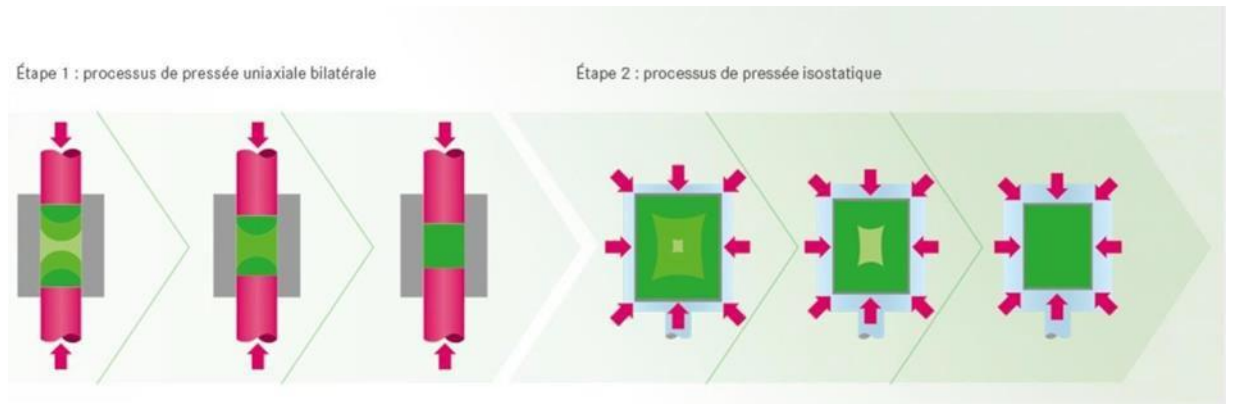


Figure II .3 : Pressage vertical et isostatique en vue du pré frittage [44]

On obtient ainsi un disque crayeux, qui devra être pré fritté. Le pré frittage consiste à souder les grains entre eux grâce à la chaleur (environ 1000°C) pour obtenir un disque suffisamment dense et solide.

Les paramètres à prendre en compte dans cette étape sont la nature de la poudre, les paramètres de pressage, la température, et le temps d'application de la chaleur.

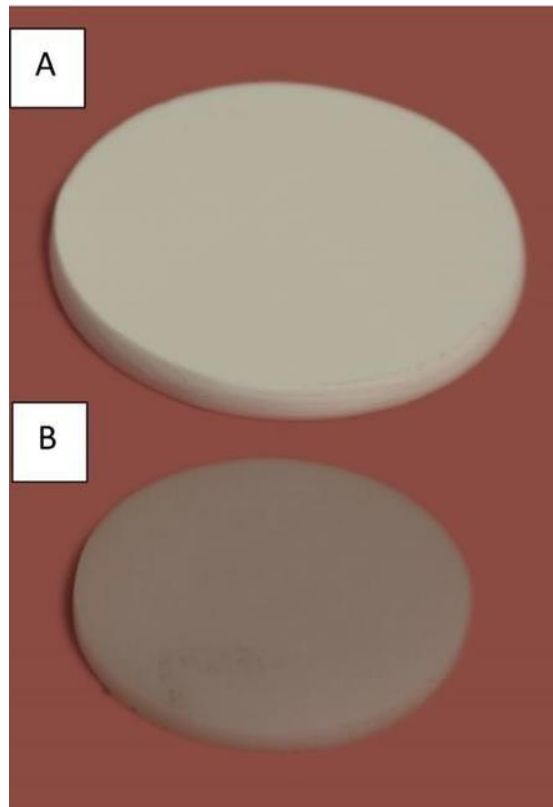


Figure II .4 : (A) Disque de zircone pré-fritté et (B) Disque de zircone post-frittage [cf laboratoire ASSIL]

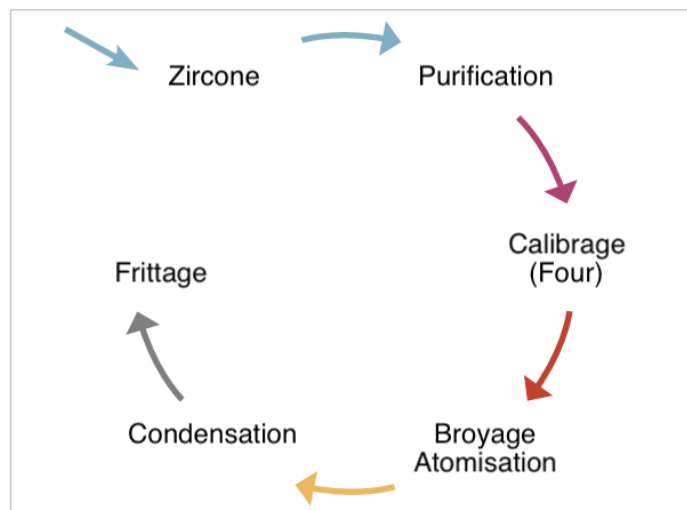


Figure II .5 : Différentes étapes de préparation de la poudre de zircone. [42]

II.1.3 Frittage

Le frittage est la consolidation et la densification par action de la chaleur du compact granulaire plus ou moins dense avec ou sans fusion de ses constituants.

- Sous l'effet de la chaleur, des joints vont se créer entre les grains de poudre, c'est l'étape de créations de ponts. Le matériau va se consolider mais les grains ne grossissent pas, à ce stade la densité relative du matériau est de 65-70%.
- Dans un second temps les ponts vont se stabiliser, les grains vont grossir légèrement, avec une disparition de la porosité ouverte (disparition des fins canaux reliant les grains entre eux permettant à l'air de circuler entre ces grains) et l'apparition d'une porosité fermée (pores emprisonnés dans le matériau) [45]. Cela correspond à 92% de la densité relative du matériau.

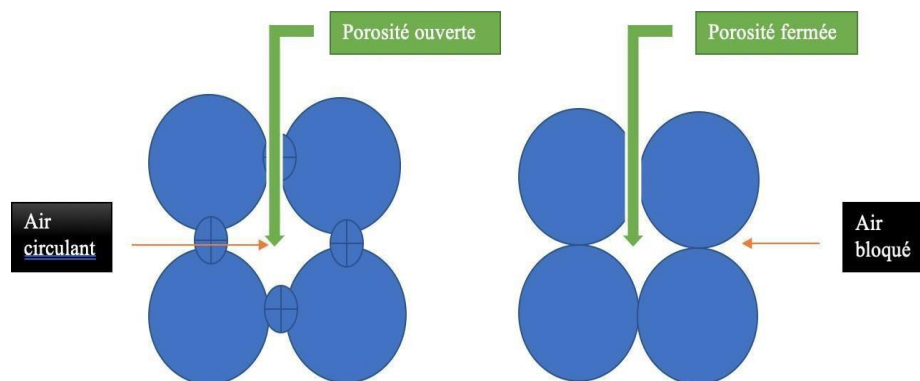


Figure II .6 : Schéma illustrant la disparition de la porosité ouverte et l'apparition de porosité fermée [46]

- Au-delà de 92% de la densité relative du matériau, l'élimination complète de la porosité fermée va se faire, les grains vont grossir et la densification va ralentir.

Le frittage naturel permet la fabrication de la majorité des pièces prothétiques en zircon, il se fait entre 1350°C et 1500° dans un four en milieu atmosphérique oxydant.

Le frittage sous pression isostatique (Hot Isostatic Pressing), plus onéreux et complexe, est peu utilisé mais reste cependant intéressant notamment pour la fabrication d'implants en zircon.

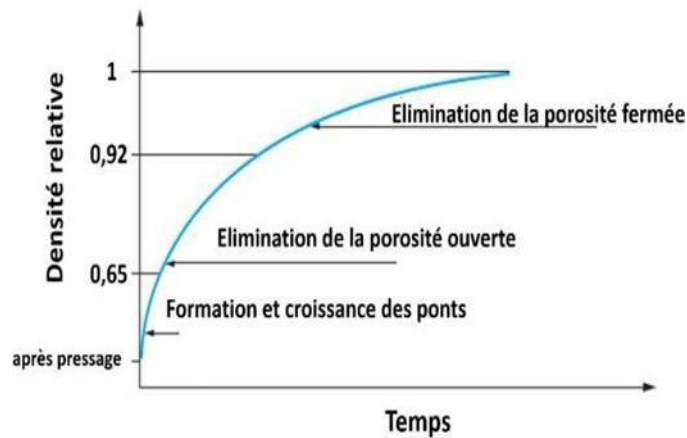


Figure II .7 : Illustration de l'évolution de la densité d'un matériau au cours du frittage [47]

Cette technique nécessite des fours permettant d'exercer une pression pouvant aller jusqu'à 2000 bars sur les pièces présentes dans la chambre de chauffe. Ce processus améliore encore les propriétés mécaniques en augmentant la densité du matériau grâce à l'élimination des micro-défauts internes. [45].

II.1.4 Usinage

II.1.5 Scan d'empreinte dentaire

- **Objectif :** Une empreinte dentaire est prise dans le but de reproduire avec précision la Topographie de la cavité buccale du patient, y compris les dents, les gencives et autres structures environnantes.



Figure II .8 : Prise d'empreintes dentaires à l'aide d'un scanner intra-oral ou d'un scanner 3D



Figure II.12 : Un four à céramique de marque Vita Vacumat-6000m.

Le VITA Vacuum 6000M est une unité de cuisson automatique, commandée par un microprocesseur. Cette utilisation polyvalente convient à toutes les cuissons de dents en céramique sur le moule de cuisson en quartz et sur tapis isolé pour une chauffe uniforme. [49]

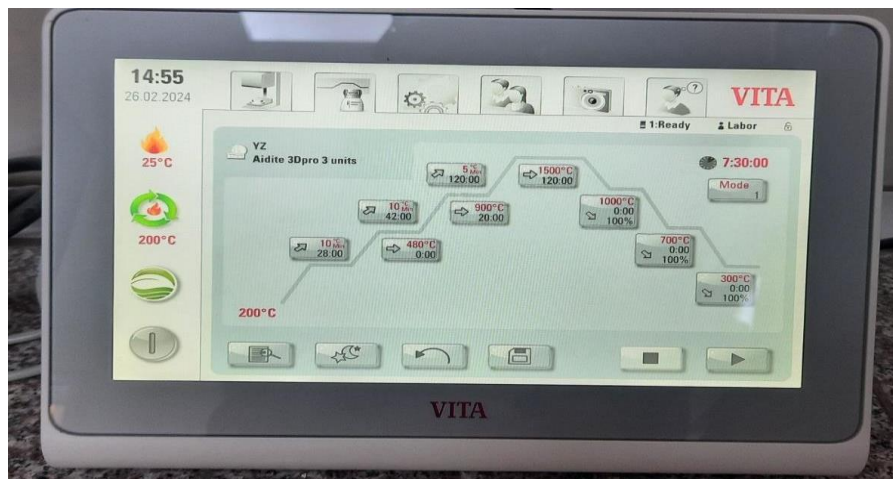


Figure II .13 : Étape de traitement thermique du four à céramique. [Cf laboratoire ASSIL]

II.1.6 Glassage mécanique pour zircone dentaire

- **Objectif** : La vitrification mécanique, également appelée polissage mécanique, permet d'obtenir une surface lisse et brillante de la zircone, améliorant ainsi l'esthétique et la biocompatibilité.
- **Méthode** : Des outils abrasifs, tels que des disques de polissage diamantés ou des fraises spéciales, sont utilisés pour polir la surface de la zircone. Ce processus élimine les aspérités et les imperfections, créant une surface lisse et brillante.



Figure II .14 : Glassage mécanique de la zircone dentaire.

II.1.7 Glassage chimique pour zircone dentaire



Figure II .15 : Glassage chimique de la zircone dentaire par traitement thermique au four

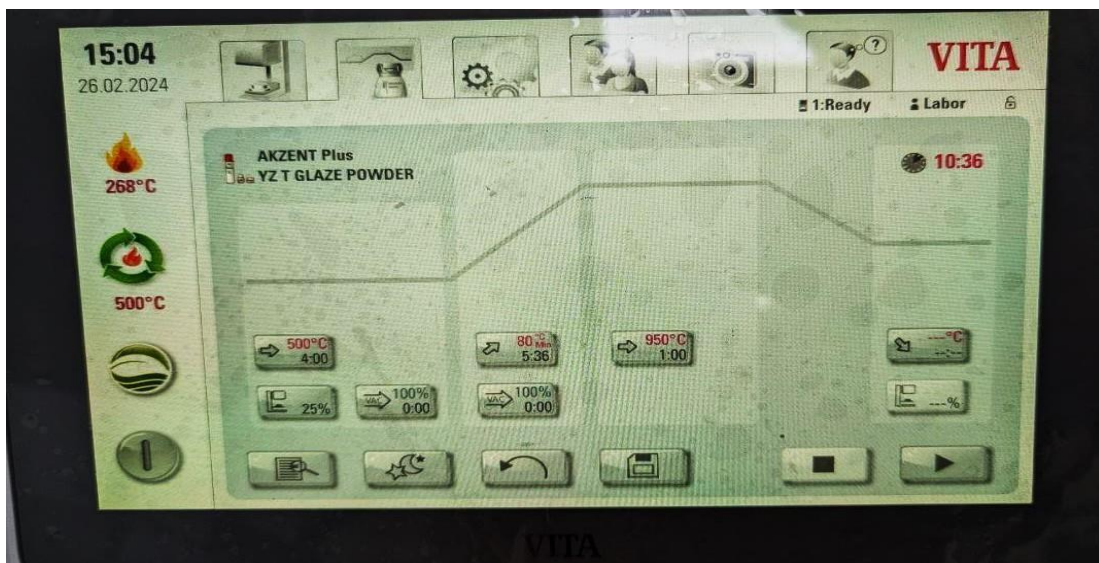


Figure II .16 : Evaluation de Glassage chimique par traitement thermique au four à céramique

Objectif : Le Glassage chimique vise à améliorer la surface de la zircone en lui conférant des propriétés esthétiques et biocompatibles.

Méthode : Des solutions de verre ou de céramique sont appliquées sur la surface de la zircone. Ces solutions contiennent des composants vitreux qui fusionnent avec la zircone lors de la cuisson, formant ainsi une couche vitreuse sur la surface.

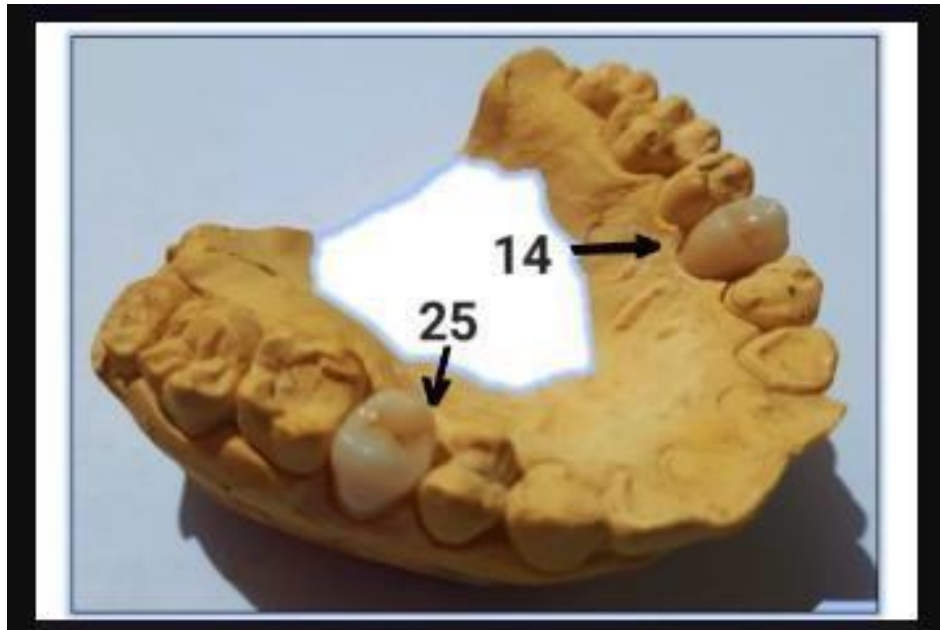


Figure II .17 : résultat final de l'opération de frittage [Cf laboratoire ASSIL]

II.2 Couronne céramo-métallique

Depuis plus d'un siècle, la couronne céramo-métallique est un élément essentiel d'un plan de traitement prothétique. Son principe a été largement mis en œuvre depuis sa création et est devenu une technique répandue qui garantit aujourd'hui le meilleur compromis entre l'esthétique et la résistance mécanique d'une prothèse conjointe, quel que soit son étendue.

Dans le laboratoire ASSIL La couronne céramo-métallique (CCM) est principalement utilisée comme un élément de prothèse fixée dont le but est de rétablir la fonction (mastication, phonation) et l'esthétique, au niveau d'un élément dentaire unique, d'une partie de l'arcade, voire de la totalité de l'arcade. Ces objectifs sont atteints par la réunion, au sein d'une seule pièce prothétique, de deux matériaux de nature différente :

- Une *chape métallique*, assurant la rigidité de la pièce prothétique ;

Un *matériau cosmétique*, la céramique, apposée et cuite sur la chape métallique, à but esthétique [19]



Figure II .18 : Couronne métal-céramique – Laboratoire d'impression dentaire 3D [50]

II.2.1 Les avantages et les inconvénients

II.2.1.1 Les avantages

- La couronne céramo-métallique doit son succès au fait qu'elle remplit tous les impératifs pour une restauration dentaire réussie.
- La couronne céramo-métallique remplit les impératifs esthétiques les plus rigoureux.
- Si son indication est respectée et si la dent a été correctement préparée, elle représente une des meilleures restaurations pour le maintien de la vitalité pulpaire.
- La couronne céramo-métallique allie les qualités mécaniques «la solidité, résistance et la précision de l'ajustage d'un élément prothétique coulé » à la qualité optique « Esthétique» de la céramique donc on peut obtenir des restaurations très belles bio-fonctionnelles et très sécurisantes dont la pérennité est démontrée.

La porcelaine lors qu'elle est correctement cuite, elle est la mieux respectée par les tissus mous environnants. [51]

- La couronne céramo-métallique aura une durée de vie plus grande que les autre couronnes car la cupule métallique donne à l'ensemble une résistance supérieure à celle du matériau cosmétique utilisé seul.
- La céramique est bien tolérée par les tissus gingivaux a condition de faire un bon glaçage.

II.2.1.2 Les inconvénient

Fragilité du matériau : la porcelaine cuite est friable et plus sujette à la fracture lorsque l'épaisseur n'est pas respectée.

- La céramique nécessite un meulage important de toute la surface coronaire, la réalisation de l'épaulement atteint 1.2 à 1.5mm ce qui peut entraîner un risque de mortification.
- La dureté du matériau cosmétique peut entraîner plus ou moins à long terme des lésions parodontales de la dent supportant la couronne céramo-métallique ou des dents antagonistes si l'occlusion n'est pas équilibrée.
- La dureté peut entraîner aussi l'usure des dents antagonistes car le matériau céramique est plus dur et plus résistant que l'or et l'émail.
- Le métal peut causer des réactions allergiques.
- Effet d'ombre : la lumière qui passe à travers la céramique est reflétée par le métal, et crée souvent un effet d'ombre.

Marge métallique : au fil du temps, les gencives se retirent et la présence du métal dans certains cas, peut être visible par la marge métallique de la couronne entre la gencive et la dent.[51]

II.2.2 Méthodologie laboratoire

II.2.2.1 Modèle positif unitaire

L'empreinte est coulée en plâtre ou dans un matériau plus résistant (résine époxy). Le modèle de travail est scié de part et d'autre de la dent préparée afin d'obtenir le modèle positif unitaire de la préparation. Il est possible de confectionner une fausse gencive en silicone, simulant la position de la gencive libre.



Figure II .19 : Modèle positif unitaire sur le modèle de travail, avec une fausse gencive en Silicon. . [52]

Il existe différentes techniques de réalisation. La plus répandue est la technique dite « de trempage ». Après avoir déposé un vernis espaceur sur le moulage positif unitaire, celui-ci est trempé dans un bain de cire chaude pour être recouvert d'une cupule de cire. La limite périphérique de la cire doit aller au-delà de la limite cervicale de la préparation. La cire utilisée est une cire de trempage spécifique, plus la cire est chaude, plus elle sera fine. [52]



Figure II .20 : Cire de trempage sur le modèle positif unitaire[52]

La forme définitive de la maquette est obtenue par addition classique d'une cire de sculpture qui doit être de 0.3 à 0.4mm.

Le pourtour cervical est remodelé avec une cire marginale. La cire de trempage est éliminée sur 1mm au-dessus des limites de préparation. Cette partie est reconstituée avec une cire appropriée, [52] plus précise. Ensuite, le profil d'émergence et la limite de finition de la maquette en cires ont déterminés. Pour améliorer la précision de la limite de finition, celle-ci peut être déterminée à l'aide d'un microscope ou de loupes grossissantes.



Figure II .21 : Maquette en cire de l'infrastructure [52]

II.2.2.2 Mise en revêtement

Les maquettes en cire sont mises en revêtement dans un matériau réfractaire pour être coulées en alliage. La maquette est placée dans un coffrage. Il est rempli de matériau de revêtement. Une fois que le matériau est solidifié, la cire est éliminée : le cylindre de matériau réfractaire est placé dans un four à 250 °C pour brûler la cire.

II.2.2.3 Coulée de l'alliage

- Le moule réfractaire est préchauffé jusqu'à la température de fusion de l'alliage.
- L'alliage est ensuite « injecté » (force centrifuge) ou « aspiré » (vide) dans le bloc réfractaire.

II.2.2.4 Traitement de surface de l'infrastructure

Cette étape permet d'assurer la cohésion de la céramique et de l'alliage. Le grattage de la chape se réalise avec des fraises en carbure de tungstène à simple coupe hélicoïdale. Ce traitement a pour but d'éliminer les défauts de surface qui peuvent provoquer la formation de bulles d'air lors de la cuisson de la céramique. [53]



Figure II .22 : Infrastructure métallique (alliage chrome cobalt) après grattage.

- La chape est ensuite sablée au sable d'alumine de 100 µm sous pression de 4 à 6 bar, cette granulométrie est optimale pour favoriser l'accrochage de la céramique et éviter l'inclusion d'impureté dans le cobalt. Le sablage permet d'éliminer les derniers défauts de surface occasionnés par le grattage, ainsi que les dernières impuretés. Il permet

également de donner à l'armature une texture de surface rugueuse et régulière qui augmente la surface de liaison et améliore la rétention de la céramique.[53]



Figure II .23 : Infrastructure après sablage. [52].

Selon la nature de l'alliage, l'infrastructure peut être oxydée (entre 900 °C et 1 010 °C selon les fabricants) pour augmenter la solidité de la liaison entre le métal et la céramique.

II.2.3 Méthodologie laboratoire du montage de la céramique

La reproduction de la couleur est réalisée par superposition de différentes masses de céramiques : l'opaque, la dentine, l'émail, la masse transparente.

- **Mise en place de l'opaque**

L'opaque est appliqué en deux couches successives cuites séparément. Le lait d'opaque est appliqué sur l'armature à l'aide d'un pinceau ou d'un aérographe. Son rôle est essentiellement celui d'un liant entre l'infrastructure et la céramique. Il optimise l'adhérence de la céramique par sa mouillabilité.



Figure II .24 : Mise en place d'un lait d'opaque sur la chape.

La couche d'opaque est mise en place sur la chape à l'aide d'un pinceau et doit être de consistance fluide et de teinte appropriée, son épaisseur varie de 0.2 à 0.4 mm



Figure II .25 : Mise en place de l'opaque secondairement au lait [52]

On introduit l'armature dans le four à 600° puis portée rapidement à 980° sous vide ce qui bloque l'oxydation. Ensuite application d'une deuxième couche d'opaque de consistance crémeuse à l'aide d'un pinceau et cuisson de 650° à 980° sous vide pendant 2 mn, puis la pièce est sortie du four et refroidie à la température ambiante. [54]

L'utilisation d'opaque coloré permet d'accentuer l'effet de profondeur ou de saturation d'une teinte, notamment lorsque la place disponible pour la céramique est faible.

L'opaque doit être biseauté sur la ligne de finition afin d'être recouvert de céramique. Une ligne d'opaque visible est inesthétique et augmente la rétention de plaque. La finition obtenue est appelée triangulaire.

- **Joint céramique-dent**

Dans le cas d'une finition cervicale céramique, le céramiste réalise un épaulement en céramique qui représente la limite cervicale. Il utilise une céramique dite « marginée », dont la température de cuisson est supérieure d'environ 30 °C à celle de la dentine.



Figure II .26 : Réalisation du joint céramique [52]

II.2.3.1 Stratification de la céramiques

La céramique est utilisée sous forme de poudre mélangée à un liquide à modeler, elle donne une pâte crue. Le dépôt de couches successives de pâtes sur l'opaque donne la forme de la restauration. La céramique est apportée à l'aide d'un pinceau en poil de martre par petites quantités régulières afin de contrôler l'épaisseur. Le taux d'humidité de la pâte est contrôlé et doit être constant afin de favoriser le rapprochement des particules de céramique. La densité de la poudre augmente les propriétés mécaniques [54] de la restauration et améliore la translucidité.

Il existe de nombreuses techniques de montage d'une céramique. Le principe de base est l'application de différentes masses de céramiques afin de recréer les strates d'une dent naturelle.

Dans un but didactique, nous pouvons décrire une méthode basique de montage d'une dent antérieure:

Une dentine opaque est appliquée sur les zones d'ombres de la restauration. Pour éviter ces zones obscures, il faut masquer l'infrastructure métallique et donner un effet de profondeur par diffraction de la lumière. [55]



Figure II.27 : Stratification des masses dentine céramique

Une couche de dentine recouvre toute l'infrastructure, donnant le volume final de la restauration. La dentine est ensuite découpée sur les bords incisifs en trois lobes afin de recréer les mamelons dentinaires d'une dent naturelle. À ce moment sont placées les masses à effet d'opalescence, de transparent, de fêlure, de tache sur la dentine [56].



Figure II.28 : Stratification des masses émail céramique. [52]

la couche d'émail est appliquée sur les découpes au bord occlusal et étirée .en couche mince jusque vers le bord cervical.

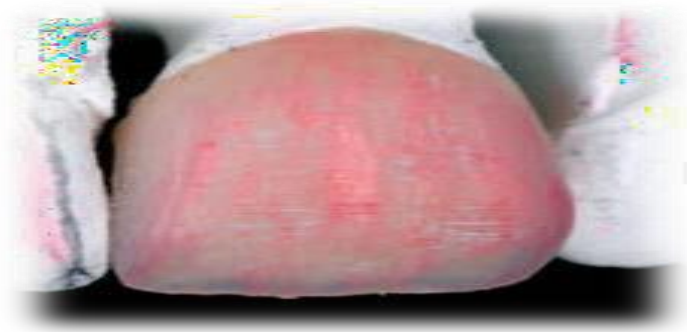


Figure II .29 : Représentation au crayon des reliefs de surface de la céramique. [52]

Enfin, la restauration est recouverte d'une couche de transparent qui diminue la réflexion de surface en transmettant la lumière en profondeur. [57]

II.2.3.2 Cuisson de la céramique

À ce stade, l'ensemble céramo-métallique est cuit pour donner à la céramique sa forme solide. Cette étape permet de retirer l'eau et l'air de la pâte crue pour ne laisser que les particules solides fusionnées entre elles. La cuisson se décompose en cinq phases :

- a- Séchage.** L'armature est placée au bord du four ouvert. La première phase permet à température modérée d'éliminer l'eau d'imbibition de la pâte crue.
- b- Brûlage.** La température de départ du four est d'environ 550 °C. À cette température, les liants, les colorants organiques et l'eau de constitution contenus dans la pâte sont éliminés

par combustion. Le temps de préchauffage peut être réglé selon les indications du fabricant. Ce palier de calcination est plus ou moins long selon la masse céramique à cuire.

- c- Chauffe sous vide.** La température monte graduellement jusqu'à atteindre la valeur maximale préfixée. La vitesse de montée en température est d'environ 55 °C/min. La température finale est de l'ordre de 930°C selon les masses céramiques. La vitesse de montée en température ne doit pas être trop rapide pour éviter l'apparition de fêlures par manque de cuisson des couches internes et l'emprisonnement de bulles d'air.
- d- Stabilisation.** La température maximale prédéfinie est stabilisée en environ 30 secondes à 1 minute. À ce moment, le vide est relâché. Cette étape se passe sous pression atmosphérique de façon à comprimer la masse de céramique. [58]
- e- Refroidissement.** Il est en général rapide. Il est effectué à l'air libre. La rapidité du refroidissement évite la réorganisation moléculaire de la céramique et provoque des tensions microstructurales. Ces tensions internes expliquent la fragilité de la céramique.

Selon les protocoles, le nombre de cycles de cuisson est différent, classiquement chacune des stratifications (lait/opaque – opaque/dentine) est cuite. D'une façon générale, il est préférable de ne pas multiplier le nombre de cuissons (de trois à cinq) pour éviter la phase de vitrification, laquelle rend la céramique opaque

II.2.3.3 Finition

À la sortie du four, on obtient le biscuit. La restauration n'a pas encore sa forme définitive. La finition de l'élément prothétique permet de le mettre en forme, de créer les reliefs, de caractériser la surface et d'obtenir un état de surface proche de celui d'une dent naturelle.

II.2.3.3.1 Forme

Forme définitive de la restauration : Il est important de réaliser le grattage de la céramique sous faible pression, sans provoquer son échauffement.

II.2.3.3.2 Reliefs

Le relief vertical est reproduit en premier. Le céramiste utilise des pointes de formes variables diamantées ou en carbure de tungstène, pour dessiner les sillons et accentuer les convexités verticales. Les stries horizontales de croissance sont réalisées dans un second temps ; elles ne doivent pas estomper le relief vertical. [59]

II.2.3.3 Surface

Avant le glaçage, ces surfaces sont préparées à l'aide de fraises diamantées grains fins, mais ne sont pas polies. Pour obtenir cet état de surface, le céramiste procède en deux étapes :

II.2.3.4 Glaçage thermique

✓

La céramique subit une dernière cuisson sous vide : la montée en température du four est très rapide, puis elle est stabilisée à une température légèrement supérieure à celle du biscuit pendant un temps très bref (de 15 à 20 secondes). Le but de cette étape est de vérifier la couche externe de la céramique et d'éliminer les défauts de surface. [58]



Figure II .30 : Couronne céramo-métallique après glaçage [52]

II.2.3.5 Polissage mécanique

Le céramiste utilise des polissoirs et de la pâte diamantée. Enfin, la restauration prothétique est nettoyée dans un bain à ultrasons ou à l'aide d'un jet vapeur

II.2.4 Essayage et scellement

La CCM est essayée en bouche. On vérifie les points de contact, l'adaptation cervicale (encas de joint céramique-dent), l'occlusion statique et dynamique, les éléments esthétiques (anatomie, teinte). La teinte peut être corrigée par une modification en surface. Un scellement préalable avec un ciment provisoire à base d'oxyde de zinc sans eugénol est conseillé de façon à évaluer l'intégration esthétique, fonctionnelle et la résistance mécanique de la céramique (particulièrement pour des reconstitutions de grande étendue).

Le rôle du ciment de scellement est de réaliser un joint hermétique entre la préparation et la CCM, s'opposant ainsi à l'infiltration de fluides buccaux à partir de la limite cervicale.

Le ciment contribue aussi à la rétention en créant une liaison mécanique et/ou chimique entre la préparation et la prothèse. Les qualités recherchées pour un ciment de scellement sont:

- ✓ La résistance mécanique suffisante pour s'opposer aux forces de traction, de compression et de cisaillement qui sont appliquées sur la restauration,
- ✓ La résistance à la dissolution par les fluides buccaux,
- ✓ L'adhésion à la dent et à la CCM,
- ✓ Une fluidité suffisante pour ne pas perturber l'insertion complète de la CCM.
- ✓ Une biocompatibilité pulpaire et parodontale. [60]

II.3 Couronne céramo-céramique

Cinq familles de ciment : phosphate de zinc, polycarboxylates, verre sionomères, résines composites, verres monomères hybrides, sont couramment utilisées, chacune ayant ses propres caractéristiques physiques, chimiques et biologiques.

Les ciments de scellement ne peuvent pas compenser les insuffisances d'une préparation non rétentive. [61]

II.3.1 Les céramo-céramique pour la fabrication des implants dentaires

La céramique dentaire est un matériau composé à 99% d'oxydes, mis en forme à partir de poudres, par coulée ou par injection et dont la consolidation nécessite un frittage (fusion) une cristallisation ou une prise hydraulique.

II.3.1.1 Préparation du modèle de travail

- Le modèle est coulé en plâtre-pierre spécial pour inceram, fractionné puis détourné.
- Une marge de tolérance est anticipée avec 2 à 3 couches en vernis d'espacement et les limites des préparations visualisées au crayon.

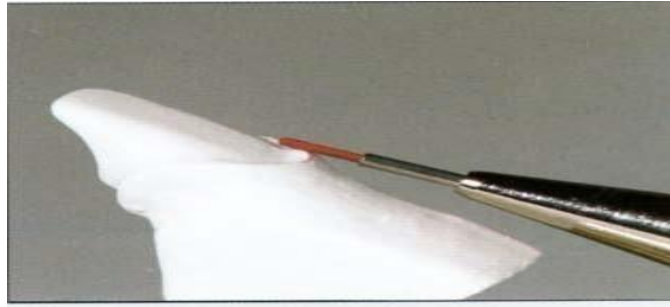


Figure II .31 : Préparation du modèle [62]

II.3.1.2 Préparation de la barbotine

-La barbotine est une substance aqueuse d'alumine. La poudre d'alumine (38g), dont la granulométrie est comprise entre $0,5 \mu\text{m}$ et $6 \mu\text{m}$, est incorporée progressivement à un composé liquide (5 ml de liquide et de liant). Sous l'action combinée du liant et d'un générateur ultrasonique.

-le mordantage de la barbotine s'effectue pour les éléments unitaires, par trempage du duplicata en plâtre dans sa barbotine. Le dépôt d'épaisseur constante est fonction de la durée de l'immersion.

-Les contours de la chape peuvent être modelés par apports ponctuels à l'aide un pinceau.

-La mise en forme est conçue pour obtenir une infrastructure résistante qui sera enrobée secondairement par la céramique cosmétique. [63]

-Après séchage, la barbotine est soumise à deux traitements thermiques successifs, le frittage et l'infiltration, qui vont conférer à l'infrastructure ses propriétés optiques pour la couleur et la translucidité, sa résistance mécanique et sa précision dimensionnelle.



Figure II .32 : La barbotine [62]

II.3.1.3 Le frittage de la barbotine

-La barbotine et son support sont placés dans un four. Pendant 6 heures, entre la température ambiante et 300°C, s'effectuent la déshydratation puis la contraction du plâtre.

-Puis la température est portée jusqu'à 1120°C, pendant deux heures pour aboutir à un frittage en phase solide. On est en présence d'une structure solide poreuse constituée d'un agglomérat de cristaux d'alumine.

-Après refroidissement, la pièce est replacée sur le maître modèle. Les rectifications nécessaires sont facilitées par la consistance crayeuse du matériau.

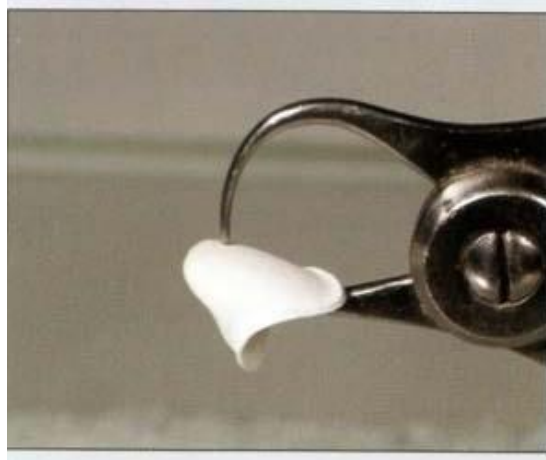


Figure II .33 : La barbotine après Le frittage [62]

II.3.1.4 L'infiltration d'un verre coloré

-L'objectif de cette opération consiste à modifier à la fois l'aspect et la résistance mécanique de cette armature blanche opaque et relativement fragile.

-Une poudre de verre coloré, de teinte appropriée est mélangée à de l'eau distillée.

-La surface externe de l'infrastructure est recouverte de ce mélange.

-Après séchage, le four est porté à 1080° C pendant 2 à 3 heures. Le verre se liquéfie. Il devient de plus en plus fluide au fur et à mesure de l'élévation de la température et va totalement infiltrer le réseau poreux qui se comporte comme une éponge.

-Le verre en excès est éliminé par fraisage et sablage.

-L'infrastructure alumineuse replacée sur le maître modèle est contrôlée.



Figure II .34 : L'infiltration d'un verre coloré [62]

II.3.1.5 Réalisation d'une alumine spinelle infiltrée par un verre

-Cette production ne diffère de la précédente que par ses propriétés translucides que lui confèrent ses constituants moins chargés en alumine mais qui se fait aux dépens de ses propriétés mécaniques. [61]

-Le montage de cette barbotine reste strictement le même que celui du matériau original. Le protocole d'infiltration, ainsi que la composition de verre sont modifiés. La cuisson s'effectue à 1130°C sous vide et dure entre 10 et 30 minutes.

II.3.1.6 Réalisation d'une alumine zirconia infiltrée par un verre

-Grâce à l'augmentation de la résistance mécanique, les possibilités de construction d'éléments de prothèse fixée entièrement en céramique peuvent s'étendre aux petits bridges postérieurs, aux faux moignons et à la prothèse implantaire.

-la zircone n'est pas utilisée pure pour des raisons qui tiennent, d'une part, à son coefficient d'expansion thermique supérieur à celui de la céramique cosmétique et, d'autre part, à l'augmentation de volume de 5 à 9%, conséquence d'une transformation allotropique à 1170°C et qui génère des microfissures.

-Elle est mélangée à l'alumine dans la proportion de 34% de zircone pour 66% d'alumine.

-La structure obtenue est tout à fait comparable à celle de la céramique frittée à base d'alumine, mais la résistance mécanique est majorée jusqu'à atteindre 750 MPa.

II.3.2 Montage de la céramique cosmétique

-La pâte de porcelaine crue est constituée par les grains de poudre séparés par le liquide d'apport.

-La condensation se fait par vibration manuelle associée à l'élimination de l'excès d'humidité.

-Dans la pratique, la cuisson se fait en plusieurs étapes, jusqu'à la maturation.

-A la première cuisson, la phase vitreuse a fondu juste suffisamment



Figure II .35 : Montage de la céramique cosmétique [62]

-A la deuxième cuisson ou biscuit, le retrait est presque complet, la surface est plus satinée, la translucidité apparaît. Une troisième cuisson peut s'avérer nécessaire.

-On peut noter que la condensation ultrasonique permet de réaliser des constructions céramiques étendues en une seule cuisson (one bake) et un glaçage.

-La maturation de la porcelaine est le stade où l'on peut observer un équilibre entre la translucidité et la couleur ; elle s'obtient par le glaçage et se fait avec un maintien en température.

-Le retrait de la céramique est linéaire, de l'ordre de 15 à 20%. Le céramiste tiendra nécessairement compte de cette rétraction en exagérant les proportions de la construction de pâte crue, en faisant des apports successifs en plusieurs cuissons et en procédant à des retouches de détail par meulage.

II.3.2.1 Le glaçage

- C'est le temps final de l'élaboration. La construction en céramique acquiert en surface, un aspect brillant semblable à celui des dents environnantes. - Cette phase est effectuée, la plupart du temps, sous atmosphère.

II.3.2.2 Les céramiques pressées

- La céramique pour lingotins est pour la majorité des systèmes, une porcelaine synthétique, voire feldspathique, à haute teneur en cristaux de leucite qui est utilisée. - Les céramiques cosmétiques de recouvrement sont essentiellement les céramiques feldspathiques avec des cristaux de leucite.

- Le procédé de la céramique pressée propose deux possibilités prothétiques : la coloration de surface ou maquillage et la technique de stratification.

II.3.2.3 La technique de maquillage ou de coloration

- Dans un premier temps, la couronne est entièrement construite en céramique pressée, puis secondairement colorée en surface par apport de minces couches successives de céramique, jusqu'à l'obtention de la teinte souhaitée. Une telle couronne est « tout-céramique ».

- Les lingotins de pressée utilisés pour cette technique sont de couleur neutre avec des opacités ou transparences différentes, selon des indications (facettes, onlays, couronnes).

II.3.2.4 La technique de stratification

- Une chape de céramique pressée représentant environ 75% du volume prothétique est d'abord réalisée, puis recouverte de céramique cosmétique de manière conventionnelle.

- Les lingotins de pressée sont de la même teinte que celle choisie pour la restauration à réaliser.

A- Confection des maquettes en cire

- Cette étape s'effectue de manière tout à fait habituelle : préparation du modèle positif unitaire (MPU), application d'un vernis d'espacement ; la cire utilisée doit être entièrement calcinable.

- Pratiquement tous les fabricants préconisent une épaisseur minimale de 0,8 mm, condition nécessaire à l'obtention d'une chape de bonne résistance mécanique.

- Les maquettes en cire et leurs tiges de coulée sont pesées pour déterminer le nombre et le volume des lingotins nécessaires pour la pressée.

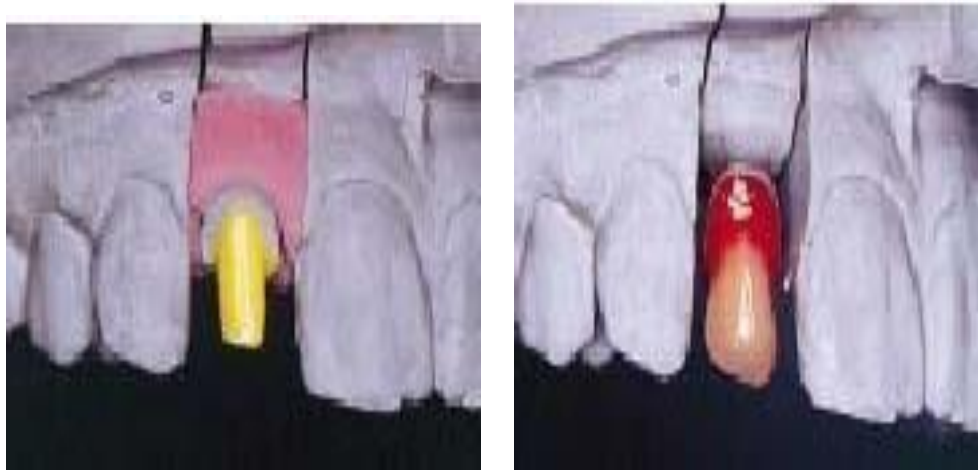


Figure II .36 : Confection des maquettes en cire [62]

B-Mise en revêtement et pressée

-L'ensemble est mis en revêtement et le cylindre est placé dans un four de chauffe.

-Un ou plusieurs paliers de température sont observés. La pressée s'effectue sous vide, avec une pression d'environ 4 bars.

-Les températures sont rigoureuses afin d'obtenir la bonne viscosité du lingotin pendant cette pression. La précision de la prothèse et surtout la qualité de la cristallisation en dépendent.

C-Finition et contrôle des éléments

-Après refroidissement, les pièces pressées sont récupérées, sablées à l'aide de billes de verre de 50 à 100 μm , sous 2 à 3 bars de pression.

-Les tiges d'injection sont sectionnées, et les pièces sont présentées sur leur modèle positif unitaire, leur ajustage contrôlé, leur état de surface régularisé. Elles sont alors prêtes pour l'essai clinique.



Figure II .37 : Finition et contrôle des éléments [62]

II.4 Inlays et onlays

II.4.1 En métal coulé

-Le MPU est préparé, les limites visualisées au crayon, l'espaceur est appliqué en évitant les limites.

-La maquette est élaborée à l'aide d'une cire spéciale pour inlays qui reproduit finement les détails.

-La coulée se fait en métal précieux ou semi précieux.

-L'inlay ou onlay est ensuite ajusté sur le modèle de travail.



Figure II.38 : Préparation de Le MPU [62]

II.4.2 En céramique

-Ces restaurations peuvent être scellées (alumine ou zircone) ou collées (facettes en céramique feldspathique)

-Le modèle est préparé, la limite tracée, puis la barbotine est appliquée.

-Après frittage de la barbotine, l'infrastructure est ajustée au modèle. Intervient l'infiltration en verre coloré, et à la fin la stratification de la céramique cosmétique.

-Les facettes en céramique, une fois finies subissent un traitement à l'acide fluorhydrique afin de permettre leur collage.

II.5 Les bridges

-Les bridges sont composés d'ancrages (éléments unitaires) et de travées.

-Les bridges sont en général réalisés en céramo-métallique. Quelques bridges antérieurs de 3 éléments peuvent être réalisés en céramo-céramique avec des infrastructures très résistantes comme la zircone.

II.5.1 Bridge céramo-métallique

-La première étape étant la sculpture de la maquette en cire, celle-ci comporte les ancrages et la travée.

-Il existe des préformes en cire préfigurant les éléments intermédiaires, solidarisées aux ancrages.

-Sa section doit permettre au bridge de résister aux contraintes mécaniques.

-La maquette est ensuite coulée, et à la fin incrustée de céramique. [63]

Il existe plusieurs concepts dans la réalisation de prothèses Céramo-céramique. L'augmentation constante de la qualité et la résistance correspond à la chronologie d'apparition des matériaux sur le marché des céramiques dentaires.

Conclusion

Ce chapitre a détaillé les matériaux et les techniques utilisés pour fabriquer différentes prothèses dentaires : couronnes, inlays/onlays et bridges.

- Les couronnes peuvent être en zircone, céramo-métallique ou céramo-céramique.
- Les inlays/onlays peuvent être en métal coulé ou en céramique.
- Les bridges sont en céramo-métallique.

Le choix du matériau et de la technique dépend des besoins du patient, des contraintes mécaniques et des exigences esthétiques.

Ce chapitre est une ressource essentielle pour les dentistes et les étudiants en odontologie pour prendre des décisions éclairées concernant le traitement des patients.

Chapitre III

Résultats et interprétation

Chapitre III

Résultats et interprétation

Introduction :

Dans le milieu buccal, les matériaux sont sollicités mécaniquement dans des conditions physiologiques (mastication, déglutition) ou pathologiques (bruxisme) extrêmes. Les restaurations doivent donc posséder des qualités de résistance à ces sollicitations.

Cette résistance correspond à la capacité de supporter les forces appliquées sans se fracturer ou subir une déformation excessive. Cette demande en résistance varie en fonction des indications cliniques. Pour une couronne coulée unitaire, un certain taux de déformation ne pose pas de problème. En revanche, un bridge de longue portée céramo-métallique nécessite le choix d'un alliage de grande rigidité afin d'éviter la fracture de la céramique de recouvrement, matériau fragile.

Dans ce chapitre, et pour pouvoir utiliser raisonnablement les matériaux de restauration odontologique, il est essentiel de déterminer les propriétés mécaniques des implants dentaires, ainsi que leurs conditions de sollicitation et de déformation. Afin de caractériser le comportement mécanique d'un ou de plusieurs matériaux soumis à des forces extérieures qui engendrent des contraintes et des déformations, on a recours à un essai mécanique de compression qui doit mettre en jeu des états de contrainte simples et connus, d'interprétation facile et non équivoque. C'est pourquoi on a recours à un processus de modélisation numérique, basé sur l'utilisation de la MEF.

III.1 Propriétés mécaniques et rôles des biomatériaux dentaires

Les biomatériaux métalliques employés en prothèse dentaire sont tous, à l'exception du titane "commercialement pur", constitués d'un mélange de plusieurs métaux purs qui forment un alliage. Il est d'usage de distinguer les alliages "nobles", à base d'or ou de palladium, présentant une stabilité thermodynamique élevée, des alliages "non nobles", à base de nickel ou de cobalt, chimiquement plus réactifs.

La composition chimique générale des principaux alliages utilisés en prothèse dentaire est synthétisée dans les tableaux 1 à 4 (37). Aux métaux principaux qui les constituent (éléments majeurs) sont ajoutés en faible quantité des éléments mineurs qui modifient favorablement les protocoles d'élaboration au laboratoire ou les propriétés d'usage des pièces prothétiques.

Tableau III .1 : Alliages nobles à base d'or, composition chimique générale [2]

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	or, argent, cuivre	palladium, platine, zinc, indium, iridium, rhénium, germanium
Armatures céramisées	or, platine, palladium	rhodium, argent, indium, étain, fer, iridium, rhénium, cuivre

Tableau III .2 : Alliages nobles à base de palladium, composition chimique générale [2]

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	Palladium, argent, cuivre, or	zinc, indium, iridium
Armatures céramisées	palladium, argent, or, cuivre, cobalt	or, platine, indium, étain, gallium, ruthénium, rhénium

Tableau III .3 : Alliages à base de cobalt, composition chimique générale [2]

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	cobalt, chrome	molybdène, nickel, fer
Armatures céramisées	cobalt, chrome, tungstène, molybdène	cuivre, silicium, gallium, aluminium, nickel, tantale, ruthénium
Châssis pour prothèse amovible	cobalt, chrome, nickel	molybdène, tantale, manganèse, gallium, silicium, carbone, tungstène

Tableau III .4 : Alliages à base de nickel, composition chimique générale [2]

	Eléments majeurs (> 10 %)	Eléments mineurs (< 10 %)
Couronnes, inlays	nickel, chrome	fer, molybdène, silicium, manganèse, bore, cuivre
Armatures céramisées	nickel, chrome	molybdène, fer, silicium, manganèse, béryllium, bore, aluminium, yttrium, étain

L'argent réduit sa densité et diminue la coloration rouge apportée par le cuivre dont la présence augmente notablement les qualités mécaniques de l'alliage. Le platine augmente la résistance à la corrosion et la dureté. Le zinc contribue à améliorer la coulabilité et la dureté de l'alliage. Le fer diminue le phénomène de fluage et favorise, avec l'étain et l'indium, la liaison céramo-métallique.

Comme le platine, le palladium augmente la rigidité et la résistance au fluage des armatures métalliques. D'abord ajouté comme élément mineur aux alliages d'or, il est devenu le constituant majoritaire des alliages dits "palladiés", moins chers que les précédents à l'époque de leur développement.

Les alliages non nobles à base de cobalt-chrome et de nickel-chrome ont été développés au début des années 1970 et proposés en alternative aux métaux précieux, essentiellement en raison de leur faible coût [34]. Ils sont utilisés en prothèse fixée pour la réalisation d'inlays, de couronnes et de bridges. Leur composition peut être adaptée à la technique métallo-céramique. Les propriétés de rigidité et de résistance à la fatigue des alliages cobalt-chrome les rend particulièrement adaptés à la confection des châssis pour la prothèse amovible. Le cobalt procure résistance, rigidité et dureté, le chrome garantit une résistance contre la corrosion grâce à sa passivité.

Le nickel diminue la température de coulée et la dureté. Le molybdène joue un rôle important dans la résistance à la corrosion, améliore la ductilité et la finesse des grains de l'alliage. Manganèse et silicium améliorent la coulabilité. Le carbone et le bore forment des phases durcissantes avec le chrome et le molybdène (carbures et borures). Le béryllium améliore la résistance de la liaison métal-céramique, contribue à abaisser sensiblement l'intervalle de fusion, facilitant ainsi les opérations de fonderie et limitant le retrait.

III.2 Comportement des alliages dans le milieu buccal

Par leur nature chimique même, les biomatériaux métalliques sont particulièrement réactifs vis-à-vis de l'environnement extérieur. En atmosphère humide, les métaux se comportent comme des éléments galvaniques susceptibles de créer des micro-courants électriques. Ceux-ci ont rendus possibles lorsque deux métaux, de potentiel électrochimique différent, sont mis en relation par un électrolyte (salive, fluides extra-cellulaires...).

Il s'ensuit alors un échange électronique depuis le métal ayant le potentiel le plus bas (anode) vers l'autre (cathode), avec pour conséquence la dissolution progressive de l'anode par relargage dans l'environnement extérieur d'ions métalliques. Ce phénomène est semblable à celui qui apparaît dans une pile élémentaire (figure. III.1). En réalité, le bimétallisme est loin d'être le seul vecteur de corrosion. En effet, au sein d'un même alliage, des piles locales se forment entre les différentes phases constituant la microstructure, ou par aération différentielle (surface rugueuse moins aérée qu'une surface polie, espaces confinés...) et entraînent également des processus de dégradation.

De plus, la salive, qui constitue l'électrolyte principal, contient également des composés organiques, des bactéries, des gaz dissous et un certain nombre d'ions (chlorures, fluorures et sulfures) qui vont accentuer les processus de dégradation. L'ensemble de ces phénomènes, qualifiés d'électro-galvanisme buccal, s'accompagne de la libération de particules ionisées qui sont transportées dans les tissus voisins et susceptibles de provoquer, localement ou à distance, des manifestations de type toxique ou allergique.

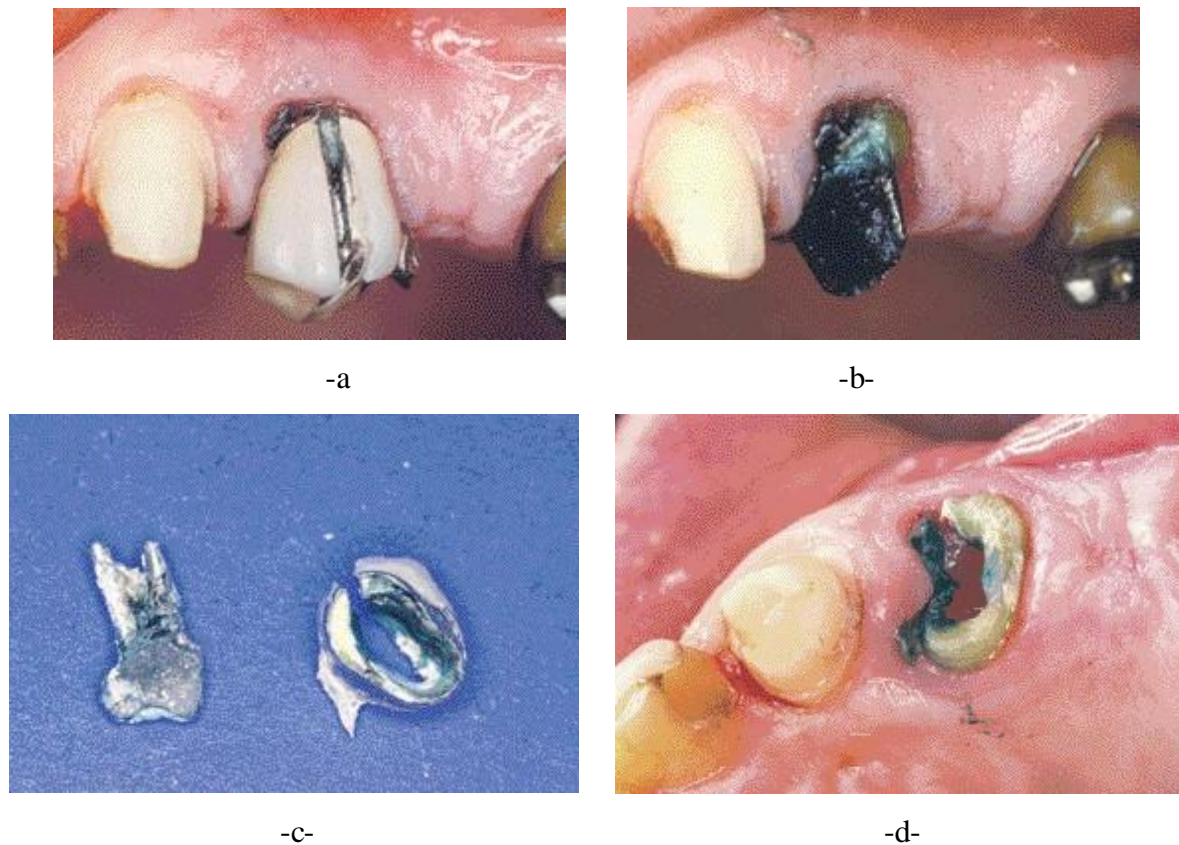


Figure III. 1: a) Dépose d'une couronne métallo-céramique en alliage d'or sur une reconstitution

Coulée en nickel chrome. b) La reconstitution corono-radiculaire apparaît corrodée et la dentine infiltrée d'ions métalliques. c) Vue des deux éléments déposés. Le ciment de scellement qui est conducteur agit comme un électrolyte et participe au phénomène électro-galvanique. L'analyse chimique de la reconstitution coulée a montré une teneur insuffisante en chrome pour induire une bonne passivation de l'alliage. d) La racine est fracturée au niveau de la zone infiltrée [65].

III.3 Phénomènes traités dans le laboratoire

III.3.1 Manifestations de l'électro-galvanisme

Les manifestations buccales de l'électro-galvanisme peuvent être liées d'une part à la présence de micro-courants, d'autre part à l'action des particules libérées par l'effet de la corrosion.

III.3.2 Phénomènes électriques

Il existe une grande disparité pathologique décrite à propos des phénomènes électriques. Le polymorphisme des symptômes rend souvent le diagnostic d'électro-galvanisme buccal difficile et aujourd'hui encore peut parfois faire douter de son étiologie réelle. Les effets subjectifs se traduisent

par des dysgénésies (goût métallique ou salé), des sensations de picotement ou de brûlure. Les effets objectifs peuvent se manifester de plusieurs manières.

- Douleurs pulpaires, sous forme de choc électrique, lorsqu'une obturation fraîchement réalisée entre en contact avec une autre restauration ou avec un objet porté en bouche (cuillère, papier d'aluminium...). L'intensité des chocs électriques va progressivement décroître jusqu'à totalement disparaître après quelques jours (passivation).
 - Déminéralisation des tissus calcifiés au niveau de la zone anodique, plus acide, qui potentialise la nocivité de la plaque cariogène.
- Hypersialorrhée provoquée par la modification du pH intra-buccal qui entraîne par voie réflexe l'excitation des glandes salivaires. L'excès de salive peut être responsable de l'apparition de perlèches commissurales.
- Brûlure chimique, due à l'alcalinisation de la cathode par libération d'ions OH⁻.
- Gingivites et glossites, essentiellement localisées au collet des dents s'intéressées et sur les bords de la langue en contact avec les obturations métalliques. Le diagnostic de glossite électro-galvanique est parfois facilité par la topographie des lésions qui semblent dessiner le trajet des microcourants.
- Kératoses qui prennent la forme de leucoplasies réactionnelles, dessinées, là aussi, selon l'orientation des microcourants.
- Algies diffuses des maxillaires, irradiant vers la tempe, mettant en cause un processus réflexe trigéminal.
- Manifestations générales. Difficiles à diagnostiquer, elles seront confirmées ou infirmées, en dernier recours, par la suppression des prothèses et des obturations métalliques.

III.3.3 Facteurs d'influence

Un certain nombre de paramètres influencent le comportement électrochimique des matériaux placés dans la cavité buccale.

- Le pH : la diminution du pH favorise les processus de corrosion électrochimique, notamment en potentialisant l'action des chlorures présents dans la salive. L'abondance de plaque bactérienne, la salive stagnante, la présence de prothèses amovibles à recouvrement muqueux maximum sont des facteurs favorisant l'acidité buccale.
- Le temps : de façon générale, la réactivité chimique des alliages décroît avec le temps. La formation d'oxydes, de sulfures plus ou moins adhérents à la surface des matériaux réduit les possibilités d'échanges électroniques. C'est le phénomène de "passivation". Cela est particulièrement vrai pour les

alliages nickel chrome et cobalt-chrome dont la surfaces couvre d'une couche d'oxyde de chrome (essentiellement Cr₂O₃) peu réactive.

- L'état de surface : une surface rugueuse favorise les processus de corrosion. D'une part, parce que la surface développée susceptible de réagir est plus étendue, d'autre partent raison de l'aération différentielle qui entraîne des variations de pH très localisées. De plus, à l'échelle de la microstructure, les porosités et les défauts structuraux constituent des zones d'amorce privilégiées de processus corrosifs. Ceci souligne l'importance de la préparation de l'alliage lors des étapes de fonderie, du polissage et de la finition de la pièce prothétique. Enfin, une surface rugueuse est plus favorablement colonisée par la plaque bactérienne qu'une surface polie.

III.4 Résultats des tests mécaniques

C'est quoi le VITAVM 13

VITAVM 13 est une **céramique feldspathique [ZIRCONÉ]** à structure fine spécialement conçue pour le placage de prothèses dentaires sur alliages métalliques. Elle appartient à la gamme des produits **VITA VM** de la société allemande **VITA Zahnfabrik**, reconnue pour ses solutions de pointe en dentisterie esthétique.

Caractéristiques principales du Zirconé VITAVM 13 :

- **Propriétés mécaniques robustes** : Résistance élevée à la flexion et à l'adhérence, assurant une durabilité et une fiabilité remarquables des restaurations.
- **Polyvalence** : Adaptable à une large gamme d'alliages métalliques, avec un coefficient de dilatation thermique (CDT) compris entre 13,8 et 15,2 x 10⁻⁶K⁻¹.
- **Esthétique exceptionnelle** : Reproduit fidèlement les propriétés optiques de l'émail naturel, garantissant un résultat esthétique optimal et des restaurations dentaires d'une grande naturalité.
- **Manipulation aisée** : Texture fine et thixotropie contrôlée pour une application facile et précise, permettant une grande maîtrise du modelage et de la sculpture.

En résumé, le ZIRCONÉ VITAVM 13 est une céramique feldspathique de haute qualité, appréciée pour ses propriétés esthétiques exceptionnelles, sa durabilité, sa facilité d'utilisation et sa polyvalence. Elle constitue un choix de premier ordre pour le placage de prothèses dentaires sur alliages métalliques, offrant aux patients des restaurations naturelles, fiables et esthétiques.

III.4.1 Micrographie structurale

Les micrographies structurales obtenues par MEB (réalisées au niveau de l'un des laboratoires de fabrication et de traitement des implants dentaire), d'une céramo-métallique conventionnelle, montrent que la surface mordancée (20 s avec VITA CERAMICS ETCH) présente des agglomérats de cristaux de leucite dont le diamètre peut atteindre 30 μm . Les variations de CDT entre les agglomérats de leucite et la phase vitreuse provoquent souvent des fissures de contrainte.

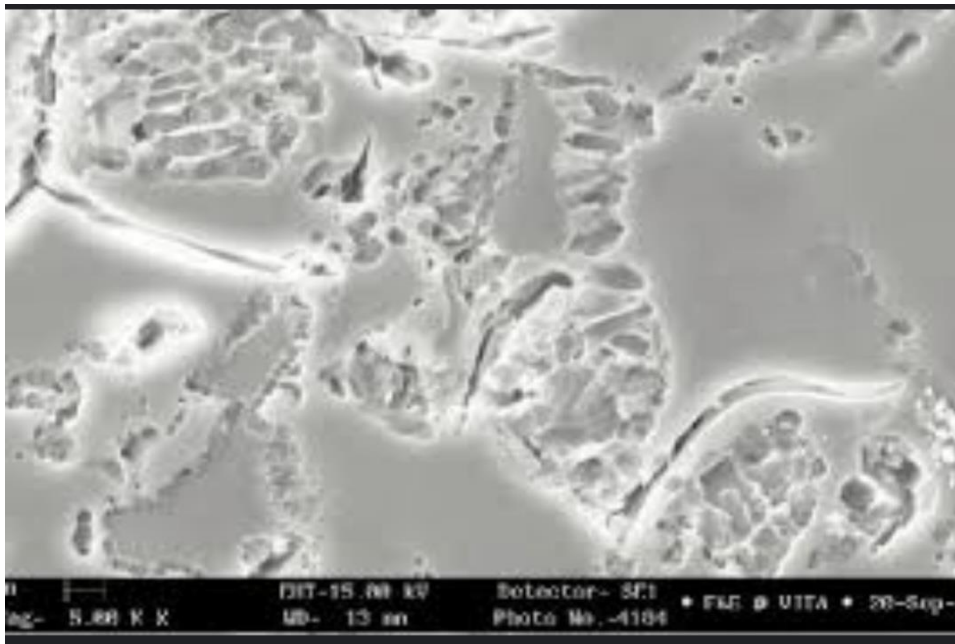


Figure III. 2: Cliché MEB de la surface d'une céramo-métallique conventionnelle (Gross. X 50000)
D'autre part, la surface mordancée (20 s avec VITA CERAMICS ETCH) de VITA VM 13 présente une très fine répartition de cristaux de leucite dans la matrice vitreuse. Par une compensation locale des différences de CDT entre la leucite et la phase vitreuse, on évite les fissures de contrainte importantes.

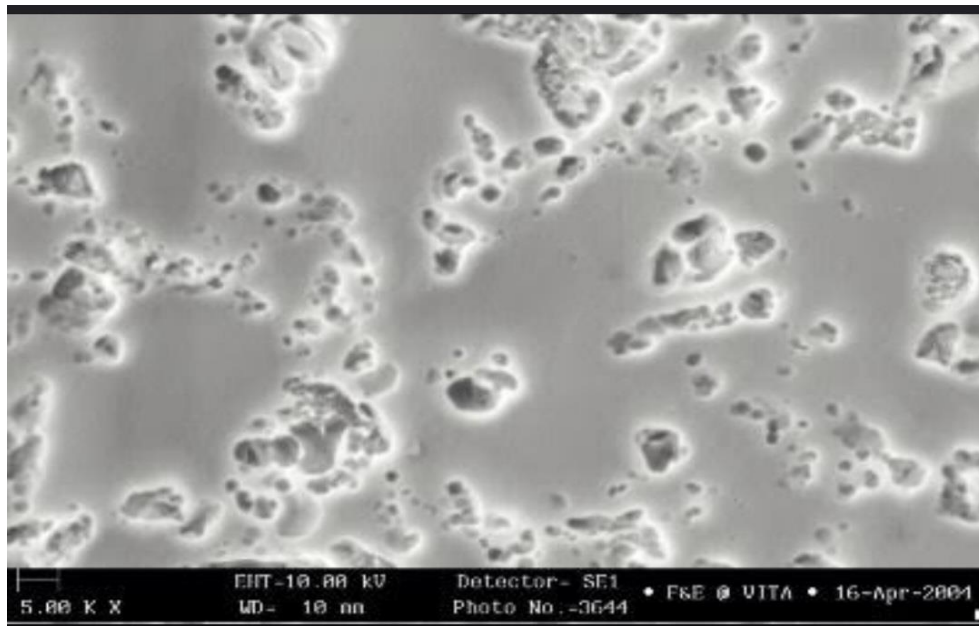


Figure III. 3: Cliché MEB de la surface VITA VM 13 (Gross. X 50000)

III.4.2 Propriétés physiques améliorées

VITAVM 13 offre, hormis une température de cuisson abaissée, une meilleure résistance en flexion, un pouvoir cohésif plus grand ainsi qu'une plus grande résistance aux chocs thermiques, le tout conjugué à une plus faible solubilité en milieu acide que les céramiques classiques.

La résistance en flexion de VITA VM 13 comparativement à un céramo-métallique classique et à la valeur limite selon ISO 6872, semble supérieur vu leur propriété mécanique intéressantes.

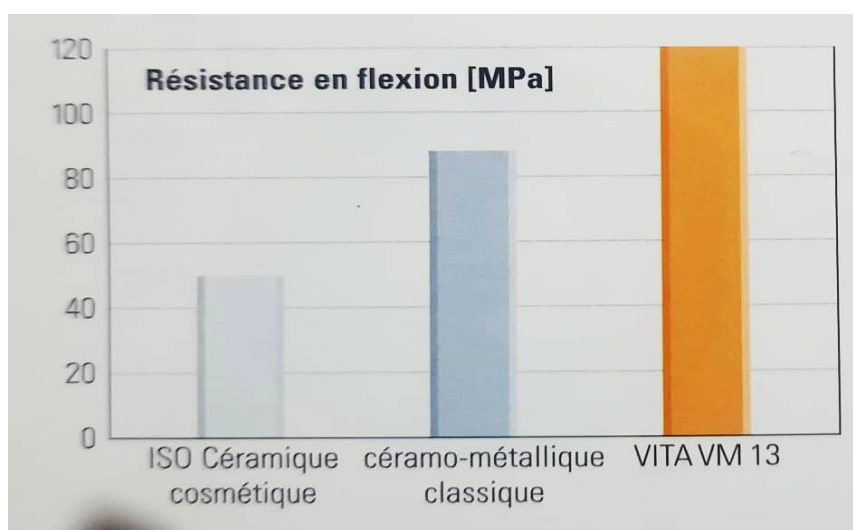


Figure III. 4: Résistance en flexion de VITA VM 13 comparativement à une céramo-métallique Classique

La figure III.5 ci-dessous, montre que la solubilité en milieu acide (buccal) de VITA VM 13 est assez faible, comparativement à un céramo-métallique classique.

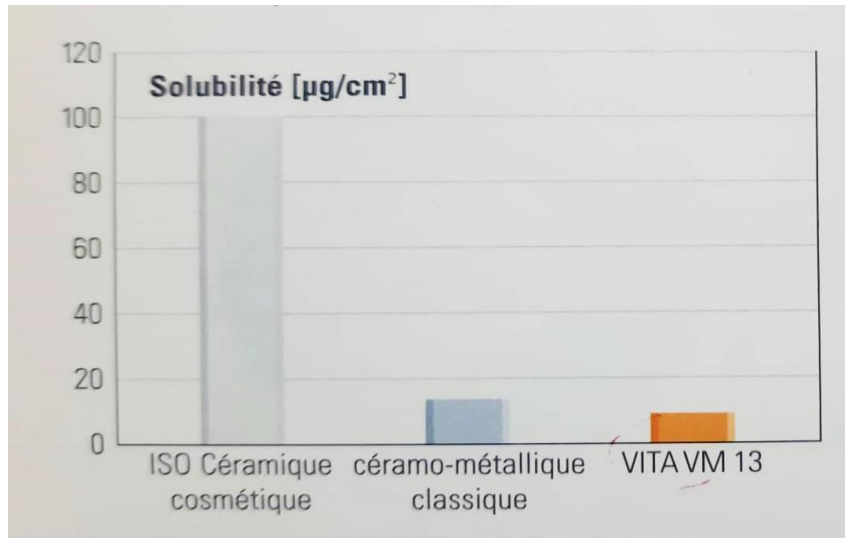


Figure III. 5: Solubilité en milieu acide de VITA VM 13 comparativement à une céramo-métallique classique,

III.5 Méthodologie numérique

Pour renforcer le succès clinique, il est nécessaire de comprendre le processus de la concentration de contraintes sur les implants. L'utilisation de la méthode des éléments finis (FEM) dans l'analyse biomécanique des implants dentaire offre de nombreux avantages sur les autres méthodes de simulation de la complexité des situations cliniques. Il permet aux chercheurs de prédire la répartition des contraintes entre les implants et l'os cortical ou spongieux.

III.5.1 Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO)

La CFAO représente la convergence entre un mécanisme de capture d'informations, un ensemble de processus de traitement et de génération de données, et un dispositif d'exécution. Elle se compose ainsi de trois composants essentiels : un dispositif de digitalisation, un logiciel dédié à la modélisation, et une unité de fabrication.

Il est donc constitué de 3 éléments :

- Un système de numérisation
- Un logiciel de modélisation
- Une unité d'usinage

La CAO/FAO peut être subdivisée en deux domaines distincts : la conception assistée par ordinateur (CAO) et la fabrication assistée par ordinateur (FAO).

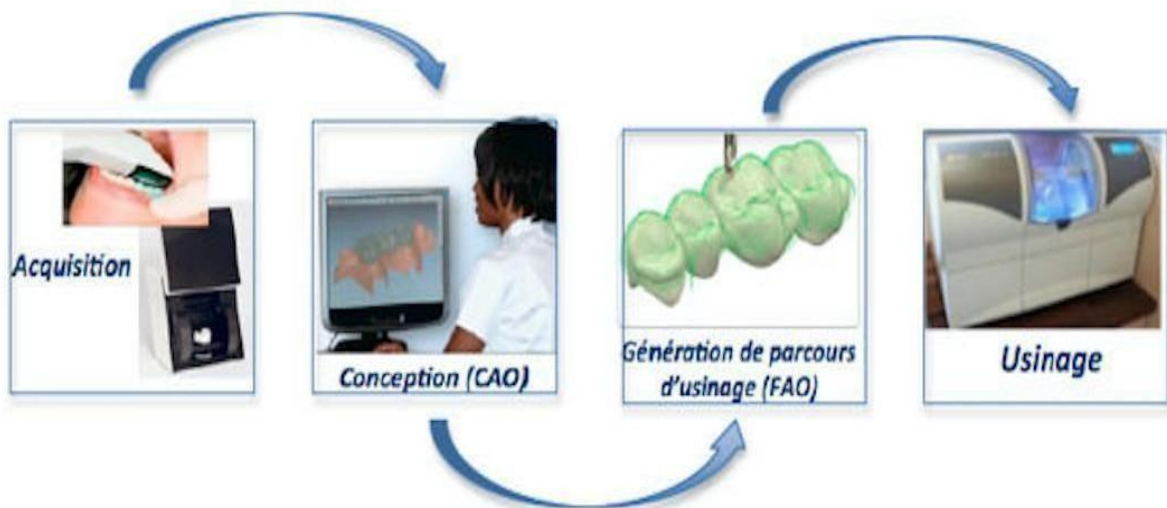


Figure III. 6: Illustration de la chaîne de conception numérique en CFAO dentaire

La CAO (ou CAD : Computer Aided Design) : C'est la conception du modèle virtuel avec un référencement technologique des données de ce modèle.

En l'occurrence cela permet de passer d'un modèle physique à une maquette virtuelle en trois dimensions, facilitant la visualisation du projet thérapeutique et prothétique, permettant ainsi la modélisation de pièces prothétiques sur mesure.

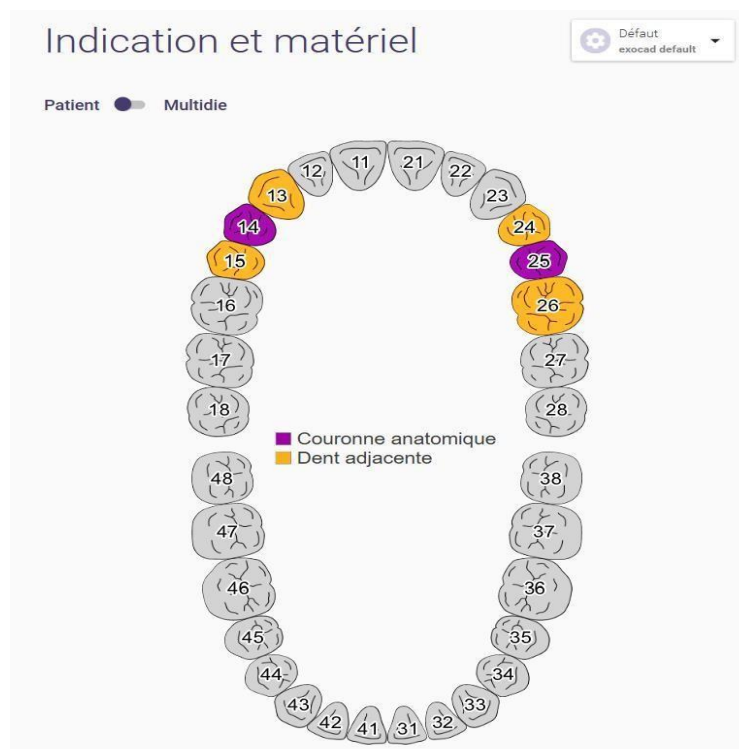


Figure III. 7: Visualisation d'un logiciel de CAO (Plan Meca Plan CAD)

La FAO (ou CAM : Computer Aided Manufacturing): Une machine automatisée respectant les données acquises lors de la CAO permet la fabrication de la pièce prothétique selon 2 procédés, un usinage par soustraction ou une impression par ajout de matière.

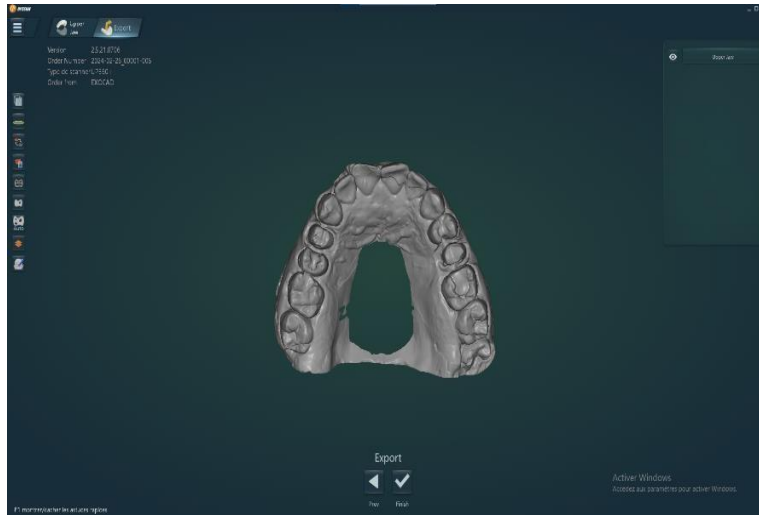


Figure III. 8: Préparation d'usinage via le logiciel Work NC Dental

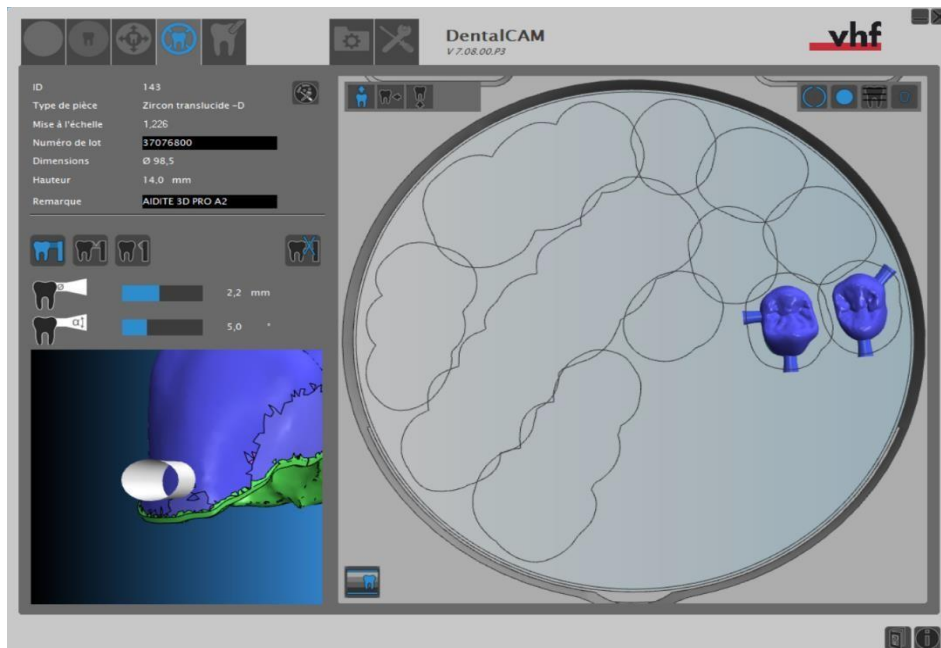


Figure III. 9: Usinage de pièces prothétiques par CFAO-fichier STL



Figure III. 10: Usinage de pièces prothétiques

Les pièces prothétiques pourront ainsi être usinées avant ou après le frittage des blocs :

- L'usinage avant le frittage permet de travailler sur un matériau plus tendre : l'usinage sera donc plus facile, plus rapide et donc moins cher.
- Cependant au cours du frittage, le matériau subit une rétraction et une déformation d'environ 20%, il est important alors d'anticiper cette contraction en surdimensionnant d'autant la pièce.
- L'usinage après le frittage est moins utilisé pour les raisons décrites précédemment (temps plus long, maintenances des machines et des fraises), néanmoins la difficulté

rencontrée lors de l'usinage avant frittage n'est plus présente vu que la contraction/déformation s'est déjà réalisée.

Les différents composants de la chaîne de CFAO fonctionnent avec un fichier STL qui est un format de fichier neutre pouvant être lu par n'importe quel système quelle que soit sa marque. On parle de système «ouvert». Cela permet au logiciel de CFAO et à l'unité d'usinage de traiter des empreintes optiques issues de différents systèmes.

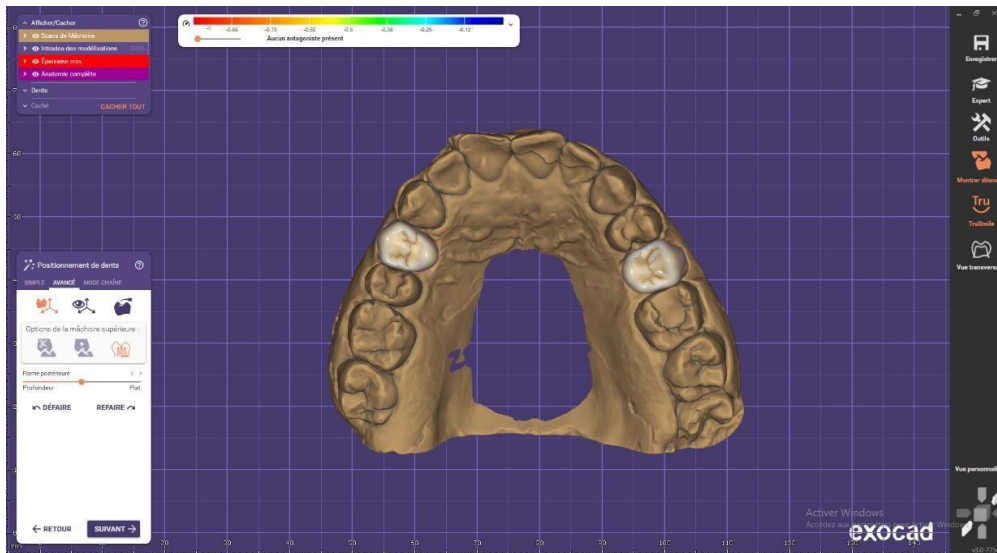


Figure III. 11: simulation cad/cam au résultats finale de l'échantillon zircone.



Figure III. 12: Échantillon zircone après le traitement thermique

III.5.2 Modélisation du comportement mécanique

La méthode des éléments finis (MEF) est une méthode numérique informatisée qui permet de calculer et de visualiser les contraintes et les déformations que subissent des associations de structures soumises à des forces simulées. C'est un outil de modélisation utilisé dans des domaines variés de la médecine et surtout de la chirurgie comme l'orthopédie, la traumatologie, et la chirurgie cardiovasculaire..., Mais cet outil présente également de nombreuses applications en chirurgie maxillo-faciale.

La simulation par éléments finis d'un matériau nécessite notamment de connaître les lois de comportement biomécanique propre au matériau que l'on cherche à modéliser. Ainsi pour une analyse numérique les propriétés mécaniques « module d'Young et le coefficient de Poisson » des matériaux sont des paramètres « à renseigner » avant chaque simulation.

Les différents matériaux ont été supposés parfaitement élastiques (comportement élastique pour les céramiques), avec les modules d'Young et coefficients de Poisson donnés dans le tableau III. 5.

Tableau III.5 : Propriétés mécanique des matériaux dentaires [2]

Implant	Young	Poisson
ZrO2	200	0.35
TiO	110	0.3

Maillage avec chargement

Les éléments de maillage choisis pour l'analyse 2D sont des éléments triangulaires avec trois nœuds, la forme de l'implant a été simplifiée comme la montre la figure III.12.

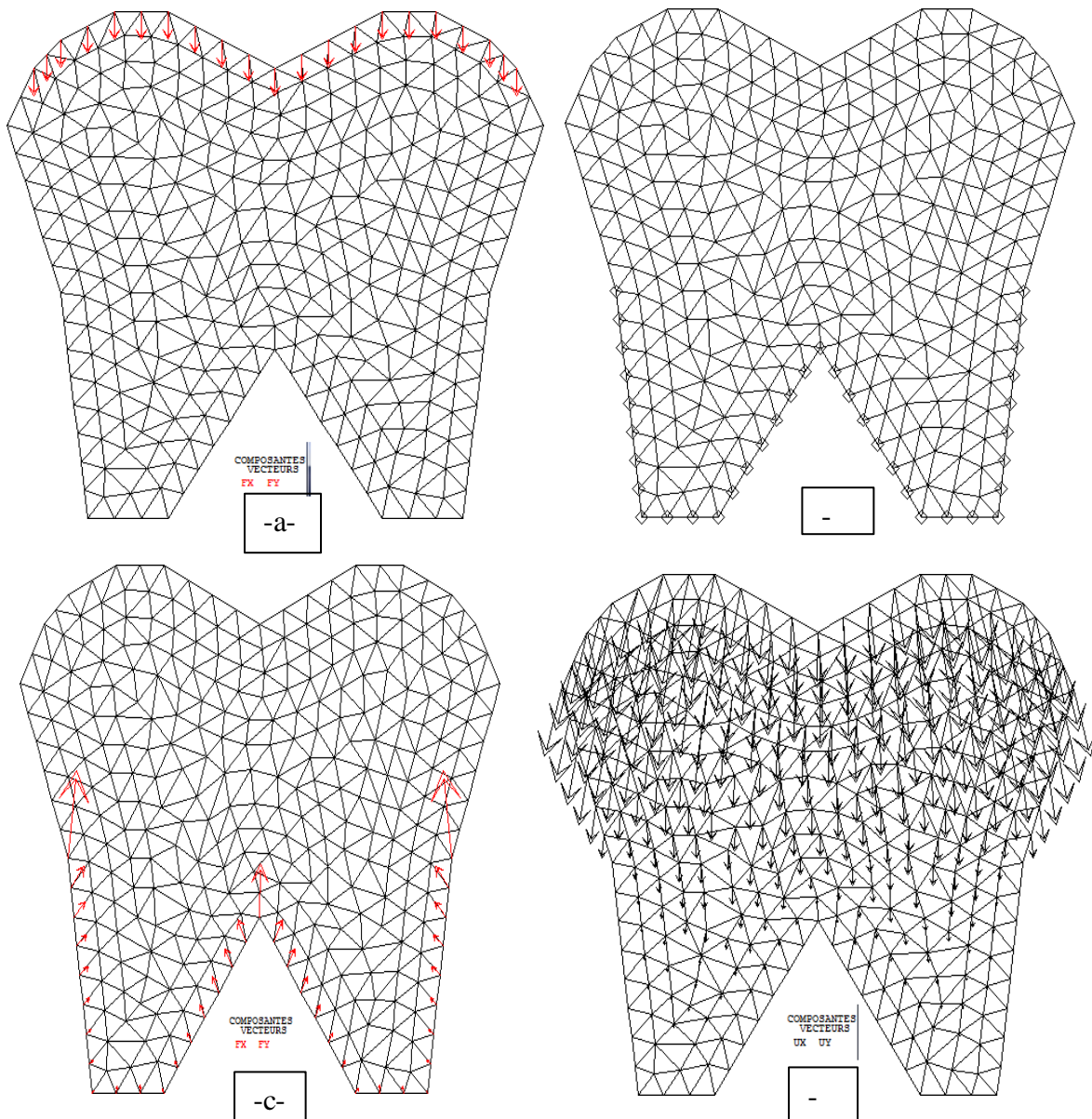


Figure III. 13: Processus de modélisation d'un implant dentaire en 2D a) chargement b) C-L c) réactions et d) vecteurs déplacements.

A partir des résultats obtenus est figurées dans la figure III.13, nous pouvons tirer que les contraintes sont concentrés dans les extrémités des dents, c'est-à-dire les nœuds en contacts avec la couronne (conformément aux effets de bords), les contraintes globales générés lors de l'application d'une force de **665 N** sur une dent molaire et de **115 MPa**.

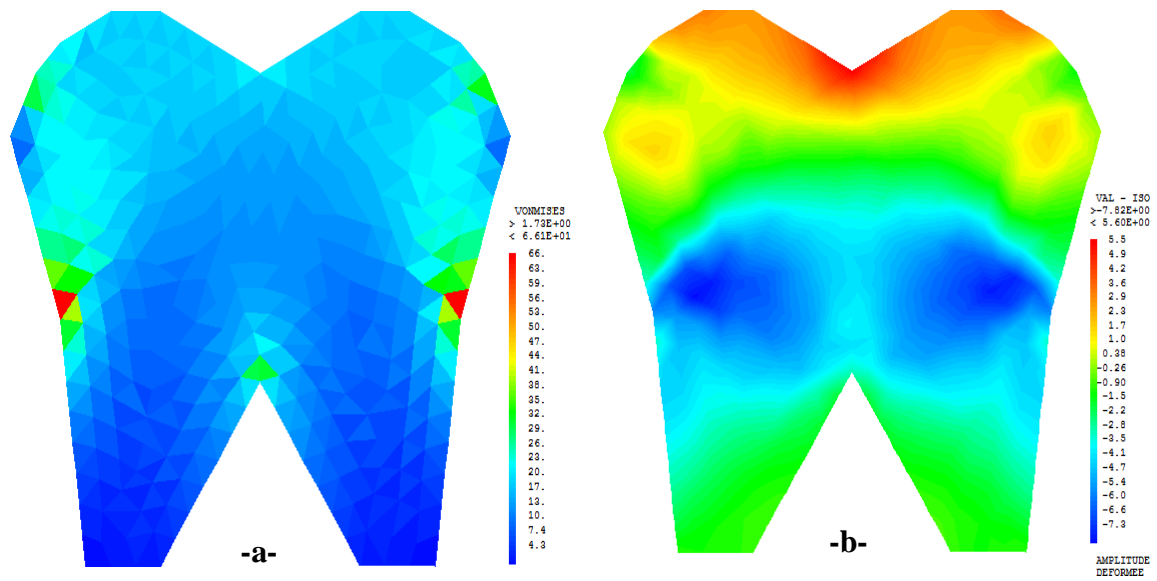


Figure III. 14: Iso-valeurs des a) contraintes et b) de déformations

Conclusion

Les principaux effets toxiques des biomatériaux prothétiques sont essentiellement dus aux alliages métalliques. Les phénomènes d'hypersensibilisation, la toxicité des produits de corrosion générés par l'activité électrochimique, le potentiel carcinogène de certains métaux doivent être pris en considération lors de la prescription d'une prothèse. Le titane, récemment diffusé en prothèse dentaire (exception faite des implants endo-osseux), ne bénéficie pas encore d'un recul important malgré toutes les qualités de biocompatibilité qui lui sont connues. Toutefois, l'essor des céramiques à haute ténacité dont les indications semblent s'étendre progressivement aux domaines jusqu'à lors réservés aux alliages métalliques constitue probablement une alternative à l'emploi des métaux. Bien que les qualités biologiques des matériaux céramiques soient excellentes, des évaluations à court, moyen et long terme sont en cours pour confirmer la pertinence de l'utilisation de ces nouveaux biomatériaux.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

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 sont les principaux paramètres.

Les manifestations biologiques provoquées par la présence de prothèses dentaires, fixes ou amovibles, sont polymorphes et apparaissent à plusieurs stades. Les effets immédiats se traduisent par des symptômes inflammatoires et des phénomènes d'hypersensibilisation. La toxicité à moyen terme met en cause les processus de corrosion électrochimique et les manifestations de galvanisme buccal. Les effets à long terme pourraient faire intervenir le potentiel mutagène ou carcinogène de certains produits de corrosion, ainsi que la dégradation ou la destruction des éléments prothétiques sous l'effet de la corrosion.

Les analyses de recherches menées dans ce travail ont abouti à de nombreuses conclusions qui permettent d'envisager des perspectives de recherche variées sur les implants dentaires :

- Les principaux effets toxiques des biomatériaux prothétiques sont essentiellement dus aux alliages métalliques. Les phénomènes d'hypersensibilisation, la toxicité des produits de corrosion générés par l'activité électrochimique, le potentiel carcinogène de certains métaux doivent être pris en considération lors de la prescription d'une prothèse.
- Le titane, récemment diffusé en prothèse dentaire (exception faite des implants endosseux), ne bénéficie pas encore d'un recul important malgré toutes les qualités de biocompatibilité qui lui sont connues. Toutefois, l'essor des céramiques à haute ténacité dont les indications semblent s'étendre progressivement aux domaines jusqu'alors réservés aux alliages métalliques constitue probablement une alternative à l'emploi des métaux.
- Bien que les qualités biologiques des matériaux céramiques soient excellentes, des évaluations à court, moyen et long terme sont actuellement en cours pour confirmer la pertinence de l'utilisation de ces nouveaux biomatériaux.
- L'essai mécanique de compression ainsi que l'essai de la solubilité des différents matériaux utilisés, offrent la possibilité d'identifier le comportement mécanique et physico-chimique des implants dentaire dans le milieu buccale. Ceci entre dans le cadre de la connaissance des paramètres de choix des implants dentaires.

Conclusion Générale

- La MEF, est un outil numérique supplémentaire, dont leur utilisation sert à donner des informations additionnelles sur le comportement mécanique des implants dentaires en termes de contraintes et déformation a la compression.

Bibliographie

Bibliographie

- [1] A. Soualhi, "Etude du choix des biomatériaux dédiée à l'implantologie dentaire et développement d'un modèle numérique," mémoire de magister en génie mécanique option: biomécanique, Université de Batna, 2012.
- [2] J.-M. Cheylan and C. Archien, "Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires," REALITES CLINIQUES, vol. 16, no. 2, pp. 169-186, 2005.
- [3] fr.freepik.com
- [4] D.F. Williams, "International Consensus Definition of Biomaterials," Mater. Sci. Eng. C, vol. 9, no. 1-2, pp. 1-5, 1991.
- [5] <https://biomaterials.org/>
- [6] B. K. Mann and P. S. Dunn, "Biomaterials: A Brief History," <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128161371000027>
- [7] "Abrasion maxillaire. Crâne MH 3905 – Photo T.M."
- [8] K. M. Otto and R. C. Hubmayr, "Classification of Biomaterials."
- [9] "Influence du milieu environnant sur les biomateriaux pour la tenue des protheses," mémoire MAGISTÈRE, Université de Batna, Génie Mécanique Option: Biomécanique, 2012.
- [10] K. Goswami, et al., "Biodegradable Polymers in Medicine: Fundamentals, Biocompatibility, Degradability, and Applications."
- [11] J. Smith and A. Doe, Biomaterials in Medical Applications. New York: Medical Publishing, 2020.
- [12] W.D. Callister, Materials Science and Engineering: An Introduction. New York: Wiley, 2014.
- [13] B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons, Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine. San Diego: Elsevier Academic Press, 2004.
- [14] U. Diebold, "The surface science of titanium dioxide," Surface Science Reports, vol. 48, no. 5-8, pp. 53-229, 2003.
- [15] C. Pighini, "Synthèse de nanocristaux de TiO₂ anatase à distribution de taille contrôlée," thèse de doctorat, Université de Bourgogne, 2006.
- [16] S.V. Dorozhkin, "Bioceramics of calcium orthophosphates," Biomaterials, vol. 31, no. 7, pp. 1465-1485, 2010.
- [17] M.I. Kay, R.A. Young, and A.S. Posner, "Crystal Structure of Hydroxyapatite," Nature, vol. 204, pp. 1050-1052, 1964.
- [18] J.C. Elliott, Structure and Chemistry of the Apatites and Other Calcium Orthophosphates. Amsterdam: Elsevier, 1994.

Bibliographie

- [19] Conseil national des chirurgiens-dentistes de France, "Les biomatériaux dentaires," <https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03082380/document>
- [20] <https://www.cabinetdentairebarbizon.com>
- [21] J.F. Rouleau, D.C. Williams, and K.B. Klawitter, "Dental Biomaterials: Materials for Restoring and Replacing Teeth," <https://www.sciencedirect.com/book/9781845692964/dental-biomaterials>
- [22] www.38marceau.com
- [23] www.fruugo.fr
- [24] dentiste92.com
- [25] J.F. Rouleau, D.C. Williams, and K.B. Klawitter, "Dental Biomaterials: Materials for Restoring and Replacing Teeth," <https://www.sciencedirect.com/book/9781845692964/dental-biomaterials>
- [26] dentisterdp.com
- [27] www.internationaldentalhospital.com
- [28] www.futura-sciences.com
- [29] www.information-dentaire.fr
- [30] www.amazon.fr
- [31] J.-M. Meyer, "Cour biomatériaux," 2006.
- [32] N. Meredith, "Assessment of implant stability as a prognostic determinant," *International Journal of Prosthodontics*, vol. 11, no. 5, pp. 491-501, 1998.
- [33] <https://helvident.ch/la-salive>
- [34] M. Melo, S. Sampaio, et al., "The Influence of Saliva on Oral Biofilm Formation," <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4370235/>
- [35] www.lecourrierdudentiste.com
- [36] <https://www.britannica.com/science/zirconia>
- [37] www.atlanticdentalcenter.ma
- [38] <https://ceramique-technique.com/matieres/zircone> <https://www.techniques-ingenieur.fr/>
- [39] <http://www.labo-arcad.com/article-35--le-zircone.html>
- [40] <https://www.semanticscholar.org/paper/Three-generations-of-zirconia>
- [41] J. Chevalier, L. Gremillard, and S. Deville, "Low-Temperature Degradation of Zirconia and Implications for Biomedical Implants," *Annual Review of Materials Research*, vol. 37, pp. 1-32, 2007.

Bibliographie

- [42] J.S. Reed, Principles of Ceramic Processing. New York: John Wiley & Sons, 1995.
- [43] "Schematische Darstellung des Pressprozesses für VITA YZ SOLUTIONS Zirkondioxid-Rohlinge. Quelle: VITA F&E, Darstellung uniaxialer und isostatischer Pressprozesse für VITA YZ aus Techn.-Wiss. Doku. VITA YZ SOLUTIONS."
- [44] M.N. Rahaman, Ceramic Processing and Sintering. Boca Raton: CRC Press, 2003.
- [45] R.M. German, Sintering theory and practice. Materials Science and Engineering: A, vol. 202, no. 1-2, pp. 176-198, 1996.
- [46] <https://www.researchgate.net/figure/Evolution-schematique-de-la-densite-relative-aucours-des-etapes-de-densification>
- [47] I. Zeid, CAD/CAM: Theory and Practice. McGraw-Hill, 2010.
- [48] <https://www.laboratoire3ddi.com/>
- [49] B.E. Pjetursson, I. Sailer, M. Zwahlen, and C.H. Hämmerle, "A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years," International Journal of Prosthodontics, vol. 20, no. 4, pp. 317-326, 2007.
- [50] "Mejor técnica para colocar una carilla provisional"
- [51] "IPS Empress 2(Ivoclar) Syn. Proth.," vol. 2, no. 2, pp. 127-131, 2000.
- [52] J. Durand, "La prothèse céramo-métallique et la vitalité pulpaire," Thèse, proth, Université de Nantes, 2011.
- [53] M. Laurent, G. Aboudharam, O. Laplanche, and G. Laborde, "Céramique sans armature métallique," Cah. Proth., vol. 119, pp. 7-15, 2002.
- [54] K.X. Michalakis, H. Hirayama, J. Sfolkos, and K. Sfolkos, "Tenons et reconstitutions corono-radiculaires esthétiques: transmission de la lumière," Parod. Dent. Restaur., vol. 24, no. 5, pp. 463-469, 2004.
- [55] H.T. Shillenburg, et al., Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Carol Stream, IL: Quintessence Publishing Co., 2012.
- [56] N. Barghi, A.J. Goldberg, and S.W. Touyz, Porcelain-Fused-to-Metal Restorations. Mosby-Year Book, 1988.
- [57] K.J. Anusavice, C. Shen, and H.R. Rawls, Phillips' Science of Dental Materials. Elsevier Health Sciences, 2012.
- [58] S.F. Rosenstiel, M.F. Land, and J. Fujimoto, Contemporary Fixed Prosthodontics. Mosby, 2006.

Bibliographie

- [59] M. Helfer, Tout céramique: du diagnostic au collage. Illustré, 1 janvier 2020.
- [60] "Restauration esthétique en céramique collé," Livre JPIO, éditions CDP.
- [61] C. Hämmerle, I. Sailer, A. Thoma, G. Hälgl, A. Suter, and C. Ramel, Les céramiques dentaires en pratique clinique.
- [62] <https://www.sciencedirect.com/journal/science-and-technology-of-materials>
- [63] National Institute of Dental and Craniofacial Research, <https://www.nidcr.nih.gov/>