



HAL
open science

Les armatures zircone et métallique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée : étude des aspects biologiques et biomécaniques

Arthur Py

► **To cite this version:**

Arthur Py. Les armatures zircone et métallique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée : étude des aspects biologiques et biomécaniques. Médecine humaine et pathologie. 2024. dumas-04706687

HAL Id: dumas-04706687

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04706687v1>

Submitted on 23 Sep 2024

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0
International License

THESE

**POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Les armatures zircone et métallique en prothèse conjointe
unitaire implanto-portée : étude des aspects biologiques
et biomécaniques.***

Présentée par

PY Arthur

Né(e) le : 08/08/1998

A : Aix-en-Provence
13100

Promotion :
Raymond SANGIUOLO

Thèse soutenue le : **06/02/2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur **RUQUET Michel**

Assesseurs : Docteur STEPHAN Grégory

Docteur **MENSE Chloé**

Docteur **BOREL Guillaume**

THESE

**POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE**

Présentée et publiquement soutenue devant

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

Faculté des Sciences Médicales et Paramédicales
(Doyen : Monsieur le Professeur Georges LEONETTI)

Ecole de Médecine Dentaire
(Directeur : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

***Les armatures zircone et métallique en prothèse conjointe
unitaire implanto-portée : étude des aspects biologiques
et biomécaniques.***

Présentée par

PY Arthur

Né(e) le : 08/08/1998

A : Aix-en-Provence
13100

Promotion :
Raymond SANGIUOLO

Thèse soutenue le : **06/02/2024**

Devant le jury composé de

Président : Professeur **RUQUET Michel**

Assesseurs : Docteur STEPHAN Grégory

Docteur **MENSE Chloé**

Docteur **BOREL Guillaume**

ADMINISTRATION

Doyens Honoraires

Professeur	Raymond SANGIUOLO†
Professeur	Henry ZATTARA
Professeur	André SALVADORI
Professeur	Jacques DEJOU

Directeur

Professeur	Bruno FOTI
------------	------------

Directeurs adjoints

Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

Chargés de missions

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Alain TOSELLO

Responsable Administrative

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

PROMOTIONS :

2019 Raymond SANGIUOLO
2020 Gaston BERGER
2021 Joseph MIGOZZI
2022 Jérôme GALLION
2023 Serge DIBART

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

BUKIET Frédéric (58-01)
ESCLASSAN Rémi (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
LE GALL Michel (56-01)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)
TERRER Elodie (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITÉS

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	GUIVARC'H Maud (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	JACQUOT Bruno (58-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	LAN Romain (56-02)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Michel (58-01)
BLANCHET Isabelle (56-01)	MENSE Chloé (58-01)
BOHAR Jacques (56-01)	NOIRRIT-ESCLASSAN Emmanuelle (56-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
CASAZZA Estelle (58-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

PRATICIENS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES

MANSUY Charlotte (58-01)
PILLIOL Virginie (58-01)

CHEFS DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS - ASSISTANTS DES HÔPITAUX

BAUDINET Thomas (58-01)

BENAMARA Yamina (58-01)

BOREL Guillaume (56-02)

BRINCAT Arthur (57-01)

BROS Agnès (56-01)

CHAMAYOU Chloé (56-01)

CREST Marion (58-01)

CURIALE Léa (56-01)

DUPRAT Florence (56-01)

FOUQUES Agathe (56-01)

HAMMOUTENE Stéphane (57-01)

HOARAU Emilie (57-01)

LAFONT Jacinthe (57-01)

MOZZICONACCI Léa (58-01)

OHANESSIAN Romain (57-01)

OLIVIER Thomas (56-01)

ONGHENA Tom (56-01)

PRINCE Fanny (58-01)

RANCHAIN Théo (57-01)

REYNAL Florence (56-01)

ROMAO Vincent (57-01)

ROUSCOFF Eva (56-01)

RUFAS Pierre (58-01)

RUIZ Pierre-Mathieu (58-01)

STALLA Martin (58-01)

STEPHAN Thomas (58-01)

TERRER Jérémy (58-01)

CHEFFE DE CLINIQUE DES UNIVERSITÉS ASSOCIÉE

BROTONS Adèle (56-01)

Intitulés des sections CNU :

56^{ème} section : Développement, croissance et prévention

56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale

56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale

57^{ème} section : Chirurgie orale, Parodontologie, Biologie Orale

57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale

58^{ème} section : Réhabilitation orale

58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

***Au Président de jury de cette thèse,
Monsieur le Professeur Michel RUQUET***

Merci de l'honneur que vous me faites en présidant ce jury.

Un grand merci pour la bienveillance, la disponibilité et le tact dont vous m'avez témoigné durant mon cursus.

Ces cinq années passées à vos côtés ne furent que trop courtes. Elles n'ont pas seulement été une période d'apprentissage, mais une immersion dans un environnement où votre humour éclairé et votre proximité exceptionnelle ont créé une atmosphère chaleureuse et stimulante. Votre rôle paternel, empreint de sollicitude et de guidance, a été une force motrice qui a consolidé mon désir de demeurer près de vous au sein de l'équipe de Prothèses.

Je suis profondément reconnaissant pour les années exceptionnelles que j'ai passé à vos côtés et je tacherai de me montrer à la hauteur de l'homme que vous êtes.

Vous représentez le dévouement et l'équité pour vos patients comme avec vos étudiants.

*A mon Directeur de thèse,
Monsieur le Docteur Grégory STEPHAN*

Je tenais, au travers de ce travail, vous exprimer ma profonde gratitude pour l'investissement que vous avez consenti tout au long de cette année.

Votre exigence et votre expertise ont marqué chacune de mes matinées du jeudi. Malgré mes erreurs, vous avez su demeurer non seulement professionnel, mais aussi empreint de bienveillance et de pédagogie. Pour cela, je tiens à vous exprimer ma plus sincère gratitude.

Chaque moment passé à vos côtés a été une leçon précieuse.

Cette année, j'ai pu découvrir un véritable mentor.

J'espère pouvoir affirmer que l'on retrouve votre empreinte dans ce travail.

A Madame la Docteur Chloé MENSE,

Je tiens à vous exprimer ma gratitude pour l'honneur que vous me faites en acceptant de faire partie de ce jury.

Votre présence, en tant que membre de cette assemblée, ajoute une dimension supplémentaire à cet événement significatif.

Il est impossible de ne pas reconnaître le rôle crucial que vous avez joué dans mes débuts en implantologie, et je me souviens, avec une reconnaissance particulière, du moment où vous avez été la première à me mettre le pied à l'étrier, en collaboration avec les docteurs Silvestri et Tavitian.

Merci encore pour l'impact positif que vous avez eu sur ma formation.

A Monsieur le Docteur Guillaume BOREL,

A mon ami, merci de faire partie de ce jury en ce jour spécial.

J'ai eu l'un des plus beaux cadeaux avant ce Noël 2018, celui de te rencontrer. Pendant ce stage de découverte à l'hôpital on s'est retrouvé tous les deux, toi un cinquième année plutôt à l'aise ou du moins qui essayait d'y paraître, moi un petit jeune qui tentait de te faire bonne impression.

Je te trouvais... particulier, mais attachant, tout de même assez particulier. Tes premiers mots pour me qualifier étaient peu élogieux, tout ça pour une histoire d'allergie.

L'année qui a suivi nous nous étions grandement éloignés, à mon grand regret, mais quelle joie cela a été de te retrouver lors de mon entrée à l'hôpital.

Notre relation a naturellement évolué et j'ai su, dès cette année, que je voulais passer ma vie professionnelle avec toi.

Trois années plus tard, on se retrouve ici, et au cabinet.

Je sais que je peux compter sur toi autant que tu peux compter sur moi, j'en ai la preuve chaque jour.

Il y a des rencontres qui changent une vie. Merci de faire partie de la mienne.

A Émilie et Nathalie

Mes pensées vont à vous, qui m'avez secouru et apporté votre aide à maintes reprises, je ne saurais dire combien de fois.

Grâce à vous mes études ont été bien plus sereines.

Merci à toutes les deux (toujours Hugo le chouchou Nathalie ?)

À Madame la Professeure « cheffe » RASKIN

Je tenais, par ces quelques mots, vous remercier pour votre dévouement envers les étudiants. Dévouement qui ne fut pas forcément salué et pourtant si important. Vous avez toujours su répondre présente comme ce fut le cas lorsque j'étais délégué avec Hugo.

Je ne garderai que de bons souvenirs à vos côtés, et surtout votre humour acéré, est-ce donc cela l'humour belge ?

Merci pour tout.

À Monsieur le Directeur Bruno FOTI

Cher Directeur,

Par le biais de ces mots, je tenais à exprimer tout le respect que j'ai envers l'homme que vous êtes.

Merci de faire de notre éducation une expérience riche et significative par la fonction que vous occupez parfaitement.

À Margaux

*À ma partenaire de chaque instant, au fil de ces années, je souhaite te remercier.
Ton soutien infailible, ta motivation inébranlable et l'épaule réconfortante que tu m'as
toujours offerte ont été des éléments essentiels de ma vie.
Merci pour ton engagement indéfectible, pour avoir insufflé une énergie positive dans ma vie.
Chacun de ces gestes a contribué à rendre notre quotidien exceptionnel.
Avec reconnaissance, je te remercie de tout cœur d'avoir choisi de partager ta vie avec moi.
Ces années passées à tes côtés ont été une source constante de bonheur et d'épanouissement,
et je suis impatient de continuer à construire notre futur ensemble.*

Nous avons grandi ensemble, tu m'as fait grandir.

À mes chers parents et ma sœur

*En ce moment les mots peinent à traduire toute la gratitude que je ressens envers vous.
Vos sacrifices, votre dévouement et vos encouragements constants sont les fondations de la
personne que je suis devenue. Chaque échec surmonté, chaque succès obtenu, je le dois en
grande partie à vous.
Vous m'avez montré que la persévérance n'est pas simplement une qualité mais un mode de
vie, et le travail acharné, bien plus qu'une obligation, une source d'accomplissement.
Aujourd'hui, je me tiens devant vous prêt à affronter la vie avec la détermination que vous
m'avez inculquée.*

Je n'aurai pu rêver d'une meilleure famille.

À Charles et Hugo mes fadaaas préférés

*Pas grand-chose à vous dire à part que ces années étaient bien trop courtes en votre si bonne
compagnie. Merci pour tous ces moments qui resteront gravés dans ma mémoire.
Un nouveau chapitre de notre vie s'annonce, plus que toi Charlidou.
Pour le reste vous savez tout.*

À Hervé, Pascal, Véro, Pao et Anne-Laure

*Je n'aurai pu rêver mieux pour mon stage d'entrée dans la vie active.
Merci pour tout ce que vous avez fait pour moi. Chaque jour est un réel bonheur de venir
travailler quand je sais que je suis avec vous.
Je peux dire que j'ai trouvé ma deuxième famille.*

TABLE DES MATIÈRES :

Introduction	1
1. Les matériaux en implantologie orale	2
a. Les différents types de matériaux utilisés en tant qu'armatures	2
b. Propriétés des biomatériaux	5
2. Les différents types d'armatures en implantologie orale	7
a. L'or	7
i. Généralités et propriétés	7
ii. Caractéristiques biologiques et biomécaniques	8
iii. Limites de l'or	9
b. Le Co-Cr	9
i. Généralités et propriétés	9
ii. Caractéristiques biologiques et biomécaniques	10
iii. Limites de l'alliage Co-Cr	14
c. Le titane	15
i. Généralités et propriétés	15
iii. Caractéristiques biologiques et biomécaniques	16
iv. Limites du titane	28
d. La zircone	29
i. Généralités et propriétés	29
iii. Caractéristiques biologiques et biomécaniques	31
iv. Limites de la zircone	38
3. Les différents rôles des armatures en implantologie orale	41
a. Rôle mécanique	41
b. Rôle biologique	47
c. Rôle esthétique	53
Conclusion	58
Bibliographie	I
Table des figures	A
Tables des tableaux	

INTRODUCTION

L'histoire de l'implantologie orale est étroitement liée à l'évolution des matériaux prothétiques utilisés. Au cours des cinq dernières décennies, praticiens et chercheurs ont exploré diverses options pour améliorer la biocompatibilité, la résistance mécanique et l'esthétique de ces matériaux. Cette transformation constante des pratiques, alliée aux progrès technologiques, a profondément transformé la façon dont nous abordons la réhabilitation orale. Dans ce contexte-là, la prothèse conjointe unitaire implanto-portée est devenue une option thérapeutique courante pour répondre aux besoins des patients édentés partiels.

Au cœur de cette avancée se trouve le choix crucial des matériaux d'armature pour soutenir ces restaurations ; que ce soit avec des matériaux anciens comme l'or et le cobalt-chrome ou avec des matériaux plus récents, notamment le titane et la zircone. Bien que ces deux derniers aient suscité un intérêt considérable, en raison de leurs propriétés biomécaniques distinctes et de leur compatibilité biologique, des questions persistent quant à leurs performances cliniques, à leur interaction avec les tissus péri-implantaires, et à leur influence sur la pérennité des restaurations.

Si de nombreux auteurs ont déjà étudié les caractéristiques des matériaux en implantologie, aucune recherche récente n'a jusqu'à présent étudié et comparé les propriétés des armatures zircone et métallique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée, ainsi que leur pertinence clinique.

Afin d'y contribuer, nous émettons la problématique suivante : Dans quelles mesures le choix des armatures métallique et zircone apporte-t-il un intérêt clinique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée ?

Pour y répondre, nous ferons un état des lieux sur les pratiques actuelles, d'étudier les facteurs influençant le choix d'un matériau plutôt qu'un autre en fonction du cas clinique, et donc de considérer l'avenir de ces différents matériaux en prothèse conjointe unitaire implanto-portée. Notre objectif est d'éclairer la prise en charge clinique à travers des traitements plus efficaces, plus prévisibles et plus adaptés aux besoins individuels des patients, ouvrant ainsi de nouvelles perspectives sur ce domaine en constante évolution qu'est l'implantologie.

1. Les matériaux en implantologie orale

1.1. Les différents types de matériaux utilisés en tant qu'armatures

Historiquement, l'utilisation d'armatures en or était la méthode traditionnelle privilégiée. Puis, au cours des années 1970, la conception des armatures en alliages précieux est devenue le gold-standard, soit la méthode de référence utilisée par la majorité des praticiens. L'évolution majeure était de pouvoir améliorer la stabilité occlusale ainsi que la gestion de l'esthétique en introduisant des éléments de céramique cosmétique. Néanmoins, les alliages précieux étaient sujets à des inexactitudes en raison des processus de la cire perdue et des étapes en laboratoire, et leur coût constituait également un facteur à prendre en compte. C'est pourquoi ces méthodes et matériaux ont été progressivement abandonnés¹ au fil du temps.

Afin d'étudier le panel de matériaux utilisés dans les pratiques, il est nécessaire d'évoquer les techniques de fabrication des armatures. En effet, certains matériaux sont apparus au fur et à mesure du développement des techniques de fabrication.

On recense deux techniques principales : la méthode coulée et la CFAO. La technique de coulée est un processus de fabrication qui consiste à créer des composants prothétiques en coulant un matériau métallique, généralement un alliage, dans un moule préalablement fabriqué à partir d'une empreinte sur laquelle la pièce a été fabriquée en cire, cire éliminée pour laisser place à l'alliage (technique de cire perdue). Cette technique est couramment utilisée pour fabriquer des armatures. Une fois que le matériau est coulé dans le moule et refroidi, il est ensuite soumis à des étapes de finition et d'ajustement.

Si l'on s'intéresse à la méthode de CFAO, Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur, cette dernière est à la fois simple, rapide, ajustable et précise. Les données publiées dans la littérature indiquent que les armatures implantaires réalisées à l'aide de techniques de CFAO offrent des résultats cliniques aussi satisfaisants que les méthodes conventionnelles. Cependant, aucune amélioration significative par rapport à ces dernières n'a été clairement démontrée à ce jour.^{2,3}

Néanmoins, les techniques de CFAO offrent une série d'avantages qui semblent être déterminants : la précision, la reproductibilité, des protocoles sécurisés, la variété des matériaux utilisables, l'économie de temps, et des coûts réduits. Il est essentiel de garder à l'esprit que ces techniques dépendent encore largement de la compétence de l'opérateur et exigent un strict respect des protocoles. Une formation appropriée dans l'utilisation des logiciels informatiques et une grande rigueur dans la conception prothétique demeurent indispensables.⁴

Dans les années 1970-1980, l'alliage Cobalt-Chrome, non précieux, a gagné en popularité en raison de ses excellentes propriétés mécaniques et de son coût modéré. Il a également offert une solution aux problèmes d'allergies associés au Nickel-Chrome.



Cependant, il convient de noter que la composition de ces alliages peut varier en fonction des spécificités de chaque cas. Par la suite, le titane est rapidement devenu le matériau de remplacement, ce qui a permis d'optimiser la précision d'ajustage et les performances cliniques.

Néanmoins, il ne faut pas négliger le fait que la coulée du titane peut être complexe dans des structures non industrielles. La première génération d'armatures en titane se caractérisait par une liaison réalisée au moyen de la soudure laser⁵, puis elle a laissé place aux techniques de CFAO, autrement dit : à l'usinage.

Figure 1 : Usineuse de laboratoire 5 axes G5 Dental Machine®



Figure 2: Disque de Titane grade 5
ø 98,5mm Dental Machine®



Figure 3 : Usineuse de cabinet bimoteur CEREC
MCX Dentsply Sirona®

L'usinage a donc succédé à la méthode coulée, traditionnellement employée. Il a pour principe d'enlever de la matière de façon à donner à la pièce brute la forme et les dimensions voulues, à l'aide d'une machine-outil, et permet d'obtenir des pièces d'une grande précision.

En d'autres termes, l'usinage implique la découpe de blocs de métaux, et par la suite de céramique, pour créer des éléments prothétiques avec une grande précision, évitant ainsi les distorsions liées à la coulée.

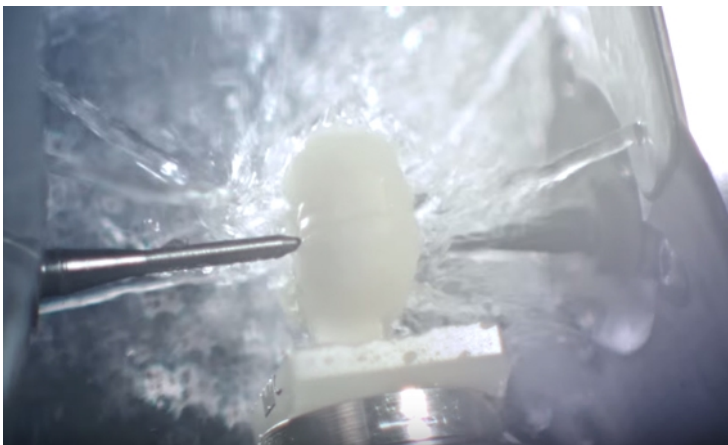


Figure 4 : Usinage d'un bloc silicate de lithium renforcé à la zircone CELTRA Duo Dentsply Sirona®

Ainsi, l'usinage produit des composants prothétiques à partir de matériaux bruts de manière extrêmement précise. Comme mentionné précédemment, les armatures implantaires exigent une excellente adaptation, et cette méthode permet d'atteindre un degré plus élevé de précision par rapport à la technique conventionnelle de coulée.⁶

L'introduction de la technique d'usinage a engendré plusieurs modifications dans le processus de fabrication des prothèses dentaires. Les armatures, autrefois coulées, ont progressivement été remplacées par des armatures usinées. Certaines étapes ont tout de même dû être conservées telle que l'utilisation d'une clé en plâtre au-delà de trois éléments prothétiques, pour garantir la précision de l'empreinte à partir de laquelle l'armature "monobloc" sera créée.

L'usinage a été rendu possible grâce à divers matériaux, initialement avec le chrome-cobalt, puis le titane, et aujourd'hui la zircone. Avec le temps, l'usinage s'est imposé comme le procédé de fabrication privilégié, en particulier pour le titane, en raison de la complexité de la coulée dans des installations non industrielles. Néanmoins, l'usinage présente quelques inconvénients, notamment une perte significative de matière première et l'usure rapide des fraises utilisées, ce qui peut engendrer des coûts élevés.

Enfin, un des matériaux les plus répandus : la zircone qui a été progressivement intégrée dans le panel de matériaux permettant la conception précise d'armatures implantaires fixes de petite puis de grande étendue. Ses principaux atouts résident dans sa biocompatibilité ainsi que ses excellentes propriétés mécaniques et optiques⁷. C'est un matériau qui exige une fabrication très méticuleuse, car en l'absence de cette précision, des fractures de l'armature ou des problèmes d'éclats, "chipping", peuvent survenir. Pour pallier ces problèmes, il est parfois envisageable de céramiser uniquement la partie vestibulaire d'un bridge "full zircone".⁸

Aujourd'hui deux matériaux sont dits "gold standard", soit les plus utilisés dans les pratiques, il s'agit du titane et de la zircone.

1.2. Propriétés des biomatériaux

Afin d'étudier le comportement des biomatériaux utilisés, il a fallu quantifier les divers types de contraintes qu'ils pouvaient supporter. Seules les propriétés essentielles à notre propos seront abordées.

- **La ténacité** est la capacité d'un matériau à résister à la propagation d'une fissure. Elle mesure la capacité d'un matériau à absorber l'énergie avant de se rompre ou de se fracturer complètement.

Elle s'exprime en $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ (*MPa : Mégapascal*).

- **La dureté** est la propriété d'un matériau qui mesure sa capacité à résister à la pénétration ou à l'indentation par un autre matériau.

L'unité de mesure de la dureté est le Vickers.

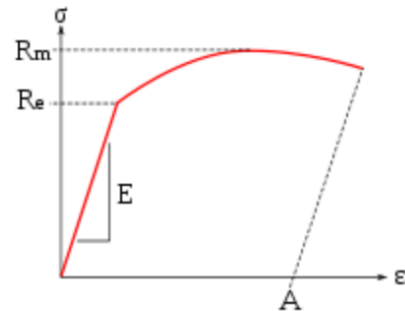
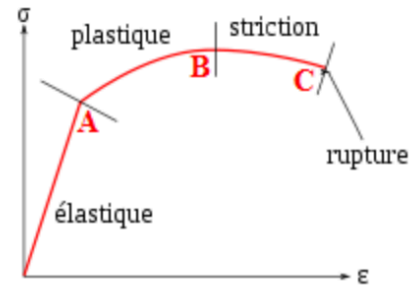
- **La résistance à la flexion et à la compression** caractérisent l'aptitude d'un matériau à résister à une déformation plastique. En effet au-delà d'une certaine force appliquée le matériau subit une déformation irréversible qui aboutit à la fracture.

Ce sont des grandeurs physiques exprimées en MPa.

- **Le module de Young** est une grandeur physique qui relie la contrainte de traction et le début de la déformation de matériaux. Un matériau dont le module de Young est élevé est rigide et inversement s'il est bas le matériel sera souple.

C'est une grandeur physique exprimée en GPa, le module de Young est aussi appelé module de traction ou module d'élasticité longitudinale. Il relie la contrainte de traction (ou de compression) au début de la déformation d'un matériau élastique.

Au point A, la déformation est encore réversible (déformation élastique), au point B elle est irréversible (plastique) et arrivée au point C il y a rupture ou fracture du matériau.



- **Le coefficient de dilatation thermique** est une grandeur physique qui mesure le degré de variation dimensionnelle d'un matériau en réponse à une variation de température. Il indique à quelle vitesse et dans quelle mesure un matériau se dilate ou se contracte lorsque sa température change. Il permet de prédire la façon dont les matériaux réagiront aux variations de température, évitant ainsi des problèmes liés à la dilatation ou à la contraction des matériaux.

Le coefficient de dilatation thermique est généralement exprimé en unités de changement de longueur par unité de longueur par degré Celsius.

- **La résistance à la corrosion** est la propriété qu'a un matériau à résister à l'action de substances corrosives ou à résister à sa dégradation.

Selon les secteurs qui seront réhabilités, certaines propriétés seront donc plus importantes, par exemple en secteur postérieur, les propriétés mécaniques primeront sur l'esthétique. Les indications guideront donc notre choix thérapeutique vers un nombre de biomatériaux restreint.

2. Les différents types d'armatures en implantologie orale

2.1. L'Or

2.1.1. Généralités et propriétés

L'utilisation des alliages précieux, alliages ayant pour base l'or, a diminué en France depuis les années 1970. Cependant, les alliages avec la proportion la plus élevée en or ont été le matériau de référence pour les armatures prothétiques du fait de la bonne biocompatibilité avec les tissus, de la résistance à la corrosion ainsi que de la malléabilité.⁹

L'or n'est pas utilisé sous forme pure, mais plutôt incorporé dans des alliages qui comprennent également du palladium, du platine, et de l'argent, en des proportions variables en fonction de la teneur en or. Ces alliages sont obtenus par un processus de coulée. Les propriétés mécaniques de ces différents alliages varient en fonction de la composition des éléments principaux, à savoir l'or, le palladium et le platine mais surtout grâce aux traitements thermiques.^{10,11,12} Cependant, ce sont les éléments d'addition tels que le zinc, l'argent, l'étain, l'indium, et le cuivre qui ont le plus d'influence sur ces propriétés.

Ces alliages sont principalement utilisés comme armatures dans le cadre de restaurations céramo-métalliques, en raison de leurs propriétés biomécaniques spécifiques. La ténacité n'est pas un paramètre particulièrement pertinent à considérer, car les alliages ne sont pas soumis directement à ce type de contrainte. En revanche, le module d'élasticité, qui mesure la rigidité ou la souplesse du matériau, ainsi que la dureté, sont des paramètres cruciaux à prendre en compte.

Leur rigidité joue un rôle protecteur essentiel pour la céramique de recouvrement, en limitant sa flexion ; une flexion excessive pourrait causer des fractures, ce qui explique l'importance de maintenir une rigidité appropriée dans ces matériaux.

Cela nous conduit à la liaison céramo-métallique et à sa résistance, qui varie en fonction des alliages présents. La liaison entre l'alliage et la céramique s'opère par la présence d'une couche d'oxyde en surface sur l'alliage. Sachant que les alliages précieux n'ont pas naturellement une couche d'oxyde suffisante à leur surface, il devient alors nécessaire d'ajouter des éléments tels que l'indium, le gallium ou l'étain en faible quantité pour induire la formation d'une couche d'oxyde.¹²

Du point de vue biologique et esthétique, les alliages à haute teneur en or, renforcés par la présence de palladium et de platine, utilisés comme armature implanto-portée de faible

étendue, ne présentent généralement aucun risque de coloration de la céramique ou de la gencive du fait qu'ils ne contiennent généralement pas d'argent.¹¹

2.1.2. Caractéristiques biologiques et biomécaniques

La coulée est un processus composé de nombreuses étapes qui peut entraîner des risques pour la reconstruction prothétique du point de vue biomécanique. Parmi ces risques figure la formation de porosités, ce qui peut rendre l'alliage plus fragile.

Si nous examinons les tableaux ci-dessous, les données biomécaniques des alliages à haute noblesse et des alliages nobles, nous constatons qu'elles présentent des similitudes marquées. Cependant, il est important de noter qu'au sein d'une même catégorie d'alliages, il peut exister des variations significatives. Ces variations permettent de répondre à différentes indications cliniques.

Tableau 1 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages à haute teneur en or, dits alliages à noblesse élevée.¹³

Éléments principaux	Éléments d'additions	Dureté (Vickers)	Module d'élasticité (Gpa)
Or - Platine : Au (75-90%) Pt (8-19%)	Zinc (Zn) Indium (In)	1,9 - 2,6	80 - 100
Or - Palladium : Au (75%) Pd (20%)	Argent (Ag) Étain (Sn) Indium (In)	2,3 - 2,5	90 - 115
Or - Platine - Palladium : Au (75-85%) Pt (2-10%) Pd (2-17%)	Argent (Ag) Indium (In) Zinc (Zn) Étain (Sn)	2,2 - 2,7	85 - 120

Tableau 2 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages à teneur en or réduite, dits alliages nobles.¹³

Éléments principaux	Éléments d'additions	Dureté (Vickers)	Module d'élasticité (Gpa)
Or - Palladium : Au (49-60%) Pd (30-40%)	Indium (In) Cuivre (Cu) Étain (Sn)	2 - 2,8	110 - 130
Or - Palladium - Argent : Au (40-60%) Pd (25-46%) Ag (5-19%)	Indium (In) Cuivre (Cu) Étain (Sn)	2 - 2,8	110 - 130

2.1.3. Limites de l'or

L'emploi de l'or associé au palladium, alliage connu sous le nom d'or blanc, ou encore au platine, a connu une réduction progressive au fil du temps, et cela peut s'expliquer pour plusieurs raisons.

En premier lieu, ce sont tous trois des métaux précieux qui engendrent des coûts élevés. Les restaurations impliquant de l'or, du palladium et du platine sont généralement plus onéreuses que d'autres alternatives, restreignant ainsi leur accessibilité à de nombreux patients. De plus, les progrès dans le domaine des biomatériaux ont ouvert la voie au développement d'armatures métalliques et céramiques qui offrent des performances mécaniques supérieures à un coût moindre.¹

Enfin, il est essentiel de souligner un problème significatif lié à la coulée, à savoir la perte ou la détérioration des matériaux. Par exemple, quand des inclusions non métalliques telles que des particules de poussière ou des impuretés se retrouvent piégées dans le matériau fondu ou quand il y a des imperfections dans le moule, comme des fissures ou des porosités.

2.2. Le Co-Cr

2.2.1. Généralités et propriétés

A la fin du XXe siècle, en raison de facteurs économiques, les alliages métalliques non-précieux, comme le cobalt-chrome, ont émergé et se sont répandus en raison de leur résistance mécanique élevée, de leur bonne durabilité, ainsi que de leur adaptabilité.¹⁴

Nous citerons de manière anecdotique l'alliage Nickel-Chrome, étant donné sa disparition à la suite de la mise en évidence du potentiel hautement allergène du Nickel,¹⁵ et nous concentrerons sur l'alliage Cobalt-Chrome, Co-Cr, encore utilisé aujourd'hui.

Historiquement, cet alliage a été obtenu par un procédé de coulée avant d'être mis en œuvre par usinage et enfin par frittage laser. Comme pour les alliages nobles, les propriétés mécaniques des divers alliages diffèrent selon la composition des éléments majoritaires : Cobalt et Chrome mais ce sont les éléments d'addition, tels que le Molybdène et le Tungstène qui affectent le plus ces propriétés. Ils sont principalement utilisés en tant qu'infrastructures lors de reconstitution céramo-métallique grâce à leurs propriétés biomécaniques.

2.2.2. Caractéristiques biologiques et biomécaniques

Le chrome joue un rôle essentiel dans l'amélioration des propriétés mécaniques de l'alliage auquel il appartient, notamment en favorisant la formation de carbure de chrome. Il renforce la résistance, la dureté, l'élasticité et la ductilité de cet alliage.^{16, 17, 18} Le cobalt, quant à lui, apporte une résistance accrue, une rigidité supplémentaire et une dureté renforcée à l'alliage.

Le molybdène et le tungstène agissent en tant que durcisseurs, mais le molybdène a également la particularité de réduire le coefficient d'expansion thermique de l'alliage. Il favorise la passivation, la trempe, et le revenu, tout en augmentant la dureté et la ductilité de l'alliage.^{16, 19}

Tableau 3 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages Co-Cr.¹³

Éléments principaux	Éléments d'additions	Dureté (Vickers)	Module d'élasticité (Gpa)
Cobalt - Chrome : Co (55-63%) Cr (20-30%)	Molybdène (Mo) Tungstène (W)	2,8 - 3,2	200 - 230

Les alliages non précieux présentent des propriétés mécaniques supérieures par rapport aux alliages (semi)précieux. Pour évaluer ces propriétés, la norme ISO 6892 mesure le module d'élasticité, tandis que la norme ISO 6507-1 détermine la dureté Vickers. En ce qui concerne les structures à base d'alliage Co-Cr, elles se caractérisent par une plus grande dureté et une rigidité accrue, allant jusqu'à 40 à 50 % de plus que les alliages précieux ou le titane. Cette

caractéristique permet de créer des infrastructures plus légères et plus fines pour les restaurations céramo-métalliques, notamment des chapes d'une épaisseur de 2 à 3/10 mm, avec des contours coronaires et une occlusion mieux adaptée.^{20,21}

En comparant les alliages nobles ou à noblesse élevée aux alliages non nobles, il est clairement observable que le module d'élasticité dans l'alliage Co-Cr est deux fois plus élevé. En doublant cette valeur, il devient évident que cet alliage est deux fois plus rigide que les alliages à base d'or.

Tableau 4 : Propriétés mécaniques des alliages coulés non précieux.

	Limite élastique (MPa)	Limite de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
TCM : NiCr	250-730	400-1000	145-220	6,0-20,0	210-380
TCM : CoCRMö	460-640	520-820	145-220	6,0-15,0	330-460

Co : cobalt ; Cr : chrome ; Mo : molybdène ; Ni : nickel ; TCM : technique céramo-métallique.

Le test de traction demeure le principal protocole d'évaluation des propriétés mécaniques des alliages métalliques. Concernant les échantillons testés lors du processus de mise en œuvre par SLM (fusion laser sur lit de poudre), ils présentent systématiquement une limite d'élasticité excédant les 500 MPa, un allongement à la rupture supérieur à 2 % et un module de Young dépassant les 150 MPa.

D'un point de vue biologique, et plus précisément sur le pourcentage de corrosion, l'alliage Co-Cr mis en œuvre par la technique de coulée présente une résistance moindre que les alliages nobles. En effet, la résistance à la corrosion des alliages de Co-Cr fabriqués par usinage ou frittage laser est supérieure à celle des alliages coulés de manière conventionnelle.²²

En général, il est possible de conclure que les alliages de chrome-cobalt produits par SLM présentent une résistance à la corrosion similaire, voire légèrement meilleure, que les alliages fabriqués par coulée et usinage. Cette capacité à résister à la corrosion s'explique en grande partie par la présence d'une fine couche d'oxydes, mesurant seulement quelques nanomètres, qui favorise la passivation de la surface. La composition chimique de cette couche semble davantage dépendre de la nature de la poudre utilisée que du processus de fabrication lui-même.²³

L'ion Cobalt est reconnu pour être toxique pour les tissus environnants. Il est admis que la corrosion est dépendante de la nature du matériau et de l'état de surface qui est modifié selon la mise en œuvre de l'alliage et est plus rugueuse en SLM qu'en coulée ou en usinage. Cela entraîne que la quantité globale d'ions libérés reste en deçà du seuil de 200 mg/cm²/7 jours établi par la norme ISO-10271, qui régit les méthodes et les protocoles d'essai visant à évaluer la résistance à la corrosion des produits métalliques destinés à être utilisés dans la cavité buccale.

Sur le marché est apparu depuis quelques années le disque de Co-Cr permettant leur usinage. Il réduit la porosité de l'alliage en éliminant les imperfections inhérentes à la méthode de coulée. L'usinage de cet alliage en une seule pièce accroît considérablement sa résistance et sa précision d'ajustement par rapport à la méthode de coulée. De plus, étant donné la généralisation de l'usinage, le fraisage des armatures en chrome-cobalt offre un excellent rapport qualité-prix.²⁴

Les avancées en CAO ont permis de fusionner, par la technique SLM, des poudres d'alliages Co-Cr lors de la réalisation des armatures. Cette technique de frittage laser s'est avérée économiquement avantageuse et permet une adhérence accrue de la céramique à l'armature.²⁵

Cependant, il a été mis en évidence que l'adaptation interne et marginale ne satisfait pas des valeurs cliniquement acceptables, nettement inférieures à l'usinage et également inférieur à la coulée.²⁶ D'un autre côté, Akçin et al.²⁷ et Markarian et al.²⁸ ont mis en évidence trois ans plus tard une adaptation nettement plus acceptable allant de 18 µm à 85µm

A notre connaissance, il n'existe pas de consensus, ni norme spécifique pour évaluer la capacité d'un système de fabrication à reproduire exactement le modèle conçu initialement par ordinateur. C'est pourquoi les protocoles de métrologie retrouvés dans les articles sont divers et variés. De plus, au-delà des problèmes de métrologie, il n'existe pas de cahier des charges relatif à l'adaptation des pièces prothétiques. Les seules données accessibles sont issues de la littérature.²⁹

Tableau 5 : Résultats des articles en rapport avec le PFSI (prothèse fixée implanto-portée) concernant la précision d'adaptation.

Caractéristiques	Mesures des dispersions	Type de restaurations étudiées et protocole de métrologie
Articles		
Akçin <i>et al.</i> , 2018 ²⁷	<ul style="list-style-type: none"> - Mesure de l'épaisseur marginale : de 25 ± 14 à $61 \pm 24 \mu\text{m}$ - Mesure de l'épaisseur occlusale : de 183 ± 35 à $210 \pm 55 \mu\text{m}$ 	<ul style="list-style-type: none"> - PFSI de 3, 4 ou 5 dents - Mesure de l'épaisseur d'un silicone au MO
Svanborg <i>et al.</i> , 2018 ⁶	<ul style="list-style-type: none"> - Mesure de la déformation dans le plan vertical : de $1,6 \pm 0,6$ à $2,2 \pm 0,9 \mu\text{m}$ - Mesure de la déformation dans le plan horizontal : de $7,6 \pm 4,2$ à $11,5 \pm 5,0 \mu\text{m}$ 	<ul style="list-style-type: none"> - PFSI maxillaire de 14 dents - Scannage puis repositionnement informatique par rapport au modèle CAO
Markarian <i>et al.</i> , 2018 ²⁸	<ul style="list-style-type: none"> - Mesure de l'espace : $24,705 \mu\text{m} \pm$ et $18,405 \mu\text{m}$ avant et après cycles mécaniques 	<ul style="list-style-type: none"> - PFSI 1 dent - Mesure de l'espace entre le pilier et le col implantaire au MEB

MO : microscope optique ; MEB : microscope optique à balayage ; NR : non renseigné.

Par ailleurs, en ce qui concerne la liaison métal-céramique, il convient de noter que dans les restaurations céramo-métalliques, les alliages non précieux jouent un rôle essentiel en offrant un support rigide et résistant, ce qui les rend moins sensibles à la déformation lors de la cuisson des céramiques. Cependant, il est important de souligner que cette interaction peut réduire la résistance à la corrosion et à la tension de l'alliage. Il est donc crucial que l'alliage ait un point de fusion supérieur d'au moins 100°C par rapport à la température de cuisson des premières couches de céramique, qui est généralement de 980°C.¹⁴

La liaison entre la céramique et le métal dépend de trois modes d'interaction distincts :

- L'interaction physico-chimique repose sur la capacité de la céramique en fusion à mouiller la surface du métal,
- La liaison chimique,
- L'ancrage mécanique, qui est le mode principal, est basé sur des forces de rétention et de contraction, ainsi que sur l'adhérence, notamment les forces de Van der Waals. Il implique également la formation d'oxydes métalliques et tire profit des rugosités de surface de l'alliage, qui peuvent résulter du sablage et des micro-rugosités générées lors de la cuisson de la céramique. Il est important de noter que les coefficients d'expansion

thermique et les propriétés physiques des alliages et des porcelaines sont choisis de manière à être proches, et que la céramique est soumise à des contraintes de compression.

Pour qu'une liaison métal-céramique soit considérée comme ayant une résistance à la flexion acceptable, conformément aux tests normalisés tels que DIN Draf 13927,³⁰ les spécifications ANSI/ADA n° 38 et la norme NF EN ISO 9693,^{30,31} elle doit atteindre au moins 25 MPa. Les résistances observées pour les alliages Co-Cr se situent généralement entre 35 et 95 MPa,²¹ ce qui les place à des niveaux comparables voire supérieurs à ceux des alliages précieux.

2.2.3. Limites de l'alliage Co-Cr

Les alliages de cobalt-chrome présentent certaines limites, en particulier du point de vue biologique.

L'une de ses limites majeures réside dans le risque de provoquer une réaction inflammatoire chronique lorsqu'il entre en contact avec les tissus. Cette réaction biologique indésirable peut être due à la libération de certains ions issus de la corrosion des alliages et peut avoir des conséquences néfastes sur la santé orale des patients.

Lorsque les alliages de cobalt-chrome sont utilisés comme armatures implanto-portée, il est impératif de faire preuve de vigilance, en particulier dans les zones esthétiques, car ces matériaux peuvent présenter des limites sur le plan esthétique : leur couleur et leur apparence peuvent être moins naturelles que d'autres matériaux utilisés en dentisterie, ce qui peut affecter l'esthétique globale du sourire.

En outre, la coulée de ces alliages est plus complexe que celle des alliages nobles. Leur densité plus faible peut rendre la coulée plus difficile à maîtriser, ce qui peut conduire à des problèmes de qualité. Cependant, des améliorations sont possibles en ajoutant du béryllium à la composition de l'alliage, ce qui peut renforcer sa coulée et sa performance mécanique.

En résumé, bien que les alliages de cobalt-chrome aient des avantages en termes de coût et de résistance mécanique, leurs limitations en termes de réactions biologiques, d'esthétique et

de coulée nécessitent une attention particulière et la prise en compte de solutions pour atténuer ces problèmes potentiels.

2.3. Le titane

2.3.1. Généralités et propriétés

L'ASTM (American Society for Testing and Materials) a élaboré une classification des alliages de titane, divisant ces matériaux en différentes catégories en fonction de leurs caractéristiques biomécaniques, physiques et compositions chimiques. Les grades de 1 à 4 correspondent au titane commercialement pur, tandis que les grades 5 à 38 regroupent divers alliages de titane. Nous nous concentrerons principalement sur le grade 5, car les autres sont davantage destinés à des applications en chirurgie orthopédique

Les plus utilisés en implantologie orale sont :

- grade 1 : unalloyed titanium, low oxygen
- grade 2 : unalloyed titanium, standard oxygen
- grade 3: unalloyed titanium, medium oxygen
- grade 4 : unalloyed titanium, high oxygen;
- grade 5 : titanium alloy (6% aluminum, 4% vanadium)

En implantologie orale, le gold standard pour les implants est le titane de grade 4, ou Ti-Cp, qui est classé comme du titane "commercialelement pur". Ce matériau est un alliage de titane contenant 99,5% de titane et jusqu'à 0,5% d'impuretés, notamment de l'oxygène, de l'hydrogène, du carbone, du fer et de l'azote. Le grade 5 quant à lui est le gold standard pour les armatures.

Ce dernier, également connu sous le nom de TA6V4, a fait son entrée sur le marché de l'implantologie orale avec l'appui de preuves cliniques de son utilisation réussie en orthopédie. La composition de cet alliage est de 89 % de titane, 6 % d'aluminium, 4 % de vanadium et moins de 1 % d'impuretés, telles que de l'oxygène, de l'hydrogène, du carbone, du fer et de l'azote. Actuellement, le grade 5 est proposé comme une substitution au grade 4 pour la conception de composants prothétiques telles que les armatures en raison de ses propriétés mécaniques supérieures.

Dans ce contexte, il convient de se demander dans quelles circonstances il est préférable de choisir un grade de titane en tenant compte de l'indication ainsi que des caractéristiques biomécaniques et biologiques.

2.3.2. Caractéristiques biologiques et biomécaniques

Les alliages résultant de la solidification après fusion à des températures élevées se présentent sous la forme d'un agencement de cristaux orientés différemment, également connus sous le nom de grains. La zone de jonction entre deux cristaux d'orientations distinctes est appelée un joint de grains (voir figure 5).^{32,33}

La taille des cristaux varie en fonction de la pureté du matériau. En d'autres termes, plus le métal est pur, plus les cristaux sont longs. Cependant, il convient de noter que les propriétés mécaniques sont améliorées en présence de cristaux de taille réduite. En d'autres termes, la résistance est inversement proportionnelle à la pureté de l'alliage. Lorsque la désorientation entre les cristaux est significative, cela entraîne la formation d'une structure complexe où des atomes étrangers s'insèrent entre les cristaux, au niveau des joints de grains.

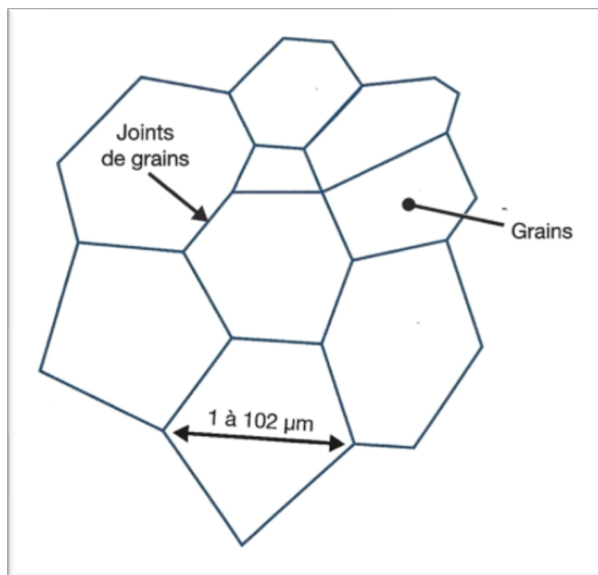
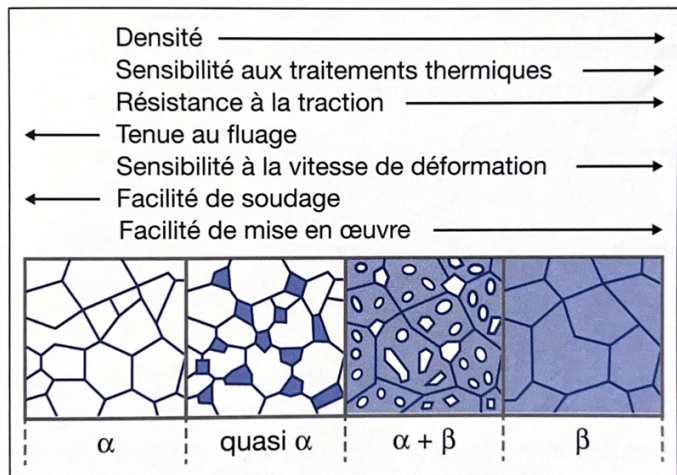


Figure 5 : Représentation schématique d'un réseau cristallin d'un alliage.³⁴

Le Ti-Cp et le TA6V4 contiennent une quantité similaire d'impuretés, notamment de l'oxygène, de l'hydrogène, du carbone, du fer et de l'azote. Dans le cas du TA6V4, l'aluminium et le vanadium contribuent au renforcement mécanique de la structure cristalline. Ils sont en mesure de contrer les déplacements et les glissements des cristaux entre eux.

Cependant, ces zones de joints de cristaux sont plus vulnérables à la corrosion en raison des interfaces entre les cristaux et les impuretés. En conséquence, le TA6V4 devrait offrir des propriétés mécaniques supérieures du point de vue physique.^{32,33}

Figure 6 : Représentation schématique
des structures micrographiques
d'équilibre des alliages de titane (en
grisé phase β).³⁵



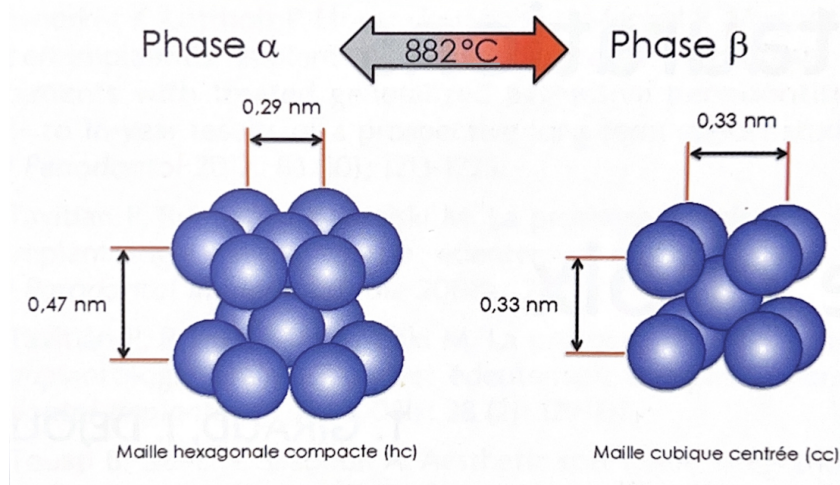
Le titane existe sous deux formes allotropiques, ce qui signifie qu'il peut se présenter sous différentes structures, en fonction de la température et de l'incorporation d'atomes étrangers dans sa structure cristalline (voir figure 6).

La température à laquelle se produit la transition allotropique varie entre 882 °C et 890 °C, en fonction de la méthode utilisée pour produire le titane (voir figure 7) :

- À des températures inférieures à 882,5 °C, le titane adopte sa forme α , caractérisée par une structure hexagonale stable, cette phase pure α est connue pour sa résistance.
- En revanche, au-delà de 882,5 °C, le titane se transforme en sa forme β , qui présente une structure cubique centrée stable. La phase pure β est plus plastique et réagit davantage aux traitements thermiques.

La température de transition entre ces deux phases est appelée transus β .

Figure 7 : Paramètres des mailles cristallines de titane à température ambiante et au-delà de 880°C.¹³



Certains éléments sont dits "alphagènes" car ils stabilisent la phase α , notamment l'oxygène, le carbone et l'azote. Ces éléments occupent les sites interstitiels dans la structure hexagonale compacte du titane α , réduisant ainsi le nombre de plans de glissement et rendant le métal moins ductile à température ambiante.

D'un autre côté, l'hydrogène est un élément "bétagène" qui, lorsqu'il est présent, peut former des hydrures lors du refroidissement, ce qui peut rendre le matériau fragile. Par conséquent, il est nécessaire de maintenir une faible teneur en hydrogène et de fondre le métal sous vide ou sous argon.

En ce qui concerne le TA6V4, il partage avec le Ti-Cp les atomes solides d'insertion, mais il se distingue par la présence d'atomes solides de substitution. Plus précisément, le TA6V4 inclut l'aluminium, un élément alphagène qui renforce la phase α , améliorant ainsi la résistance, ainsi que le vanadium, un élément bétagène qui accroît la ductilité tout en réduisant l'oxydation.

En conséquence, le TA6V4 est qualifié d'alliage mixte, car il contient à la fois des éléments "alphagènes" et "bétagènes". À température ambiante, le TA6V4 se situe à la limite entre les phases α et $\alpha\beta$, tandis qu'à des températures plus élevées, il entre dans la phase $\alpha\beta$. La structure biphasée du TA6V4 est hétérogène, ce qui la rend sensible à la corrosion et à la fatigue, en particulier au niveau des interfaces entre les phases α et $\alpha\beta$. Par conséquent, il est essentiel de restreindre ces domaines $\alpha\beta$ lors de la coulée et du traitement de l'alliage.

En ce qui concerne les différents grades de titane, les quatre premiers représentent les Ti-Cp, ce qui signifie qu'ils ne contiennent pas d'addition d'atomes substitués. Cependant, ils ne sont pas considérés comme totalement purs car ils renferment des impuretés, notamment de l'oxygène, de l'azote, du fer, du carbone et de l'hydrogène. Pour les Ti-Cp, plus le grade est élevé, plus la concentration en impuretés est importante, ce qui vise à améliorer les propriétés mécaniques de l'alliage. Comme expliqué précédemment, ces impuretés contribuent à résister aux déplacements des cristaux entre eux. Néanmoins, il est important de noter que les concentrations en impuretés ne dépassent jamais 1 % du poids total de l'alliage.^{33, 36}

En ce qui concerne le TA6V4, il partage des atomes d'insertion similaires à ceux des quatre premiers grades, mais dans des proportions différentes, qui demeurent toujours en dessous de 1 % du poids total de l'alliage. Plus spécifiquement, les atomes d'aluminium et de vanadium se substituent respectivement à hauteur de 6 % et de 4 % aux atomes de titane, d'où son appellation "TA6V4" (voir tableau 6).

Tableau 6 : Composition chimique en pourcentage du poids du titane de grade 1 à 5.³⁴

	Ti (en %)	Fe (en%)	O (en%)	N (en%)	C (en%)	H (en%)	Al (en%)	V (en%)
Grade 1	> 99	0,15	0,12	0,05	0,06	0,01	0	0
Grade 2	> 99	0,2	0,18	0,05	0,06	0,01	0	0
Grade 3	> 99	0,25	0,25	0,05	0,06	0,01	0	0
Grade 4 Ti-Cp	> 99	0,3	0,35	0,05	0,06	0,01	0	0
Grade 5 TA6V4	90	0,4	0,2	0,05	0,1	0,01	5,5-6,75	3,5-4,5

En comparant, les propriétés mécaniques des différents grades (voir tableau 7), il est noté que le grade 5 présente des propriétés mécaniques deux fois supérieures à celles du grade 4. Bien qu'il partage le même module d'élasticité que le grade 4, il possède une limite élastique plus importante et il est notamment plus rigide que ce dernier. Ainsi, les armatures dentaires en TA6V4 présentent un intérêt évident sur le plan mécanique.

Tableau 7 : Propriétés mécaniques comparées des alliages de titane et des autres alliages utilisés en odontologie.¹³

Alliage	Résistance à la traction (MPa)	Limite élastique (MPa)	Allongement à la rupture (%)	Module d'élasticité (GPa)
Implant				
TiCP1	240	170	29	110
TiCP2	340	280	26	110
TiCP3	450	380	24	110
TiCP4	550	480	21	110
Infrastructure				
TA6V4	1 000	910	18	110
Co-Cr	750	500	3-4	230
Alliage base Au				
Type 3	445	290	10	80
Type 4	790	585	2-10	100

Il existe deux méthodes pour modifier statiquement la structure du TA6V4 ³⁰ :

1. Le traitement dans le domaine β : Il consiste à chauffer le TA6V4 à une température de transus de 980 °C. Par la suite, le TA6V4 est rapidement refroidi pour induire la transition de la phase β à une phase métastable α' , qui est très semblable à la phase α .
2. Le traitement dans le domaine $\alpha\beta$: Ce processus implique le chauffage du matériau dans la plage biphasée de température, généralement entre 850 °C et 950 °C, suivi d'un refroidissement très rapide en réduisant au minimum le temps de transfert entre le four et le bac de trempe. Tout écart à cette procédure pourrait entraîner une détérioration de l'alliage. On privilégie ce type de traitement pour minimiser le nombre d'interfaces $\alpha\beta$.

Dans les deux situations, la nécessité de recuire l'alliage TA6V4 se fait sentir afin de restreindre les interfaces entre les cristaux et les impuretés. Ce processus de recuit consiste en un traitement isotherme qui se déroule à des températures comprises entre 700 °C et 730 °C, s'étalant sur une période de 1 à 2 heures, suivi d'un refroidissement progressif à l'air ambiant jusqu'à atteindre 500 °C.

Cette procédure aboutit à la création d'une structure pratiquement stable, ce qui confère une amélioration substantielle de la résistance à la corrosion. Il convient de noter que le titane réagit de manière très sensible à des températures élevées, et il est classé parmi les matériaux qualifiés de "réfractaires". Par conséquent, sa manipulation et son traitement sont des opérations complexes.

De même, les fissures ont tendance à se former principalement à l'interface entre les phases α et $\alpha\beta$, expliquant ainsi la différence de ténacité entre les deux méthodes de traitement thermique. Par conséquent, la forme TA6V4 forgée en phase β est privilégiée en raison de sa meilleure résistance à la propagation des fissures comme le montre les propriétés du tableau 8.

Tableau 8 : Caractéristiques de traction pour différents alliages ³⁵

Alliage	Résistance à la rupture (MPa)	Limite d'élasticité à 0,2 % (MPa)	Allongement (%)
T40 (α)	483	352	28
TA6V4	1 000	910	18
β -CEZ (quasi β)	1 250	1 150	11
β	927	723	9

Actuellement, trois méthodes principales sont employées pour façonner le titane :

- **La coulée de précision** : En raison de la faible densité, de la réactivité élevée à haute température et du point de fusion très élevé du titane, le processus de moulage complet s'avère délicat. De plus, lors de la fusion, le titane réagit avec le revêtement du moule, créant ainsi une couche polluée appelée "alpha-case." Cette couche, qui a une épaisseur de 10 à 100 micromètres, présente une résistance réduite à la corrosion et des propriétés mécaniques inférieures. Cependant, elle peut être éliminée par des procédés tels que le mordantage, le sablage, ou une combinaison des deux.

- **L'usinage** : Il est réalisé à l'aide de la conception assistée par ordinateur (CAO) et de la fabrication assistée par ordinateur (FAO). Le fraisage s'effectue à une vitesse très lente tout en utilisant un système de refroidissement efficace, ce qui permet d'obtenir une surface de pièce usinée de haute qualité. Cependant, l'application de cet usinage aux matériaux à propriétés mécaniques élevées, tels que le grade 4 et le grade 5, présente des défis. Les contraintes élevées exercées sur l'arête de coupe entraînent une usure rapide de l'outil, ce qui se traduit à terme par la production de copeaux irréguliers. En conséquence, l'usinage peut devenir coûteux et chronophage, notamment en raison de la nécessité de réduire la vitesse de coupe et d'utiliser d'importantes quantités d'huile de coupe.
Cet usinage présente l'avantage de créer des pièces exemptes de porosité et de la couche polluée "alpha-case". Cependant, il est important de noter que, pour l'instant, il est limité en ce qui concerne la complexité des formes pouvant être obtenues.

- **L'électro-érosion** : Moins répandue, cette méthode met en œuvre une soustraction du matériau à partir de matière forgée. Cette élimination de matière se pratique par étincelage obtenu sous forme de décharges électriques, qui provoquent la fonte du métal immédiatement éliminé par une couche diélectrique. Cependant, le traitement métallurgique du titane de grade 5 doit être plus rigoureux, notamment par le biais d'un processus de recuit visant à réduire le nombre d'interfaces entre les cristaux et les impuretés, qui sont plus abondantes que dans la structure du grade 4.

En effet, ces interfaces hétérogènes représentent une zone de vulnérabilité accrue à la corrosion. Dans ce contexte, il est essentiel que le praticien puisse obtenir auprès du fabricant des informations détaillées concernant les propriétés électrochimiques de l'alliage et les

procédés de fabrication associés. Conformément à la directive européenne 93/42/CEE, cette démarche revêt une importance cruciale et engage la responsabilité du praticien.

Il est désormais important de se focaliser sur les propriétés mécaniques comparées entre le Ti-Cp et le TA6V4³³. Pour cela, différents éléments sont étudiés (voir tableau 9). La dureté, par exemple, qui est une mesure de la résistance d'un matériau à la pénétration par un corps plus dur, se mesure à l'aide de l'essai Vickers et est exprimée en unités Vickers. Ainsi, un alliage de titane de grade 4 présente une dureté de 200 Vickers, tandis qu'un alliage de titane de grade 5 affiche une dureté de 390 Vickers. Pour comparaison, l'or pur a une dureté de 216 Vickers.

Un autre élément pouvant être étudié est la limite élastique, qui représente la contrainte nécessaire pour que le matériau commence à se déformer de manière irréversible, et qui est exprimée en mégapascals (MPa). La limite élastique du grade 4 est de 390 MPa, tandis que celle du grade 5 atteint 910-930 MPa.

Tableau 9 : Propriétés mécaniques comparées du titane de grade 1 à 5. ³⁴

Types d'alliages	Limites élastiques (MPa)	Limites de rupture (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Allongement (%)	Dureté (Vickers)
TiCp grade 4	390	540-740	105-110	> 16	200
TA6V4 forgé en phase β	925	1 000	110	> 12	390

En s'intéressant aux propriétés biologiques, décrire le phénomène de corrosion est primordial. De manière similaire à une prothèse de remplacement total de hanche, un implant dentaire est également connecté à des structures supra-implantaires telles que des piliers et des couronnes en céramo-métallique ou en céramique. Une forme de corrosion par frottement survient à cette interface entre l'implant et le pilier.³⁷ Le mouvement mécanique des composants constitutifs des implants, générant ainsi une friction et une détérioration, découle de l'interaction mécanique entre ces éléments.

Ces déplacements mécaniques entre les composants de l'implant, lorsqu'ils sont combinés avec les influences des facteurs biochimiques et électrochimiques locaux dans un contexte biologique, conduisent à un phénomène connu sous le nom de tribocorrosion. L'étude de la tribocorrosion s'inscrit dans le domaine de la tribologie.³⁸

Cette tribologie se consacre à l'analyse des effets conjoints des facteurs mécaniques, biochimiques et électrochimiques. Elle vise à quantifier la tribocorrosion, un processus qui

engendre la détérioration et l'usure des matériaux métalliques sous l'influence combinée du frottement et de la corrosion résultant d'un milieu environnant agressif.

Dans le contexte d'un dispositif implanté dans la cavité buccale, la tribologie est influencée par divers paramètres, notamment :

- Les charges et la fréquence des contraintes mécaniques exercées,
- Les caractéristiques chimiques et les propriétés de surface des composants impliqués,
- Les variations du pH de la salive, qui peut osciller entre 5.2 et 7.8, ainsi que les variations de température liées à l'alimentation et aux reflux gastro-œsophagiens,
- Les concentrations en chlorure, composés azotés et protéines présentes dans le sang et le fluide gingival,
- La présence de sang, un électrolyte potentiellement influent lors du forage et, éventuellement, après la mise en charge si une mucosité ou une péri-implantite sont présentes,
- Les taux de protéines et de fluor dans l'environnement,
- La présence de cellules immunitaires et de bactéries dans le milieu environnant de l'implant.

Le comportement corrosif des composants/armatures strictement identiques sera le même pour une même expérience in vitro. In vivo, le comportement tribocorrosif des mêmes composants/armatures sur deux patients ou deux sites différents sera distinct. On parle donc de corrosion pour un comportement in vitro et de tribocorrosion pour un comportement in vivo

Dans le cas des alliages, la corrosion est définie comme le processus de détérioration d'un matériau résultant d'une réaction chimique avec un oxydant tel que le dioxygène ou l'hydrogène. Le titane et ses alliages présentent une caractéristique notable, à savoir leur résistance à la corrosion. Cette capacité de résistance est attribuable à une réaction d'oxydation qui se produit à la surface du titane au contact de l'air ou de l'eau, générant instantanément une fine couche passive d'oxyde de titane d'une épaisseur d'environ 10 nanomètres. Cette couche d'oxyde connaît une croissance graduelle, atteignant une épaisseur de 25 nanomètres après une exposition de 4 ans à l'air ou à l'eau. Elle se caractérise par sa robustesse et son adhérence remarquables. Elle participe également à l'ostéointégration et agit comme une protection en restreignant les échanges d'électrons entre le métal et l'électrolyte, assurant ainsi la préservation du titane face aux environnements corrosifs.^{33, 39}

La composition de la surface du TA6V4 se caractérise principalement par la présence de dioxyde de titane (TiO_2), accompagné de faibles niveaux d'aluminium sous forme de cations trivalents (Al^{3+}). À noter qu'aucune trace de vanadium n'est détectée dans les oxydes formés naturellement en surface. En revanche, la surface du grade 4 est également constituée de dioxyde de titane, mais ne montre pas de traces d'aluminium.⁴⁰

Lorsque cette fine couche d'oxyde de titane subit une détérioration, les alliages de titane deviennent vulnérables à la corrosion. On peut donc observer une variation significative de la teneur en vanadium dans la couche d'oxyde, proportionnelle au degré de corrosion du grade 5. Les principales variables qui influencent les propriétés de cette couche d'oxyde comprennent le pH, le potentiel de corrosion des électrolytes présents (par exemple, le fluorure) et les variations de température.⁴⁰

Il existe d'autres types de corrosion, par exemple la corrosion inter-cristalline qui se localise au niveau des joints de cristaux, notamment en l'absence de recuit de l'alliage de titane. Elle peut être exacerbée par la présence d'ions chlorure, couramment présents dans les fluides corporels, et par des contraintes ; c'est ce que l'on appelle la corrosion sous tension ou la corrosion par contrainte.

Un autre type de corrosion, est la corrosion par piqûre, qui quant à elle, se produit lorsque le film de passivation des alliages passivables est localement rompu, généralement par des anions tels que les ions chlorures, bromures et iodures. Cette forme de corrosion crée rapidement de petites perforations dans les surfaces métalliques, sans nécessairement entraîner une importante perte de matière. Son intensité dépend du pH.

La corrosion par crevasse est un phénomène à développement lent, se produisant dans des zones à faible concentration en ions et gaz dissous, comme les espaces confinés entre l'implant et sa supra-structure. L'absence de renouvellement du liquide dans ces crevasses entraîne une réduction de l'oxygène local, rendant la passivation difficile. Cette corrosion est plus prononcée en présence d'un faible pH.

La corrosion galvanique se produit lorsque deux métaux différents se trouvent dans le même environnement, créant une pile électrique où le métal le moins noble, l'anode, subit une corrosion accrue. Les alliages de titane sont généralement peu sensibles à ce phénomène, sauf entre l'amalgame et le titane, où une réaction a été observée. Les alliages d'or, d'argent et de chrome-cobalt n'ont pas provoqué de courant électrique dans ce contexte.⁴¹

Enfin, la corrosion microbiologique survient lorsque des bactéries s'accumulent à la surface des matériaux, produisant des acides organiques pendant leur métabolisme, ce qui corrode le métal et abaisse le pH de manière significative.

Concernant l'évaluation de la corrosion des Ti-CP et TA6V4, il n'existe pas d'étude comparative directe entre les titanes de grade 4 et de grade 5. Les études *in vitro* réalisées jusqu'à présent ont principalement comparé le Ti-Cp de grade 1 et le TA6V4. Ces études ont recréé les conditions de l'environnement corporel en utilisant des solutions telles que le liquide corporel simulé (SBF), la solution de Ringer ou de la salive artificielle.^{42,43}

Il est prouvé que le Ti-Cp de grade 1 affiche un taux de corrosion environ six fois plus faible que celui du TA6V4.⁴² Son taux de perte de matière est d'environ 2,5 nm par an, tandis que celui du TA6V4 est d'environ 16 nm par an.

Ainsi, le Ti-Cp de grade 1 présente une meilleure résistance à la corrosion par rapport au TA6V4. Cette différence peut s'expliquer par la structure biphasée du TA6V4, qui le rend moins résistant à la corrosion et favorise la formation d'un biofilm hétérogène entre les phases $\alpha\beta$ et α .

Étant donné la similitude des propriétés mécaniques et biologiques entre le Ti-Cp de grade 1 et de grade 4, l'hypothèse que le Ti-Cp de grade 4 présente une résistance à la corrosion supérieure à celle du TA6V4 peut être émise. Selon les données de la littérature, le taux de corrosion considéré comme acceptable pour un implant est d'environ 0,13 mm/an, soit 130 micromètres par an. En conséquence, le Ti-Cp et le TA6V4 sont considérés comme des matériaux conformes aux normes établies par les agences de surveillance sanitaire.

La comparaison de la corrosion *in vivo* entre le Ti-Cp de grade 4 et le TA6V4 est complexe, car elle dépend de multiples facteurs tels que les variations de pH et de température, ainsi que des différences de qualité entre les alliages. En outre, les armatures testées présentent des variations significatives en termes d'état de surface et de méthodes de traitement, en fonction des fabricants.

Le phénomène de corrosion *in vivo*, en particulier dans l'environnement buccal, est davantage compréhensible en se penchant sur le concept de tribocorrosion, préalablement défini.

Dans le phénomène de corrosion, il convient d'étudier la libération de vanadium comme étroitement liée au comportement électrochimique et mécanique du film d'oxyde en surface. Le

film qui recouvre le TA6V4 comprend du dioxyde de titane, une faible quantité d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3), des groupes hydroxyyles et de l'eau liée. À l'origine, le vanadium n'est pas un composant de ce film de surface. Sa présence résulte de modifications dans la formation de la couche d'oxyde due à la corrosion. Ainsi, la teneur en vanadium dans la couche d'oxyde varie considérablement en fonction du degré de corrosion du TA6V4.⁴⁴

Dans la littérature orthopédique, les concentrations d'ions aluminium et de vanadium libérés dans le sang restent en deçà du seuil de toxicité, c'est-à-dire moins de 10 $\mu\text{g/L}$ de sang pour l'aluminium et moins de 2 $\mu\text{g/L}$ de sang pour le vanadium. Toutefois, il convient de noter que les prothèses de remplacement de hanche sont placées dans un environnement clos.

En revanche, la cavité buccale, étant un milieu ouvert et potentiellement septique, pourrait entraîner une libération plus importante d'ions que dans un environnement fermé. Les méthodes alternatives pour étudier cette libération ionique présentent des incertitudes et des défis méthodologiques. L'analyse de fluides biologiques, tels que la salive, se heurte à des difficultés liées à l'échantillonnage ponctuel de la salive, aux variations individuelles de sécrétion, et à l'incapacité à étudier l'effet cumulatif de la libération ionique sur une période prolongée.

L'absence de suivi continu et en temps réel des concentrations de métaux salivaires représente un obstacle majeur pour évaluer le taux de libération des métaux *in vivo*. Il est essentiel d'intégrer la dimension temporelle dans l'évaluation du potentiel de libération des alliages.⁴⁵

Il semblerait que le vanadium qui peut être libéré dans l'organisme ne causerait pas d'effet néfaste systémique.⁴⁶

Cependant, les faibles concentrations d'atomes d'aluminium présentes dans l'alliage peuvent potentiellement poser un risque de toxicité en raison de leur libération lors de phénomènes tribocorrosifs.

Il est avéré que l'aluminium passe la barrière-hémato-encéphalique et pourrait avoir une incidence sur la maladie d'Alzheimer ou encore de maladies neurodégénératives telle que la maladie de Parkinson.^{47,48,49}

Tableau 10 : Synthèse des conséquences liées à la corrosion des titanes de grade 4 (Ti-Cp) et de grade 5 utilisés en prothèse implanto-portée

Alliage	TiCP4	TA6V4
Couche de dioxyde de titane / TiO ₂	P: participe à la protection de l'alliage et à son potentiel d'ostéointégration	P: participe à la protection de l'alliage et à son potentiel d'ostéointégration
Libération d'aluminium / Al ³⁺	O	P: responsable de maladies neurodégénératives
Libération de vanadium	O	P: La libération augmente proportionnellement à la corrosion de la couche d'oxyde
Corrosion inter-cristalline	P: usure temporelle par tension entre les constituants, diminuée par des traitements thermiques	P: usure temporelle par tension entre les constituants, diminuée par des traitements thermiques
Corrosion par piqure	P: attaques ioniques acides	P: attaques ioniques acides
Corrosion par crevasse	P: milieu acide empêchant la passivation de la couche de TiO ₂	P: milieu acide empêchant la passivation de la couche de TiO ₂
Corrosion galvanique	P: en présence d'amalgame in vivo	P: en présence d'amalgame in vivo
Corrosion microbiologique	P: acidification du milieu	P: acidification du milieu
Structure cristalline	Stabilisé en phase α , la structure hexagonale compacte augmente la résistance à la corrosion	La structure biphasée hétérogène le rend sensible à la corrosion, en particulier au niveau des interfaces entre les phases α et $\alpha\beta$.

Tableau 11 : Synthèse des propriétés mécaniques des titanes de grade 4 (Ti-Cp) et de grade 5 utilisés en prothèse implanto-portée¹³

Alliage	Résistance à la traction (MPa)	Limite élastique (MPa)	Allongement à la rupture (%)	Module d'élasticité (GPa)
TiCP4	550	480	21	110
TA6V4	1 000	910	18	110

2.3.3. Limites du titane

Plusieurs limites ont été relevées sur les phénomènes étudiés. Il convient de retenir que pour minimiser les effets de la tribocorrosion sur les armatures, le praticien doit réduire les interactions mécaniques, chimiques et biologiques.

En ce qui concerne le contrôle de la corrosion, il est essentiel de maintenir un contrôle strict sur le traitement thermique de l'alliage, en veillant à suivre des procédures de recuit appropriées. De plus, il serait judicieux que le praticien puisse obtenir des informations, auprès du fabricant ainsi que de son prothésiste, concernant les propriétés électrochimiques de l'alliage et les méthodes de fabrication associées.

Une compréhension approfondie de l'effet synergique résultant de la corrosion mécanique et chimique des alliages de titane afin d'améliorer nos pratiques permettrait de mieux appréhender les mécanismes de la tribocorrosion.

Il est important de noter que les protocoles actuellement en vigueur présentent des disparités, que les études sont relativement peu comparatives, et qu'elles ne reflètent pas fidèlement l'environnement buccal. Il n'existe pas de preuve incontestable concernant la supériorité de l'un par rapport à l'autre en ce qui concerne la résistance à la tribocorrosion entre le grade 4 et le grade 5 des alliages de titane. En effet, ces deux grades partagent des facteurs de risque similaires en matière de tribocorrosion, notamment les fluctuations du pH, les contraintes mécaniques répétées, ainsi que les interactions protéiques et biochimiques avec les ions fluorures. Cependant, il convient de déterminer si le relargage des ions du TA6V4 entraîne une toxicité locale péri-implantaire plus prononcée que celui du Ti-Cp.

2.4. La zircone

2.4.1. Généralités et propriétés

Le premier minerai d'oxyde de zirconium, connu sous le nom de baddeleyite, a été découvert en 1892 par Joseph Baddeley au Sri Lanka. Toutefois, il était présent en quantités insuffisantes pour une exploitation industrielle. A cette époque, la zircone était extraite à partir de sable zirconifère en Australie, où elle constitue environ 67 % du silicate de zirconium. Contrairement à une croyance répandue, la zircone est un matériau dont l'existence est ancienne, et c'est en 1972 que le chercheur britannique RC. Garvie a présenté pour la première fois ses travaux sur la zircone.^{50,51} La zircone stabilisée à l'yttrium est actuellement le matériau privilégié pour produire l'infrastructure des couronnes et des bridges implanto-portées destinés en secteur postérieure. Cependant, il est crucial de noter qu'il est nécessaire d'ajouter une embase titane à l'armature en zircone lorsqu'un implant en titane est utilisé, afin d'éviter tout dommage à la connectique en raison des différences dans les modules de Young.

La zircone présente de nombreux avantages :

- Sa couleur naturellement opaque élimine le besoin d'appliquer un agent opacifiant, souvent nécessaire pour masquer le métal dans les armatures métalliques. Cela permet également de réduire l'épaisseur de la couche cosmétique, sans toutefois diminuer l'épaisseur minimale du liner, qui doit rester à au moins 50 micromètres.
- Dans les secteurs antérieurs, l'association de la zircone avec une céramique feldspathique au niveau de l'épaule permet une adaptation optimale de la couleur du bord prothétique, grâce à ses propriétés de diffraction lumineuse qui la rendent invisible à l'œil nu. De plus, elle présente un "effet parasol de Magne" qui illumine la papille lors du passage de la lumière, un effet impossible à obtenir avec une armature métallique. Avec la zircone, l'enfouissement sous la gencive demeure esthétique, ce qui est plus compliqué à préserver avec une couronne céramo-métallique.
- Sa résistance à la flexion, qui se situe entre 1000 et 1400 MPa, peut être encore améliorée de 80 % grâce à des parois de 400 à 600 micromètres, permettant ainsi une économie tissulaire significative. Des préparations spécifiques adaptées à la conception assistée par ordinateur (CFAO) contribuent à ces avantages.⁵²
- Contrairement aux armatures métalliques, la superstructure en zircone n'exige pas de couche d'oxydation en surface, évitant ainsi la libération d'ions toxiques pouvant provoquer une inflammation gingivale.^{53,54,55}

- Selon l'analyse de Kaplan-Meier, la probabilité de survie des infrastructures en zircone se situe entre 90 % et 100 %, similaire à celle des infrastructures métalliques.^{56,57}

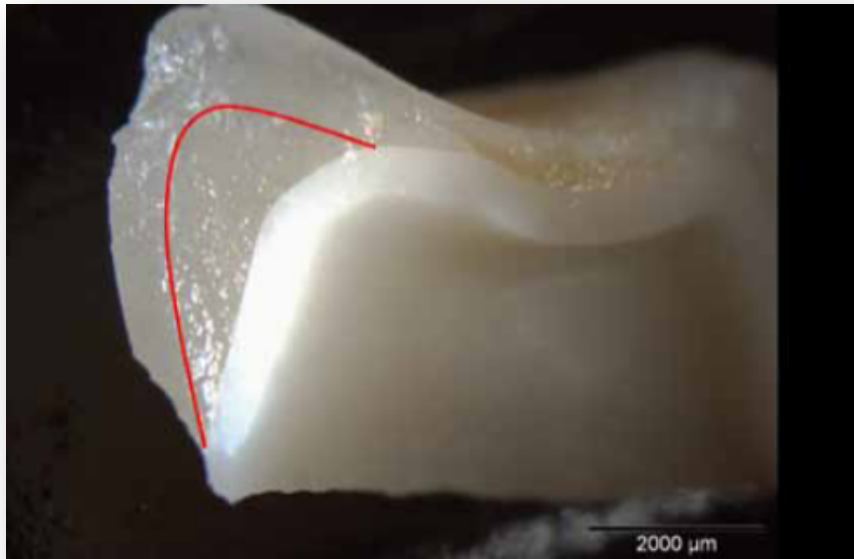
Les résultats d'études ont conduit à des modifications de la méthodologie, notamment :

- Une conception différente de l'infrastructure pour fournir un soutien à la céramique cosmétique au niveau des cuspides par une réalisation d'armature anatomique plutôt qu'uniforme ainsi que des cuspides n'excédant pas une inclinaison de 30° et le plus perpendiculaire au plan d'occlusion afin de réduire le risque de fracture de la céramique tout en n'altérant pas les fonctions masticatrices.^{57,58}
- L'absence de contacts mésiaux et distaux lors de l'occlusion qui engendrent respectivement des forces de tractions et de compressions élevées responsables de fractures de la restauration prothétique mais aussi de complications biologique et mécanique au niveau de l'implant et des tissus de soutien. Il faudra donc privilégier un contact centré sur la table occlusale.^{58,59}
- Une couche de céramique cosmétique d'une épaisseur maximale de 1,5 mm.
- Un concept occlusal avec guidage incisivo-canin pour éviter tout contact excessif lors des mouvements en latéralité de la mandibule.^{59,60,61} (voir figure 8 et 9).

Figure 8 : Les structures non anatomiques, de faible épaisseur n'assurent aucun soutien de la céramique cosmétique au niveau des cuspides⁶²



Figure 9 : Armature zirconium en prothèse fixée sur dent naturelle assurant un soutien idéal des cuspides, prévenant du risque de fracture du matériau cosmétique. (Scherrer).⁶²



L'application de ces principes a permis de réduire le taux de fractures de la couche cosmétique à un niveau comparable à celui des couronnes céramo-métalliques.^{57, 63} Cependant, les restaurations implantaire continuent de présenter des phénomènes de « chipping », probablement en raison de l'absence d'élasticité de l'implant, mais aussi de par l'absence de proprioception liée à l'absence de ligament parodontal qui engendre une force masticatoire plus importante engendrant des contraintes mécaniques plus importantes au niveau des restaurations implantaires.⁶⁴

En somme, la zircone offre une solution esthétique et résistante pour les armatures en prothèse implantaire et comme on le verra également plus loin en tant que restauration “full zircone”. Ces dernières années, partout dans le monde, les praticiens ont adopté l'utilisation de la zircone sans couche cosmétique, avec un certain succès.

2.4.2. Caractéristiques biologiques et biomécaniques

Les céramiques sont des matériaux extrêmement stables sur le plan chimique, ce qui les rend très compatibles avec le corps humain. Actuellement, les céramiques à base de zircone sont en concurrence avec les alliages métalliques pour la fabrication d'armatures prothétiques, et elles sont considérées comme équivalentes. Ces céramiques ont fait leur apparition dans les années 1980 et ont d'abord été utilisées en orthopédie, principalement en arthroplastie de la

hanche au niveau de la tête fémorale avant d'être utilisées comme composants des prothèses totales de hanche.⁶⁵ A cette époque-là, des céramiques à structure principalement cristalline sont apparues, composées à 85% de matière cristalline, avec une infiltration de verre représentant encore 15% de leur masse. Ces céramiques alumineuses telles que l'In-Ceram® Alumina, l'In-Ceram® Spinelle et l'In-Ceram® Zirconia. présentent des caractéristiques qui les recommandent pour la fabrication d'armatures prothétiques. Aucune transformation de phase de ces matériaux ne peut altérer la liaison entre l'alumine et la céramique cosmétique

Récemment, les céramiques les plus avancées présentent une structure entièrement cristalline en ZrO_2 (zircon), et représentent la dernière avancée en matière de céramiques utilisées pour la réalisation d'armatures du fait de l'augmentation de leur résistance à la flexion et de leur ténacité (voir figures 10 et 11).

Figure 10 : Résistance à la flexion (MPa) des différents types de céramiques.

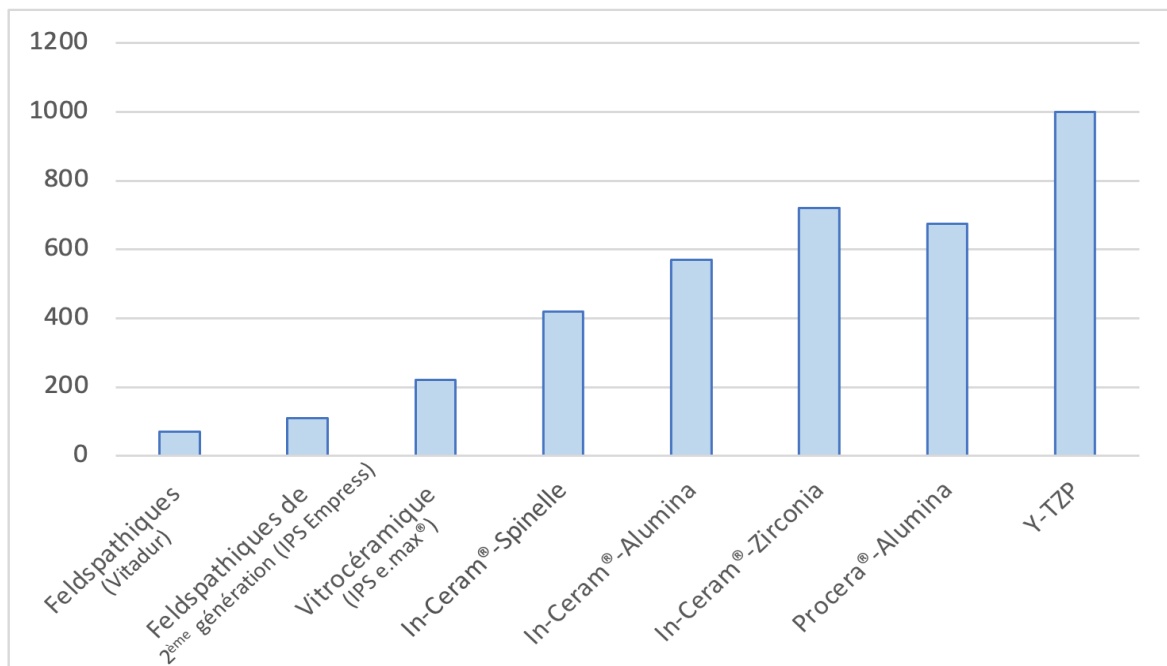
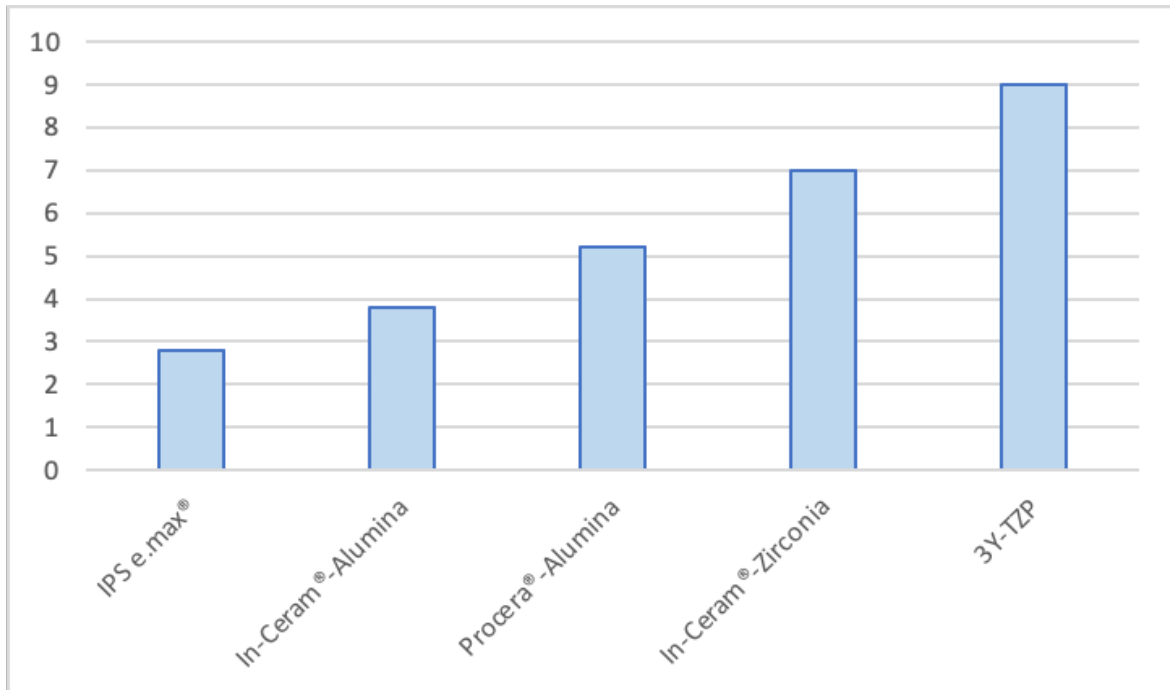


Figure 11 : Ténacité (MPa/cm²) des différents types de céramiques.



En prenant comme exemple l'oxyde de zirconium (ZrO₂), il présente trois structures cristallines distinctes en fonction de la température (voir figure 12) :

- Monoclinique à température ambiante.
- Tétragonal ou quadratique aux alentours de 1 170 °C.
- Cubique à partir de 2 300 °C.

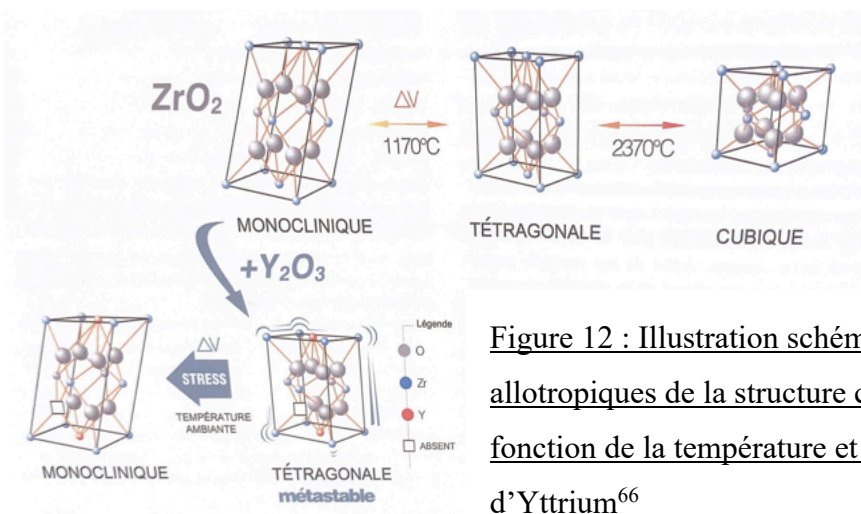


Figure 12 : Illustration schématique des 3 formes allotropiques de la structure cristalline de la zircone en fonction de la température et de l'incorporation d'oxyde d'Yttrium⁶⁶

Cette transition de structures s'accompagne de variations dimensionnelles de la maille cristalline, notamment une expansion de 3 à 4% lors du passage de l'état tétragonal à l'état monoclinique.

Lorsque l'on envisage l'utilisation de l'oxyde de zirconium pour fabriquer des pièces prothétiques polycristallines, il est essentiel de prendre en compte cette expansion. En effet, lors du processus de frittage de cette céramique, une variation de température aussi importante (de plus de 1100 °C à la température ambiante) peut provoquer des fractures dans la pièce prothétique. Cela signifie qu'il est impossible de fabriquer des blocs en oxyde de zirconium en raison de ces contraintes thermiques importantes.

Pour résoudre ce problème, la solution adoptée consiste à stabiliser la zircone de manière à éviter tout changement de structure cristalline lors du chauffage et du refroidissement du bloc de céramique. Plusieurs approches étaient envisageables, et celle qui a été retenue consiste à introduire 3% en mole d'oxyde d'yttrium (Y_2O_3) dans la céramique. Cette modification conduit à la formation d'une céramique polycristalline à structure tétragonale, connue sous le nom de 3Y-TZP (3yttria-tétragonal zirconia poly-cristal) (voir figure 12).

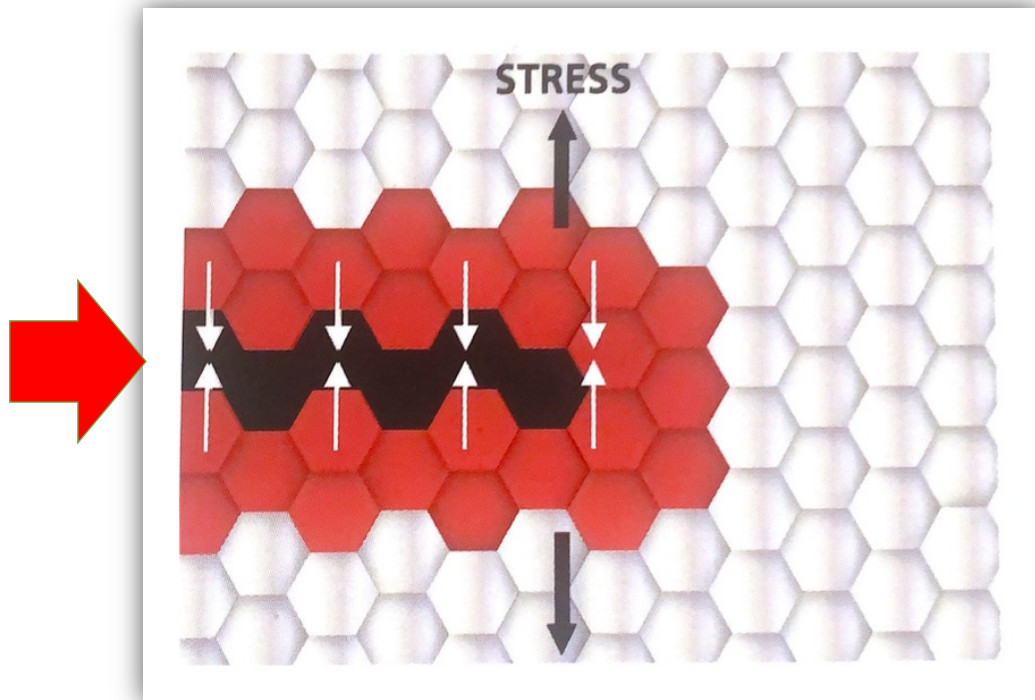
Il est important de noter que cette céramique est qualifiée de "partiellement" stabilisée à l'état tétragonal, car sa structure peut évoluer en réaction aux contraintes appliquées à la pièce. Dans ce contexte, cette transformation induite est perçue comme avantageuse.

Dans le cas d'un bloc ou d'une restauration en céramique 3Y-TZP ; pendant le processus de fabrication, des fissures peuvent se former, dont le nombre et la taille varient en fonction de la qualité de fabrication des blocs. Ces fissures peuvent ultérieurement se propager sous l'influence des contraintes, telles que la mastication ou les parafunctions, et constituent la principale cause des fractures observées dans les céramiques.

Pour les céramiques 3Y-TZP, l'application de contraintes induit une transformation des cristaux situés dans la zone de contrainte (indiquée en rouge sur la figure 13) en raison de la déformation subie par la pièce en céramique. Cette transformation de l'état tétragonal à l'état monoclinique provoque une expansion de ces cristaux, ce qui a pour effet de combler la fissure en cours de propagation, bloquant ainsi son avancement. Ce mécanisme, appelé transformation martensitique, agit comme une forme de "protection" pour la céramique, mais il est important de noter qu'il est irréversible. Les cristaux transformés demeurent dans leur état monoclinique.

Toutefois, d'autres cristaux situés à distance de la fissure peuvent également être affectés ultérieurement, maintenant ainsi ce mécanisme de protection.⁵⁰

Figure 13: Transformation martensitique de la céramique 3Y-TZP sous contrainte (d'après Chevalier *et al.*, 2009).⁶⁷



Les désavantages et les contraintes liés à l'emploi des céramiques 3Y-TZP ont suscité des investigations visant à :

- Étudier des stratégies pour contrecarrer le vieillissement hydrothermal observé avec les céramiques 3Y-TZP,
- Élaborer des méthodes pour anticiper les répercussions de la transformation de phase des céramiques 3Y-TZP sur les fractures ou le chipping de la céramique cosmétique.

Le vieillissement hydrothermal des céramiques 3Y-TZP découle de la présence de lacunes d'oxygène dans sa structure tétragonale.

Deux approches ont été envisagées pour résoudre ce problème :⁶⁷

- L'introduction de l'oxyde de cérium (CeO_2) comme dopant dans la zirconie, créant ainsi les céramiques 10 Ce-TZP. Dans ces céramiques, l'absence de lacunes d'oxygène dans le réseau cristallin assure un vieillissement hydrothermal extrêmement lent.
- La conception de céramiques composites : TZP + Al_2O_3 . Une matrice rigide en oxyde d'aluminium (Al_2O_3) stabilise l'oxyde de zirconium (ZrO_2) tout en éliminant la nécessité

de dopage avec de l'oxyde d'yttrium (Y_2O_3). Ainsi, il n'y a ni diffusion d'eau (et donc de vieillissement hydrothermal), ni propagation de la transformation cristalline de l'oxyde de zirconium sous contrainte.

À plus long terme, la recherche se concentre sur le développement de céramiques nanostructurées, composites micro-nano alumine-zircone et des composites nano-nano alumine-zircone dopés au cérium, qui présenteront les avantages suivants :

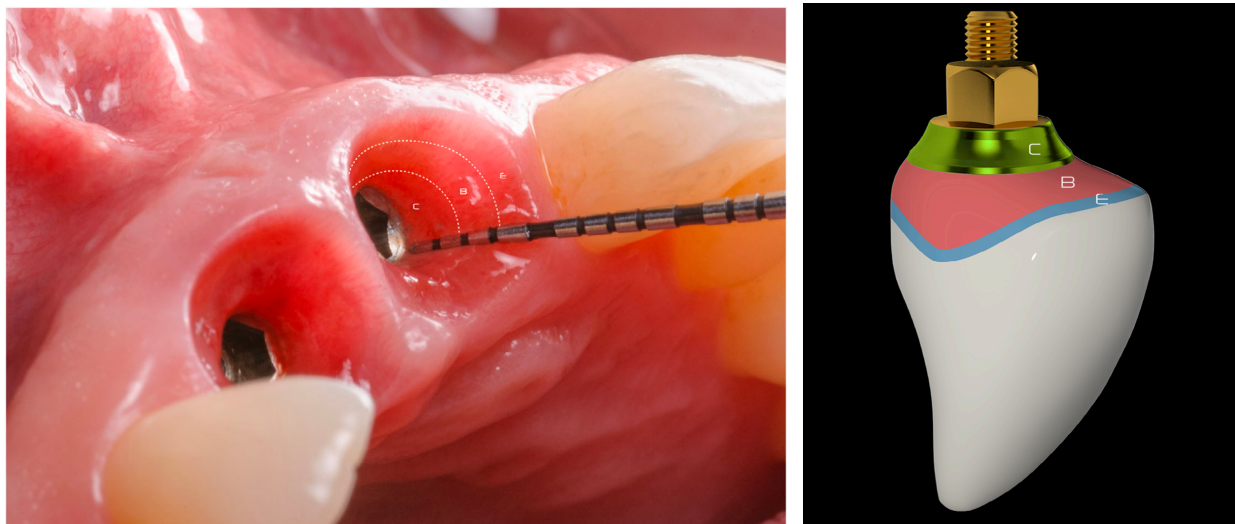
- Une plus grande dureté pour une meilleure résistance à l'usure,
- Un mécanisme de renforcement conférant une très haute résistance à la propagation des fissures,
- Une plus grande translucidité, ouvrant la voie à des applications esthétiques en odontologie.

En plus de ses caractéristiques mécaniques exceptionnelles, l'autre avantage majeur de la zircone réside dans sa biocompatibilité, comparable à celle du titane.^{68,69,70} En effet, la zircone est utilisée depuis de nombreuses décennies dans la fabrication d'implants orthopédiques et dentaires en raison de ses excellentes capacités d'ostéointégration équivalentes au titane.⁶⁸ De plus, des études *in vitro* ont démontré un comportement très favorable des fibroblastes et des kératinocytes gingivaux lorsqu'ils sont en contact avec la zircone 3Y-TZP, notamment en termes de viabilité, d'adhésion et de prolifération cellulaire.^{71,72,73,74,75,76}

Ces caractéristiques, décrites comme équivalentes à celles du titane et supérieures à celles des vitrocéramiques, revêtent une importance particulière en prothèse implantaire.^{75,76}

En effet, l'espace biologique entourant les implants est composé d'un épithélium jonctionnel et de tissu conjonctif afin d'assurer un scellement hermétique entre les tissus osseux péri-implantaires et l'environnement buccal.⁷⁷ Cet espace biologique se situe immédiatement au-dessus du niveau osseux et, sur les implants en position sous-gingivale (ou "bone-level"), sur la partie émergente de la prothèse, dont les caractéristiques doivent favoriser l'adhérence cellulaire et la multiplication. L'épithélium jonctionnel représente la première ligne de défense contre l'invasion bactérienne, jouant ainsi un rôle crucial dans la protection contre la résorption osseuse potentielle et la récession gingivale. On estime généralement que sa longueur est d'environ 2 mm, mais en pratique, un épithélium d'attache beaucoup plus long peut être observé, particulièrement en présence de tissus gingivaux épais, formant ainsi un anneau épithélial complet autour de la partie émergente de la prothèse.^{78,79}

Figures 14 et 15 : Les zones de contours biologiques esthétiques : E. Épithélium sulculaire (1mm de hauteur) . B. Épithélium jonctionnel(1 à 2mm de hauteur) C. Tissu conjonctif (1 à 2mm de hauteur)⁷⁹



Ainsi, la biocompatibilité du matériau prothétique à interagir favorablement avec les kératinocytes et les fibroblastes gingivaux de même que l'adhésion de ces lignées à ces matériaux revêt une importance cruciale pour la réussite tant sur le plan biologique qu'esthétique des restaurations implantaire.⁷⁵

La zircone se distingue donc comme un biomatériau adapté pour les piliers ou les infrastructures de prothèse vissée, notamment dans le domaine esthétique. L'une de ses principales particularités par rapport au titane réside dans son absence d'impact sur la coloration des tissus mous et son immunité face aux complications liées à la corrosion électrochimique.⁸⁰

Enfin, l'avènement des technologies numériques ouvre de nouvelles perspectives pour cette approche axée sur les tissus mous, en permettant la préfabrication sur mesure d'un pilier implantaire avant même la pose de l'implant. Ce pilier, installé lors de la chirurgie en vue d'une mise en charge immédiate, joue un rôle essentiel dans le guidage de la cicatrisation des tissus et dans la promotion de leur stabilité.

Le principe du « one abutment-one time » est ainsi mis en avant pour éviter les effets néfastes des dévissages répétés, fréquents dans le cas d'une mise en charge différée ou de la réalisation d'une prothèse transvissée.⁸¹

2.4.3. Limites de la zircone

Comme étudié précédemment, ce mécanisme qu'est la transformation martensitique, agit comme une forme de "protection" pour la céramique, mais il est important de noter qu'il est irréversible. Les cristaux transformés demeurent dans leur état monoclinique. Toutefois, d'autres cristaux situés à distance de la fissure peuvent également être affectés ultérieurement, maintenant ainsi ce mécanisme de protection.⁵⁰

De nombreuses recherches ont abordé des problèmes tels que l'apparition de "chipping", de délaminations, de fractures, ainsi que d'autres altérations de la surface des céramiques de revêtement utilisées avec les armatures en 3Y-TZP.^{82,83,84,85}

Un défaut majeur à prendre en compte concerne la couche cosmétique élaborée par stratification manuelle, qui peut présenter de petites fractures ressemblant à des écailles, communément appelées « chipping »^{86,87}. Les premières observations de ces fractures ont révélé une incompatibilité entre les coefficients de dilatation thermique de la zircone et de la céramique cosmétique.⁵²

Les facteurs responsables de ces complications sont multifactoriels et n'ont pas été entièrement élucidés. Actuellement, on comprend que ces problèmes surviennent et se propagent en présence de contraintes de traction au sein de la céramique cosmétique, qui est une céramique vitreuse de type feldspathique.^{88,89,90,91} Ces complications peuvent découler de l'application d'une force externe, mais elles peuvent également être liées à la présence de contraintes résiduelles dans la céramique cosmétique, qui résultent du processus de fabrication de la prothèse.

Dans les prothèses céramo-métalliques ou céramo-céramiques, ces contraintes émergent à la fois dans l'armature et la céramique cosmétique pendant le processus de refroidissement et de solidification. Elles résultent des différences de dilatation thermique entre les deux matériaux, des gradients de température qui se forment dans la restauration (composée de l'armature et de la céramique cosmétique) pendant le refroidissement, et de la transformation de phase qui survient pendant la solidification elle-même.

Ces contraintes demeurent présentes dans le matériau, agissant indépendamment de toute influence extérieure, mais elles se combinent avec les forces liées à la mastication ou à des habitudes buccales inappropriées. Elles exercent un rôle significatif dans les échecs liés aux fractures, délaminations, chipping, fatigue, et usure, entre autres.

Il est probable qu'une période de recherche continue sera nécessaire pour mieux appréhender les propriétés complexes des céramiques 3Y-TZP et leur comportement distinct par rapport aux armatures métalliques traditionnelles.

Certains chercheurs^{89,90,91} ont démontré que l'un des mécanismes contribuant à la génération de contraintes internes de traction au sein de la céramique cosmétique pourrait être lié à la transformation de phase subie par la céramique d'armature (3Y-TZP) pendant le refroidissement qui suit le frittage de la céramique cosmétique.⁹²

Cette transition de phase, de la structure tétragonale à la structure monoclinique, s'accompagne d'une augmentation de volume qui exerce des contraintes sur la céramique cosmétique, en particulier dans sa partie profonde. Ce phénomène est intrinsèque à la zircone 3Y-TZP et remet en question la pertinence de son utilisation dans le contexte des restaurations céramo-céramiques.

De plus, des études ont montré que les restaurations implanto-portées étaient plus susceptibles de présenter des problèmes au niveau de la céramique cosmétique.⁸⁴

Généralement, les céramiques 3Y-TZP subissent un processus de vieillissement hydrique à basse température (inférieure à 400 °C). Ce vieillissement, initié à la surface de la pièce au contact de l'eau (comme la salive ou le sang), se propage de manière autocatalytique. Une recherche récente a démontré que ce vieillissement entraînait une diminution de la résistance à la flexion des céramiques 3Y-TZP.⁹³ De plus, cette transformation conduit à une détérioration de l'état de surface de la pièce.

L'usinage des blocs en zircone peut également entraîner une diminution des propriétés mécaniques du biomatériau. Plusieurs études ont démontré que l'usinage d'un bloc de céramique 3Y-TZP après le processus de frittage pouvait provoquer une réduction significative de sa résistance, atteignant jusqu'à 50 %.⁹⁴ L'une d'entre elles semble corroborer le fait que l'usinage induit la formation de micro-défauts et de contraintes résiduelles au sein des restaurations en zircone.⁹³ Cette étude confirme également que les procédures d'ajustement de la surface des restaurations en zircone 3Y-TZP augmentent leur rugosité, ce qui est associé à une réduction de la résistance à la flexion, ainsi qu'à des altérations de surface et à une transformation cristalline de l'état tétragonal vers l'état monoclinique.

Il est souvent difficile d'éviter ces types de situations, car la cavité buccale présente un environnement chaud et humide, et la zircone 3Y-TZP ne peut être façonnée que par usinage. De plus, des retouches des infrastructures sont fréquemment nécessaires après l'usinage, ce qui inclut parfois des ajustements occlusaux pour les couronnes full zircone. Il sera donc nécessaire

de les reglaser avec un programme bien défini afin de sceller les fissures et éviter leur propagation.

L'émaillage des armatures en céramique 3Y-TZP avec une céramique cosmétique vitreuse semble offrir une protection contre le risque de vieillissement hydrothermal. Cependant, cette protection n'est pas applicable aux restaurations full zircone.

A ce jour, deux catégories de blocs de céramique Y-TZP sont disponibles sur le marché :

- Les blocs de céramique "dense" (obtenus par pressage isostatique à chaud, HIP) sont complètement frittés. Ils sont difficiles à usiner, car l'usinage peut entraîner des dommages.⁹²
- Les blocs de céramique "microporeuse" (obtenus par pressage isostatique à froid, CIP) sont partiellement frittés et sont faciles à usiner. Le processus de frittage final est effectué après l'usinage, permettant au matériau de retrouver sa structure cristalline initiale (tétraгонаle) et, par conséquent, ses propriétés mécaniques optimales.

Néanmoins, la dernière étape du frittage entraîne une contraction du matériau de l'ordre de 20 à 30%. Par conséquent, il est nécessaire de surdimensionner la pièce lors de la phase de conception (CAO) de l'armature.

En conclusion, il est essentiel de souligner quelques points de la conférence de consensus relatives aux biomatériaux de restauration et aux techniques en implantologie dentaire, qui ont été publiées en 2014 dans l'International Journal of Oral and Maxillofacial Implants⁹⁵ : *“La présence sur le marché de nombreuses céramiques 3Y-TZP avec des microstructures et des performances très diverses doit conduire à ne choisir que des biomatériaux commercialisés et fabriqués par des sociétés qualifiées et réputées. Pour des prothèses implantaires réalisées dans les secteurs antérieurs ou prémolaires, les piliers en céramique 3Y-TZP peuvent être indiqués. Cependant, ils ne devront pas être fraisés, abrasés ou ajustés par le clinicien ou le technicien après le frittage, sauf en respectant les procédures définies par les fabricants. Les piliers en 3Y-TZP ne devraient pas remplacer les piliers métalliques dans toutes les indications. Les résultats des études actuelles montrent en effet une sensibilité des céramiques aux problèmes de conception et de fabrication (par exemple la concentration des contraintes, les zones de faible épaisseur, le frittage et les défauts d'usinage). La conception des piliers en céramique 3Y-TZP ne doit pas être fondée sur celle des piliers métalliques afin d'éviter la concentration des contraintes et le développement de contraintes défavorables. Le faible niveau*

de preuves scientifiques actuelles devrait conduire à une grande prudence dans le choix de la céramique 3Y-TZP pour la réalisation de piliers implantaires dans les secteurs molaires.”

3. Les différents rôles des armatures en implantologie orale

Afin d'étudier les rôles des armatures en implantologie orale, des analyses comparatives ont été menées à partir d'études réalisées ces dernières années. Ces études sont considérées comme référence dans cette partie.

3.1. Rôle mécanique

Une étude in vitro a été menée en 2013 par Ansong et al,⁹⁶ afin de tester l'effet des variations de matériaux et de techniques de traitement sur la ténacité.

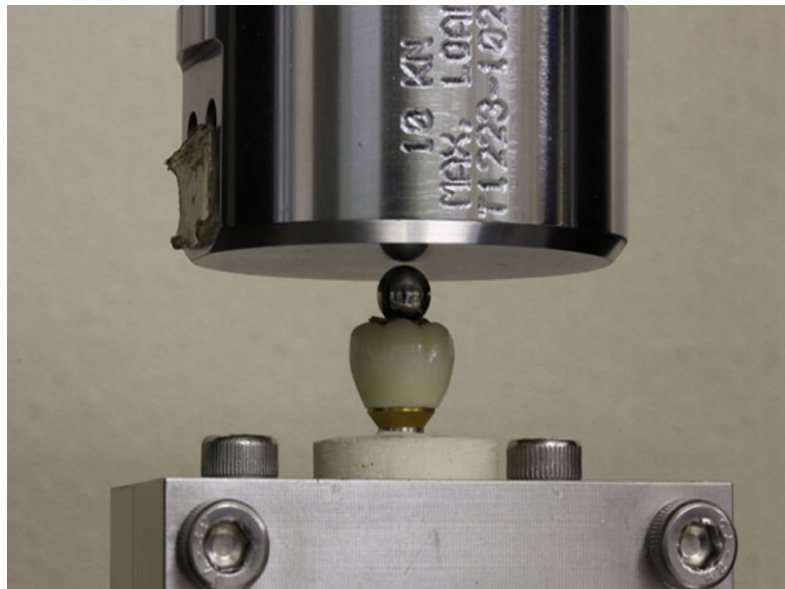
Deux observations majeures en sont ressorties ; la première en ce qui concerne la résistance des céramiques de revêtement ayant un alliage noble en tant qu'armature, aucune différence significative n'a été observée entre le groupe d'armatures en alliage noble avec une céramique stratifiée (1,36 MPa.m^{1/2}) et le groupe d'armatures en alliage noble avec une céramique pressée d'Ivoclar (1,47 MPa.m^{1/2}), ni entre le groupe d'armatures en alliage noble avec une céramique stratifiée (1,41 MPa.m^{1/2}) et le groupe d'armatures en alliage noble avec une céramique pressée de Noritake (1,35 MPa.m^{1/2}). La seconde, concernant la ténacité des céramiques de revêtement sur des armatures en zircone, des différences significatives ont été constatées entre le groupe d'armatures en zircone avec une céramique stratifiée (1,74 MPa.m^{1/2}) et le groupe d'armatures en zircone avec une céramique pressée d'Ivoclar (1,41 MPa.m^{1/2}), ainsi qu'entre le groupe d'armatures en zircone avec une céramique stratifiée (1,20 MPa.m^{1/2}) et le groupe d'armatures en zircone avec une céramique pressée de chez Noritake (1,36 MPa.m^{1/2}).

En conclusion, cette étude in vitro a permis de montrer que les variations de matériaux et de techniques de traitement influencent différemment la ténacité des céramiques de revêtement. Bien que les différences soient insignifiantes pour les alliages nobles, les armatures en zircone ont montré des variations significatives, prouvant l'importance de ces facteurs sur la résistance des matériaux.

Une autre étude, menée en 2015 par Kamio et al.⁵⁸ a été analysée afin d'étudier les performances des armatures face à la fracture. Cette étude a examiné l'effet de la conception de l'armature sur l'amélioration du support de la céramique de recouvrement dans les restaurations

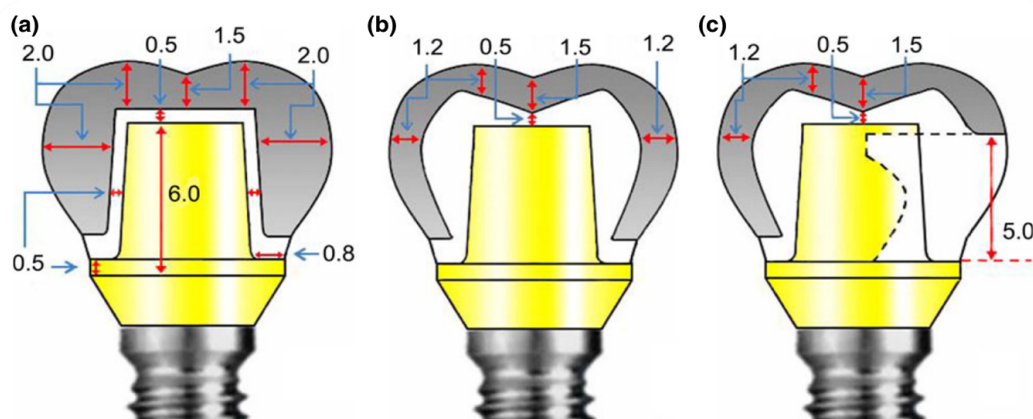
molaires implanto-portées à armature zircone. La figure 16 représente le procédé employé pour mesurer les charges à la rupture.

Figure 16 : Une photographie de l'appareil utilisé pour les essais de résistance à la rupture montre la position de la bille en acier inoxydable et de la feuille d'étain au début de la charge.



Les résultats ont permis de mettre en avant que les restaurations testées sur armature zircone ne risquent pas de se fracturer et peuvent potentiellement supporter des forces occlusales physiologiques. Cela implique que lorsque les armatures en zircone sont conçues de manière anatomique avec une épaisseur de céramique/composite indirect de revêtement standardisée, les charges de rupture sont beaucoup plus importantes que celles des armatures en zircone d'épaisseur uniforme (voir figure 17).

Figure 17 : Sections des design des armatures pour une couronne implanto-portée unitaire ; (a) uniforme ; (b) anatomique ; (c) : anatomique avec épaulement.



Ce constat corrobore les résultats d'études antérieures^{97,98} qui indiquaient que la charge de rupture des restaurations céramique avec des armatures anatomiques était plus élevée que celle d'une armature d'épaisseur uniforme. Cela est potentiellement dû à la couche plus fine du matériau de stratification et au soutien adéquat de cette couche par l'armature en zirconium au niveau de la surface occlusale avec une armature conçue de manière anatomique.⁹⁹ En effet, une épaisseur standardisée et un support adéquat des matériaux de stratification par l'armature en zirconium, comme dans les modèles d'armature anatomiques et d'armature anatomique avec épaulement, peuvent augmenter la résistance à la fracture des restaurations avec armature zirconium dans des conditions d'attrition par la mastication. La zirconium a une faible diffusivité thermique ; par conséquent, la présence d'une céramique de stratification plus épaisse sur l'armature pourrait avoir un effet négatif sur la résistance à la fracture, en raison de la probabilité plus élevée de défauts critiques.^{82, 98}

Il est important de noter que le support palatin, qui est similaire à l'armature des restaurations céramo-métalliques, pourrait ne pas affecter la résistance à la fracture dans les groupes céramique sur armature zirconium et composite indirect sur armature zirconium. Ainsi, une épaisseur standardisée et un support adéquat des matériaux de stratification par l'armature en zirconium sont essentiels. La résistance à la fracture des couronnes en composite indirect sur armature zirconium était comparable à celle des couronnes céramiques sur armature zirconium. Ce résultat suggère que le matériau composite indirect a des performances similaires à celles de la céramique feldspathique en tant que matériau de stratification sur les armatures en zirconium et peut donc être recommandé comme alternative à la céramique feldspathique.

En ce qui concerne le mode de fracture, la plupart des échantillons du groupe céramique sur armature zirconium ont présenté une fracture complète de l'armature en zirconium et de la couche de céramique. En revanche, la fracture de la couche de matériau composite représentait plus de la moitié des fractures dans les échantillons du groupe composite indirect sur armature zirconium. Cette différence est probablement due à la résistance de la céramique feldspathique et à sa forte liaison avec les armatures en zirconium.^{100,101}

Les matériaux composites indirects sont largement utilisés dans les prothèses fixes dento-portées. La présente approche est intéressante car les matériaux composites indirects n'ont pas été préconisés comme matériaux de stratification sur les armatures en zirconium pour les restaurations sur implants. Cependant, l'utilisation clinique de matériaux en résine composite sur la surface occlusale peut entraîner plusieurs complications à long terme, telles que la fracture ou l'usure, des défauts esthétiques et le desserrage des vis implantaire.^{102,103,104}

En conclusion, les armatures d'épaisseur standardisée, anatomique, et le support adéquat des matériaux de stratification par l'armature en zircone augmentent la résistance à la fracture des restaurations implanto-portées sur armature zircone dans des conditions d'attrition de la mastication. En outre, le matériau composite indirect présente des performances similaires à celles de la céramique feldspathique en tant que matériau de stratification sur les armatures en zircone et peut être considéré comme une alternative.

Afin d'évaluer la fracture sous un autre angle, il a été choisi d'analyser une étude cette fois-ci in vivo. Cette étude a été menée en 2014 par Esquivel-Upshaw¹⁰⁵ et a consisté à poser 72 prothèses fixes unitaires implanto-portées sur 55 patients âgés de 52 à 74 ans.

Deux ans après la pose, 10/72 prothèses dentaires fixes ont présenté des fractures de type chipping, et une seule a été remplacée en raison d'une fracture qui a progressé jusqu'à la céramique d'armature. Ce qui représente un taux de réussite de 86% et un taux de survie de 98%.

Outre le design de l'armature qui doit permettre de soutenir la céramique cosmétique ou bien la force de liaison entre la céramique et l'armature, il est primordial de s'intéresser aux procédés de fabrications qui peuvent engendrer des défauts et par conséquent affecter la longévité des restaurations.

Plusieurs études ^{106,107,108} ont analysé les diagrammes résistance-probabilité-temps pour la céramique, l'alumine et les céramiques Y-TZP. Leurs résultats suggèrent que l'Y-TZP présente une résistance élevée à la croissance des fissures sous-critiques par rapport aux deux autres céramiques. Les études cliniques montrent que les fractures d'armatures, bien qu'elles ne soient pas rares (6,5 % sur 5 ans), étaient plus fréquentes pour les prothèses fixes en alumine et en vitrocéramique. ^{87,109}

Une autre étude clinique menée par Christensen et al.¹¹⁰ a été réalisée pour comparer la longévité et les performances cliniques des céramiques cosmétiques produites sur des armatures en zircone, en alumine et en métal. Cette constatation soulève une question concernant la longévité et les performances cliniques des prothèses avec armature zircone. Plus précisément, 56 % des prothèses avec armature zircone et céramique cosmétique présentaient un certain degré de fracture par écaillage, alors que seulement 28 % des prothèses céramo-métalliques présentaient des fractures par écaillage.

Plusieurs théories sont émises quant à la cause de ces fractures :

- La conception inadéquate de la prothèse : le design de l'armature est essentiel pour prévenir les fractures de la céramique cosmétique. Comme pour les armatures métalliques, les armatures céramiques doivent fournir un support adéquat dans toutes les zones, en particulier les zones de charge.
- La qualité de la stratification de la céramique : les pores représentent des concentrations de contraintes au sein de la restauration. L'analyse microscopique des couronnes céramiques a révélé de nombreux pores dans la céramique de recouvrement des armatures usinées ainsi que des céramiques pressées à chaud.¹¹¹ En revanche, une autre étude¹⁰² a montré que les céramiques pressées étaient plus performantes que les céramiques stratifiées à la main, avec moins de dégradation de la surface, moins de fractures par écaillage et moins de fractures globales.
- Le coefficient d'expansion thermique et programme de refroidissement : la zircone a tendance à refroidir assez lentement, ce qui peut provoquer des contraintes de traction résiduelles excessives dans les céramiques de revêtement, susceptibles d'entraîner des fractures par écaillage. DeHoff et al.¹¹² ont souligné le risque de contraintes résiduelles excessives avec les combinaisons d'armatures et de céramiques cosmétiques en fonction de l'inadéquation des coefficients d'expansion thermique. Ils ont conclu que certaines contraintes résiduelles dépassaient la résistance à la flexion de ces matériaux. Les fabricants recommandent une vitesse de refroidissement lente pour compenser cet écart, et il a été démontré que cette méthode diminuait également la résistance interfaciale entre la céramique de recouvrement et l'armature en zircone.¹¹³ Une diminution de la résistance de liaison entre les deux matériaux peut entraîner une délamination catastrophique de la céramique cosmétique.
- L'orientation de la charge : en fonction de la position dans la bouche, une restauration en céramique peut supporter des forces verticales en compression, plus importantes sans se fracturer, par rapport aux forces latérales ou obliques que l'on retrouve lors d'interférences ou de parafonctions, qui entraînent des niveaux plus élevés de contraintes de traction
- L'épaisseur de la céramique cosmétique : c'est également un facteur contribuant au succès de la restauration. Une épaisseur adéquate de celle-ci est nécessaire pour permettre un bon volume et une bonne résistance de la prothèse.

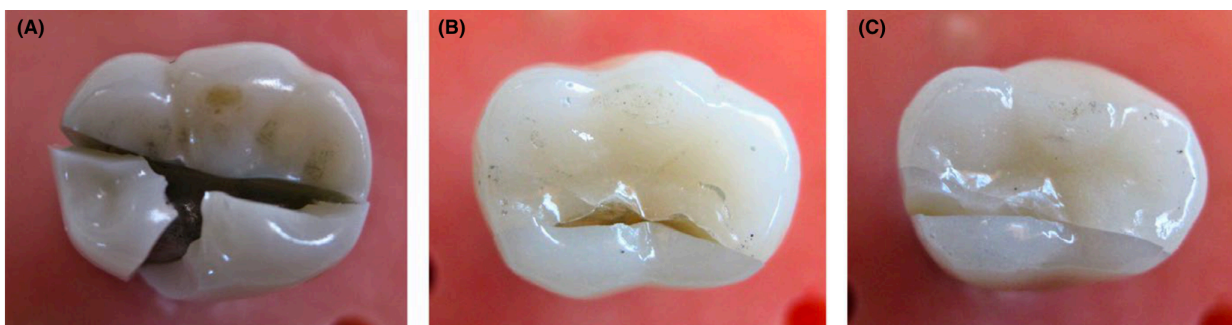
Enfin, une étude plus récente, menée en 2018 par Elshiyab et al.¹¹⁴ pour étudier la résistance à la fracture des couronnes implantaire à base de zircon (monobloc ou avec céramique de recouvrement) scellées sur des piliers hybrides.

Pour cela, des couronnes en zircon monolithique et avec céramique cosmétique ont été fabriquées et scellées sur des piliers hybrides en zircon. Les couronnes ont ensuite été divisées en deux sous-groupes : avec le groupe (a) comme groupe témoin non traité ; et le groupe (b) en tant que groupe expérimental, qui a subi une charge mécanique par thermo cyclage dans un simulateur de mastication. Ensuite, 1,2 million de cycles de contrainte avec thermo cyclage simultané (5 et 55°C) ont été appliqués, puis les échantillons ont été soumis à une charge statique jusqu'à la rupture.

A la fin de la charge thermomécanique, les résultats ont démontré un taux de survie de 100% pour les couronnes en zircon monolithique, et de 50% pour les couronnes en zircon avec céramique cosmétique. Ainsi, la charge de rupture des couronnes en zircon monobloc était significativement plus élevée que celle des couronnes avec céramique cosmétique.

De plus, la charge de rupture a été significativement réduite dans les couronnes en zircon monobloc après le vieillissement. Les couronnes en zircon monobloc présentaient une fracture globale au sein de la monocouche, tandis que les couronnes avec céramique cosmétique présentaient une fracture cohésive au sein de la céramique de recouvrement uniquement.

Figure 18 : Images représentatives du chemin de fracture après une charge statique jusqu'à la rupture pour une couronne en zircon monobloc (A), une couronne en zircon avec céramique de cosmétique ayant survécu à une charge mécanique thermique (B), et une couronne en zircon bicouche qui s'est rompue au cours de la charge mécanique thermique (C)¹¹⁴



Cette étude a conclu que les couronnes à pilier hybride implanto-portées monolithique présentent une résistance à la fracture nettement supérieure à celle des couronnes avec armature zircon et céramique cosmétique, ce qui les rend plus aptes à supporter les charges masticatoires plus élevées rencontrées dans la région postérieure.

Tout ceci nous amène à nous intéresser au contexte occluso fonctionnel des patients étudiés dans l'étude de Kinsel et al.¹¹⁵

Il a été démontré que l'orientation de la charge sur une restauration en céramique devait être la plus verticale possible car celle-ci peut supporter des forces verticales, en compressions, plus importantes sans se fracturer, par rapport aux forces latérales ou obliques, qui entraînent des niveaux plus élevés de contraintes de traction. La dentition opposée, le bruxisme et le dispositif occlusal étaient également des facteurs de risque pour les fractures de la céramique. Les données recueillies ont mis en évidence que les prothèses céramo-métalliques implanto-portées avaient environ 7 fois plus de risques de fracture de la céramique lorsqu'elles étaient en occlusion avec une autre prothèse implanto-portée, par rapport à une dent naturelle opposée. En outre, les patients souffrant de bruxisme ou ne portant pas d'appareil occlusal avaient respectivement un risque d'environ 7 et 2 fois plus élevé de fracture de la céramique.¹¹⁵

3.2. Rôle biologique

Influence des armatures sur les tissus durs

Une étude longitudinale menée en 2013 par Türk et al.¹¹⁶ cherchait à évaluer l'influence des systèmes implantaires et des matériaux prothétiques sur la perte osseuse marginale. En effet, en implantologie orale, le niveau d'os marginal est un critère de réussite des implants.

Pour cette étude, 23 patients âgés de 27 à 68 ans, 2 systèmes d'implants et 3 types d'armatures ont été étudiés.

Au total, 67 implants ont été restaurés, dont 22 avec de la céramique de recouvrement sur une armature en alliage métallique de base, 25 avec de la céramique de recouvrement sur une armature en alliage métallique noble et 20 avec des céramiques de recouvrement sur une armature en zircon.

L'étude a révélé l'absence de complications au niveau de l'armature avec sa céramique cosmétique telles que l'écaillage, la fracture des matériaux de restauration ; tous les implants ont été jugés cliniquement stables.

Les modifications du niveau de l'os crestal ont été évaluées à l'aide de radiographies numériques par soustraction, effectuées à J0, J+90, J+180 et J+360. Ces dernières ont permis

de mettre en avant les effets des matériaux de l'armature avec sa céramique cosmétique et des implants.

Les résultats ont montré que la perte moyenne d'os crestal a été de 0,483 mm à J+90, de 0,622 mm à J+180 et de 0,816 mm à J+360 ; indiquant une perte osseuse crestale en augmentation régulière à partir du de J+90 et jusqu'à J+360.

Les matériaux prothétiques ont eu significativement un effet plus important sur la perte osseuse crestale que les systèmes implantaires. Concernant les différents types d'alliages, les restaurations avec une armature en alliage métallique de base ont montré une perte osseuse crestale plus importante que les restaurations avec une armature en alliage métallique noble à J+90, J+180 et J+360 ; cependant, les différences de perte osseuse crestale entre la restauration avec une armature en alliage métallique noble et celle avec zircone n'étaient pas significatives à J+90, J+180 et J+360.

A J+90, le groupe des restaurations avec une armature en alliage métallique de base a montré une perte d'os marginal statistiquement plus importante (0,62 mm) que le groupe des restaurations avec une armature en alliage métallique noble (0,38 mm). Cependant, les différences de perte osseuse marginale entre le groupe des restaurations avec une armature en alliage métallique de base et celui sur armature zircone (0,45 mm) n'étaient pas différentes. De même, les groupes à armature métallique noble et ceux avec armature zircone ont révélé une perte osseuse marginale similaire.

A J+180, le groupe d'armature métallique de base a montré une perte d'os marginal significativement plus importante (0,74 mm) que les groupes avec armature métallique noble (0,57 mm) et zircone (0,55 mm), mais la perte d'os marginal entre les groupes d'alliage noble et zircone n'était pas statistiquement significative.

A J+360, le groupe avec armature métallique de base a montré une perte d'os marginal significativement plus importante (1,07 mm) que les groupes avec armature métallique noble (0,688 mm) et zircone (0,687 mm). Cependant, il n'y avait pas de différences statistiquement significatives entre les changements du niveau de l'os marginal entre les groupes avec armature métallique noble et zircone au cours de la même période

La conception de l'implant faisant référence à la macro- et à la micro-structure de celui-ci, il est établi que les différences de conception de la surface de l'implant affectent la perte d'os marginal et la concentration des contraintes autour des implants.^{117,118,119}

Les systèmes d'implants utilisés dans nos études avaient des conceptions différentes, qui ont entraîné des variations de la perte osseuse crestale.

En conclusion, l'hypothèse stipulant qu'il n'y avait pas de différences statistiquement significatives entre les systèmes d'implants pour les mesures de la perte osseuse marginale, a été acceptée.

Parallèlement, l'hypothèse énonçant que les différents matériaux prothétiques n'affectent pas le niveau de l'os marginal autour des implants, a été partiellement rejetée. En effet, l'armature métallique de base a engendré une perte osseuse crestale plus importante que l'armature métallique noble et la zircone à J+180 et à J+ 360, alors que la perte osseuse crestale entre l'armature métallique noble et la zircone n'était pas substantielle dans les mêmes périodes.

Influence des armatures sur les tissus mous

Les tissus mous péri-implantaires et dento-gingivaux ont des dimensions similaires. La zone de tissu conjonctif supra-crestal, la zone d'épithélium de jonction et la zone d'épithélium sulculaire mesurent ensemble environ 3 mm. Ces zones peuvent varier en fonction de la conception et de la profondeur de l'implant.¹²⁰

Cependant, l'orientation des tissus conjonctifs est différente sur les dents et les implants. Contrairement aux dents, les fibres ne s'insèrent pas sur la surface de l'implant ou du pilier, mais sont orientées parallèlement et circonférentiellement à eux, créant une longue jonction épithéliale avec une capacité d'étanchéité limitée. Il a été suggéré de placer les implants à 2 ou 3 mm du zénith gingival pour éviter le remodelage de la crête osseuse.¹²¹ Cependant, la profondeur de l'implant doit également être déterminée par la conception de l'implant, car la formation de la largeur biologique est associée à la relation entre l'implant et la crête osseuse. La pose d'un implant à plus de 3 mm sous la crête peut entraîner un remodelage osseux au-delà de l'interphase implant-pilier, ce qui compromettrait la stabilité des tissus péri-implantaires.^{122,123}

D'un point de vue horizontal, il est suggéré que les tissus mous doivent avoir une épaisseur supérieure à 2-3 mm pour éviter toute décoloration liée au pilier. Idéalement, les implants ne devraient pas être placés trop près de la corticale vestibulaire. Si c'est le cas, il faut envisager des piliers à concavité accrue pour minimiser la pression sur les tissus, ainsi que des chirurgies mucogingivales supplémentaires pour améliorer le phénotype des tissus mous.¹²⁴

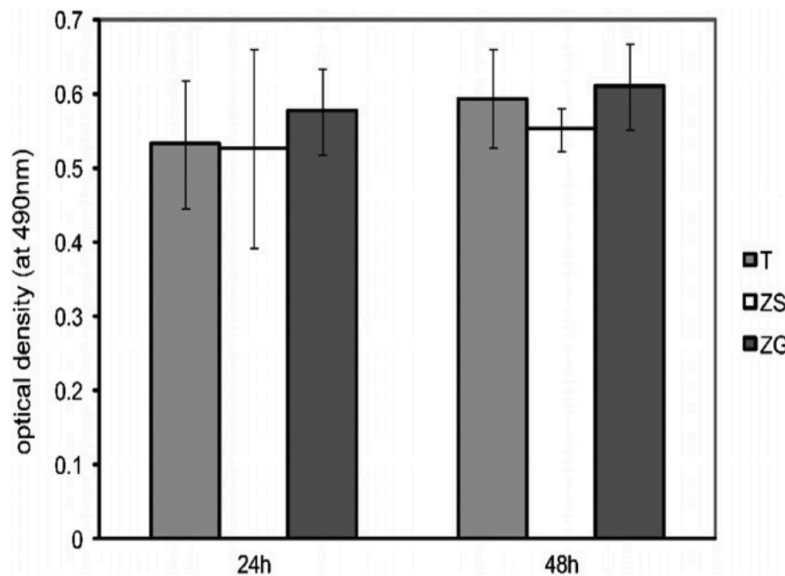
Le profil d'émergence interproximal ne doit pas être trop profilé afin d'éviter toute pression sur les tissus durs et mous voisins, ce qui pourrait entraîner des douleurs, une résorption osseuse et, par la suite, une perte de la papille. À l'inverse, les profils concaves ou droits dans cette zone préservent la stabilité des tissus. Les deux conceptions peuvent être

utilisées dans des situations spécifiques, mais les évasements excessifs doivent être évités, en particulier dans le secteur antérieur.¹²⁵

Des études *in vitro* ont été menées par Pae et al.¹²⁶ en 2009 et Grenade et al.⁷⁵ en 2017 sur la biocompatibilité des armatures avec les fibroblastes et les kératinocytes.

L'étude de Pae a mis en évidence que la prolifération et la viabilité fibroblastique entre la zircone et le titane se sont montrées équivalentes

Figure 19 : Évaluation de la viabilité fibroblastique sur 48 h pour le groupe titane, le groupe zircone lisse (ZS) et le groupe zircone rainurée (ZG).¹²⁶



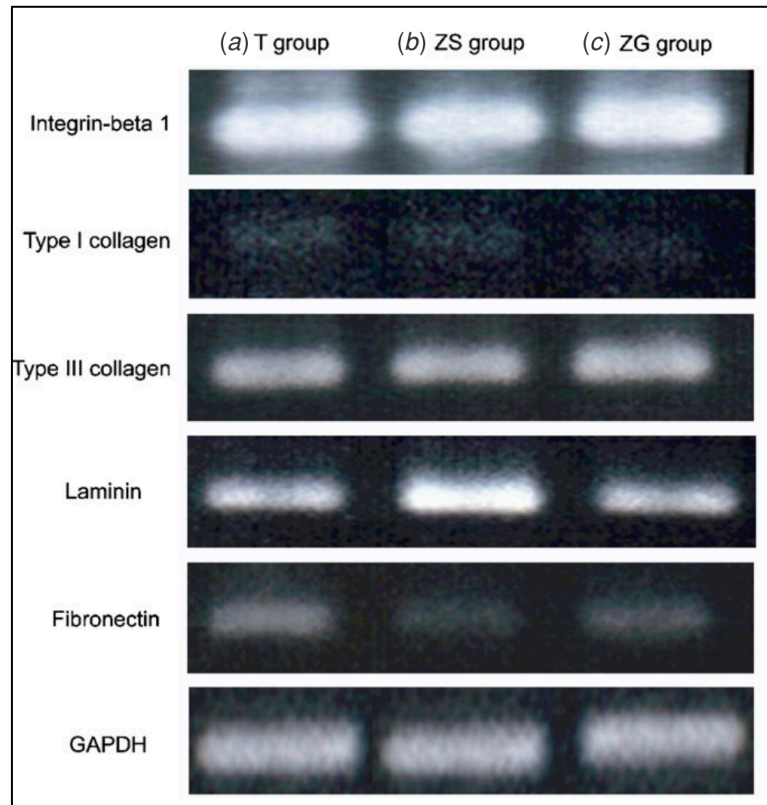
En ce qui concerne la forme et le schéma de croissance des cellules fibroblastiques observés au MEB, il a été observé que l'orientation des fibroblastes attachés au titane et à la zircone rainurée étaient parallèles à la direction des microsillons, tandis que les cellules du groupe zircone lisse étaient orientées dans des directions aléatoires.

Ces 3 fibroblastes laissent apparaître de longs et nombreux filopodes, nécessaire à l'attachement au substrat. Cependant, les cellules cultivées sur la zircone lisse ont montré des propriétés d'adhésion initiales, sur les premières 48h, plus élevées que sur le titane, avec une formation accrue de filopodes.

L'incubation des protéines essentielles à la survie, à la prolifération et à la migration des fibroblastes telles que l'intégrine $\beta 1$, les collagènes I et III, la laminine et la fibronectine sur les 3 substrats ne montrent pas de différences significatives.

Figure 20 : Western Blot des ARNm après incubation des protéines sur les 3 substrats, GAPDH sert de témoin¹²⁶

Les résultats de cette étude montrent que les réponses biologiques globales des fibroblastes gingivaux humains au Titane et à la Zirconie sont comparables. La présence de rainures sur le matériau de l'implant influencerait la propagation des cellules et les guident de manière à ce qu'elles s'alignent parallèlement, à l'intérieur des rainures. Elles pourraient initialement améliorer l'attachement cellulaire et la



prolifération des fibroblastes, par rapport aux surfaces lisses.

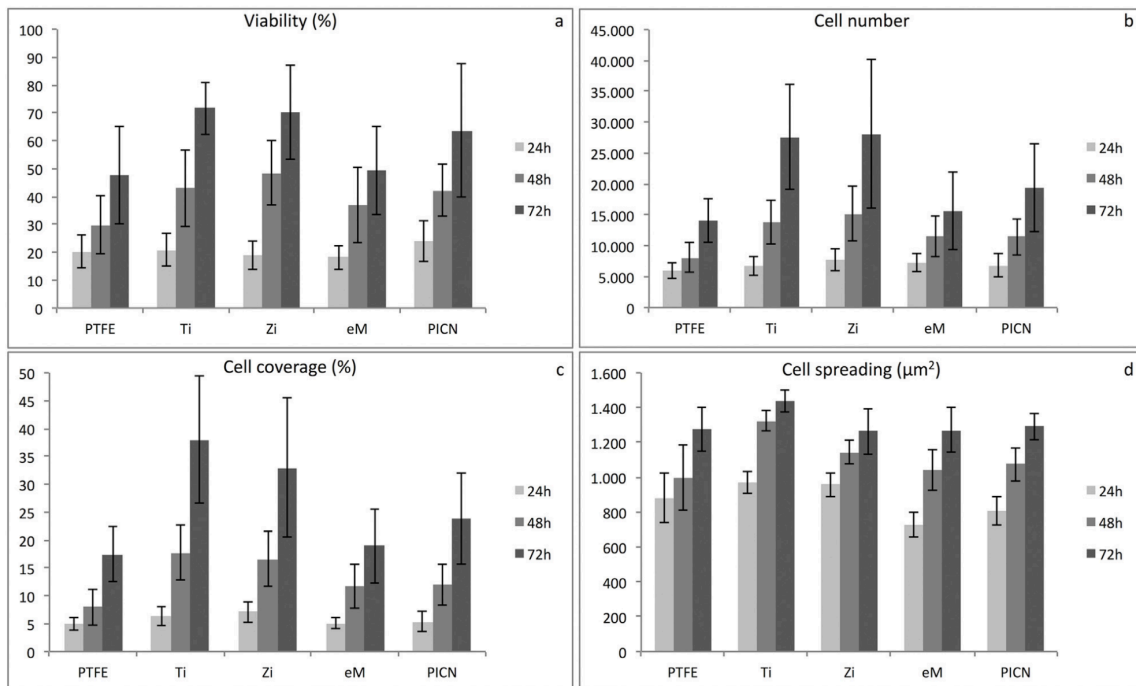
Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour identifier l'influence de la profondeur et de l'épaisseur des rainures sur la surface de la zirconie.

Ainsi, l'utilisation d'armatures en titane et en zirconie est adaptée au niveau de la zone du tissu conjonctif et de l'épithélium jonctionnel.

Comme vu précédemment, l'espace biologique péri-implantaire est constitué de tissu conjonctif au niveau basal, surplombé d'un épithélium jonctionnel, ce dernier garant de l'étanchéité entre les tissus osseux péri-implantaire, constitue la première ligne de défense contre la pénétration bactérienne et évite ainsi une possible résorption osseuse ainsi que la récession gingivale qui en découle.^{77,127,128}

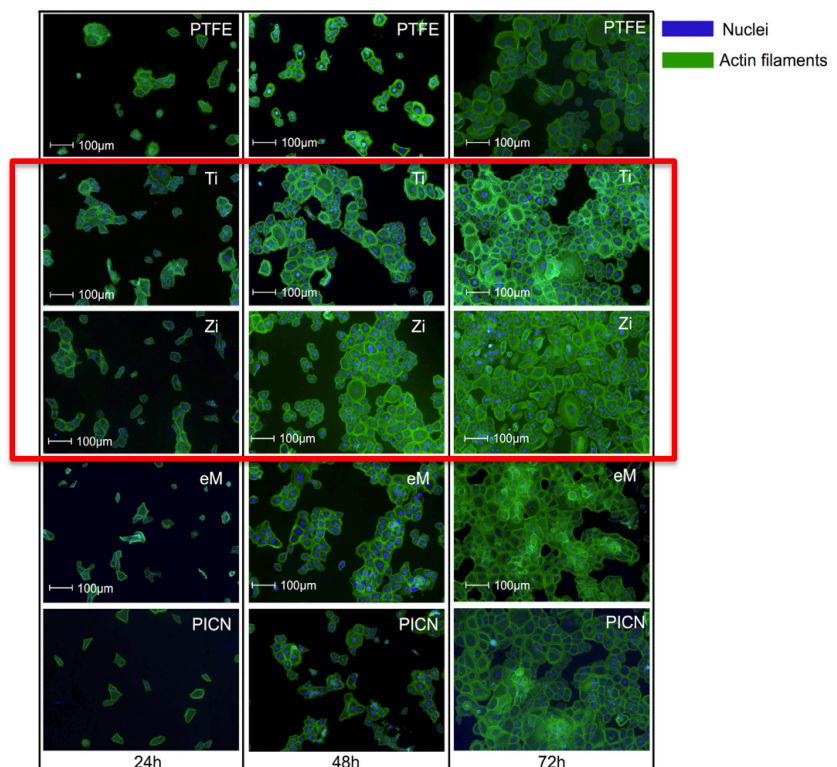
Grenade et al.⁷⁵ au travers de leur étude sur l'adhésion et la prolifération des kératinocytes ont montré que la zirconie présentait des propriétés biologiques au moins équivalentes au titane, avec un comportement vis-à-vis des kératinocytes permettant leur viabilité, leur prolifération mais surtout leur capacité d'attachement.

Figure 21 : Moyennes et écart-type de la viabilité cellulaire (a), du nombre de cellules (b), de la densité cellulaire (c) et de l'étalement cellulaire (d).⁷⁵



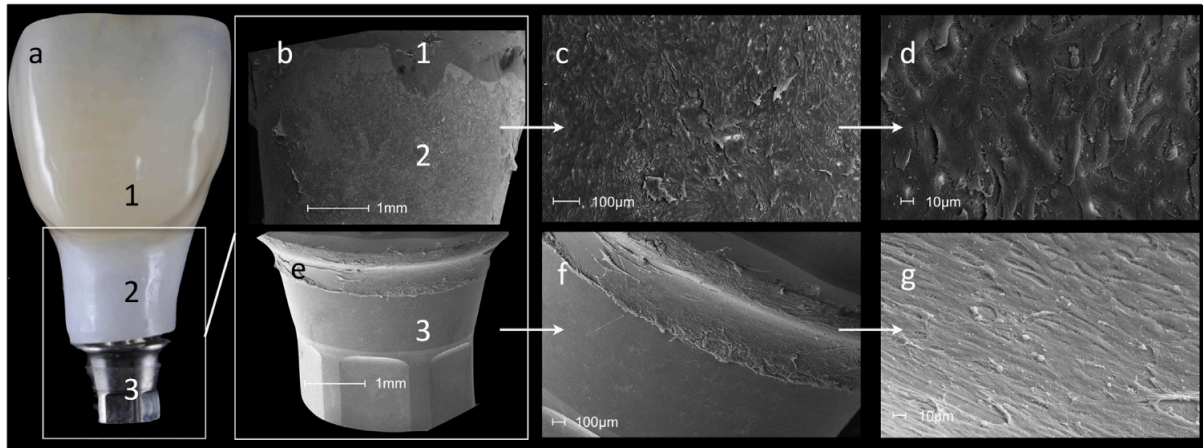
Lors de l'observation au microscope par immunofluorescence, les kératinocytes adoptent une morphologie pavimenteuse caractérisée par des contacts étroits entre les cellules, indiquant ainsi la fermeture de l'espace jonctionnel et assurant l'étanchéité.

Figure 22 : Images de microscopie à immunofluorescence, double coloration au DAPI pour les noyaux (bleu) et à la phalloïdine pour les filaments d'actine (vert).⁷⁵



Tout ceci est cliniquement visible au travers de la figure 23 où l'on observe les 3 étages de la prothèse unitaire implanto-portée avec la céramique cosmétique émaillée, l'armature zirconium non émaillée et enfin le pilier en titane.

Figure 23 : Couronne implantaire avec 1) céramique cosmétique émaillée ; 2) l'armature zirconium non émaillée ; 3) pilier implantaire en titane.⁷⁵



Les images b2,c,d. montrent un attachement cellulaire sur l'armature, sans doute d'origine épithéliale au regard de sa localisation (épithélium jonctionnel), tandis que l'image b1. ne montre pas de colonisation cellulaire au niveau de la céramique émaillée. Concernant le pilier en titane visible microscopiquement sur les images e,f,g. celui-ci ne semble pas être complètement enfoui dans la connexion de l'implant, en conséquence on peut observer une prolifération et un attachement cellulaire, probablement d'origine conjonctif au regard de sa localisation (tissu conjonctif).

Les résultats de ces deux études confirment donc les résultats précédemment obtenus avec les HGF (Human Gingival Fibroblasts) et les HGK (Human Gingival Keratinocytes). Ils soulignent l'excellent comportement des matériaux actuellement utilisés en prothèse implantaire, à savoir le titane et la zirconium, qui peuvent être considérés comme les matériaux de référence en termes de comportement des cellules présentes au niveau de l'espace biologique péri-implantaire.

3.3. Rôle esthétique

Une étude a été menée en 2008 par Jung et al.¹²⁹ elle avait pour objectif de tester l'effet de changement de couleur des restaurations céramo-céramiques par rapport aux restaurations en céramo-métalliques sur les tissus mous marginaux péri-implantaires.

Au total, 30 patients ont été répartis au hasard en deux groupes de 15 sujets chacun. Le groupe céramo-céramique a reçu des couronnes céramiques sur des piliers à base d'oxyde d'aluminium ou alumine, tandis que le groupe céramo-métallique a reçu des couronnes sur des armatures en titane ou en or.

Un spectrophotomètre de réflectance a été utilisé pour mesurer la différence de couleur entre la muqueuse péri-implantaire avant et après l'insertion de la restauration.



Figure 24 : Mesure de la colorimétrie de muqueuse péri-implantaire à l'aide d'un spectrophotomètre.¹²⁹

La différence de couleur entre la muqueuse péri-implantaire et le bord gingival de la dent voisine correspondante a été testée. L'épaisseur de la muqueuse a été mesurée à autour de l'implant et de la dent voisine.



Figure 25 : Mesure de l'épaisseur de muqueuse péri-implantaire à l'aide d'une lime endodontique.¹²⁹

Les valeurs initiales étaient similaires pour les groupes céramo-céramique et céramo-métallique. Le groupe céramo-céramique a induit un changement de couleur de la muqueuse nettement moins visible que le groupe céramo-métallique.

La valeur de l'épaisseur de la muqueuse des groupes céramo-céramique et céramo-métallique n'était pas significativement différente initialement.

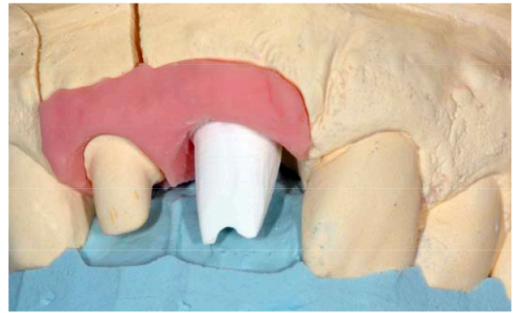
En définitive, les restaurations céramo-céramiques ont révélé une meilleure correspondance de couleur avec les dents voisines que les restaurations céramo-métalliques.

Figure 26 : Cas clinique présentant le groupe céramo-céramique. a met en évidence la muqueuse péri-implantaire avant l'insertion de l'armature en alumine, b montre l'armature en alumine sur le modèle de travail et c la restauration finale sans répercussion lumineuse visible à l'œil nu.¹²⁹

Ce qui vient corroborer les propos énoncés dans le chapitre précédent de ce sujet, à savoir qu'esthétiquement, les restaurations avec armature céramique apportent un meilleur résultat, plus naturel et proche des attentes des patients.



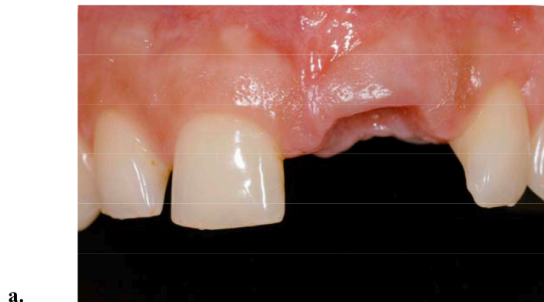
a.



b.



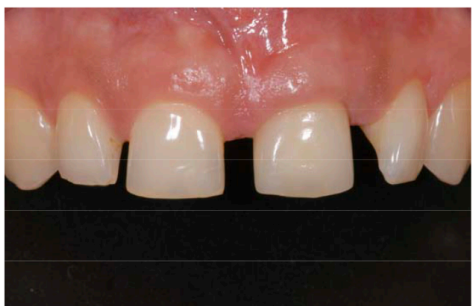
c.



a.



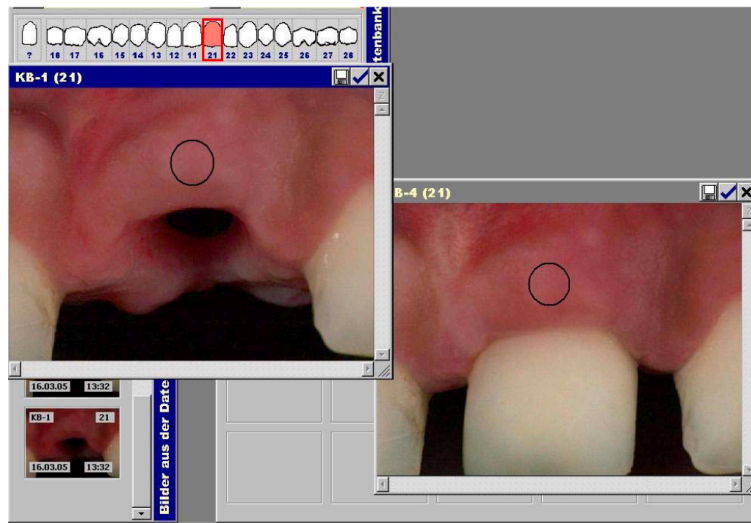
b.



c.

Figure 27 : Cas clinique présentant le groupe céramo-métallique. a met en évidence la muqueuse péri-implantaire avant l'insertion de l'armature en titane, b montre l'armature en titane sur le modèle de travail et c la restauration finale.¹²⁹

Figure 28 : Capture d'écran de la mesure spectrophotométrique avant et après insertion de la restauration céramo-métallique implantaire. La mesure par polarisation montre une perte de luminosité de la muqueuse péri-implantaire avec une armature en titane.¹²⁹



En allant plus en détail dans l'aspect esthétique des restaurations, l'étude menée en 2007 par Jung et al.¹²³ a révélé que les armatures en titane induisaient un changement de couleur global dans la muqueuse de recouvrement plus important que les armatures en zircone. En effet, avec une épaisseur de muqueuse de 1,5 mm, tous les échantillons présentaient des valeurs moyennes supérieures au seuil critique pour la distinction des couleurs intra-orales à l'œil nu. Cependant, les échantillons en titane ont provoqué le changement de couleur le plus important.

Des changements significatifs de la luminosité ont été notés pour les échantillons en titane placés sous la muqueuse avec des épaisseurs de 1,5 et 2,0 mm alors que la zircone avec et sans céramique de recouvrement n'a pas induit de changement de couleur global visible pour des épaisseurs de muqueuse de 2,0 et 3,0 mm.

Tableau 12 : Synthèse des caractéristiques des biomatériaux utilisés en prothèse implantaire

Propriétés	Alliages précieux/semi-précieux à base Or	Alliages non précieux Co-Cr	Titane	Zircone
Mécanique	-	+	++	++
Coût	+++	-	-	+
Biocompatibilité	+/-	-	++	++
Esthétique	+	+/-	-	++
Liaison céramique cosmétique	+	+/-	+/-	++

Tableau 13 : Recommandations pour le choix des matériaux sur la base d'indications cliniques en fonctions des facteurs inhérents au patient.

Facteurs liés au patient	Zircone monolithique	Armature zircone avec céramique cosmétique	Armature titane avec céramique cosmétique
Demande esthétique faible	✓	✓	✓
Demande esthétique importante	✗	✓	✗
Biotype parodontal épais	✓	✓	✓
Biotype parodontal mince	✓	✓	✗
Présence de parafunctions / Surcharge occlusale	✓	✗	✗
Absence de parafunction / Charge occlusale normale	✓	✓	✓

Tableau 14 : Recommandations pour le choix des matériaux sur la base d'indications cliniques en fonctions des facteurs relatifs à l'étendue de la prothèse.

Étendue de la prothèse	Zircone monolithique	Armature zircone avec céramique cosmétique	Armature titane avec céramique cosmétique
Prothèse unitaire	✓	✓	✓
Prothèse plurale de faible étendue / < 4 éléments	✓	✓ / ✗	✓ / ✗

CONCLUSION

L'objectif de notre recherche était d'étudier dans quelles mesures le choix des prothèses implanto-portées métallique et zircone apportait un intérêt clinique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée, ainsi que de démontrer l'intérêt crucial de choisir judicieusement les matériaux et les techniques de traitement pour assurer le succès à long terme des restaurations implantaires sur les plans mécaniques, biologiques mais également esthétiques.

Il a été montré que le taux de survie ainsi que le taux de succès d'une restauration implanto-portée sont déterminés par une combinaison de facteurs, tels que la force de liaison entre la céramique et l'armature, l'absence de défauts lors de la fabrication, mais aussi une pérennité biologique et esthétique.

Tout d'abord, des différences ont été observées quant au design de l'armature qui doit permettre de soutenir la céramique cosmétique. Ce design exerce une influence sur l'apparition du chipping, notamment pour les prothèses à armature zircone où il a été mis en évidence qu'une conception anatomique de cette armature, a contrario d'une armature uniforme, diminue le risque d'apparition du chipping de la céramique cosmétique puisque celle-ci se trouve en épaisseur normalisée.

L'analyse de la littérature semblait indiquer que les complications mécaniques étaient moins fréquentes avec l'utilisation de céramiques sur armature titane par rapport à celles sur armature en zircone. Cette observation est associée à divers éléments, tels que la résistance apparente plus faible de la céramique aux forces de flexion et de cisaillement lorsqu'elle est assemblée à une armature en zircone plutôt qu'en titane. De plus, les variations de vitesse de refroidissement entre les armatures et les céramiques cosmétiques, ainsi que leurs coefficients d'expansion thermique divergents, peuvent générer des contraintes de traction résiduelles excessives dans les céramiques de revêtement. Ces contraintes supplémentaires peuvent augmenter le risque de fractures par écaillage.

Tout ceci est à mettre dans un contexte occluso fonctionnel, à savoir, privilégier un contact tripodique en occlusion d'intercuspidie maximale plutôt qu'à l'application de la charge en un point unique, mais aussi prendre en considération la denture antagoniste, c'est à dire alléger l'occlusion si les dents antagonistes sont des restaurations fixes dento-portées ou implanto-portées céramiques ou encore prescrire un dispositif de protection occlusal nocturne si le patient présente des parafunctions.

D'un point de vue biologique, l'utilisation d'armatures titane ou d'armatures zircone, tous deux hautement biocompatibles, ne semblait pas avoir d'incidence majeure sur la perte

osseuse marginale contrairement à l'alliage cobalt-chrome qui engendrait une perte osseuse crestale nettement supérieure. De plus l'adhérence des cellules fibroblastes et des kératinocytes sur ces matériaux permet de créer un joint protecteur au niveau de l'espace biologique péri-implantaire, préservant ainsi les tissus de soutien.

Sur le plan esthétique il est ressorti que l'utilisation d'armature titane avait un impact significatif chez les patients présentant une épaisseur de muqueuse inférieure à 3,0mm. L'armature zircone semblait donc offrir une meilleure tolérance dans les zones antérieures.

En résumé, cette recherche souligne la nécessité d'une approche personnalisée en implantologie orale, prenant en compte les spécificités des matériaux d'armature, de leurs procédés de fabrications, de leurs capacités d'associations avec des céramiques cosmétiques.

Ces conclusions peuvent guider les praticiens dans la prise de décisions éclairées pour améliorer la qualité et la durabilité des restaurations implanto-portées dont ils sont responsables.

L'exploration de nouveaux matériaux provenant de la chirurgie orthopédique, en vue de leur application dans la dentisterie moderne, a ouvert la voie à l'utilisation d'un certain nombre de biomatériaux tels que les céramiques hybrides mais aussi du polyétheréthercétone (PEEK) en implantologie orale, marquant ainsi une percée prometteuse dans notre domaine.

Le PEEK est un polymère thermoplastique de haute performance qui présente plusieurs caractéristiques intéressantes.

Reconnu pour sa résistance mécanique élevée sa biocompatibilité et son module d'élasticité proche à celui de l'os humain, en fait un matériau adapté aux exigences rigoureuses de l'implantologie orale. De plus, sa capacité à fournir une excellente résistance à la corrosion, évitant ainsi les problèmes associés à certains métaux.

Cependant, malgré ces avantages, l'utilisation du PEEK en implantologie orale n'est pas encore aussi répandue que d'autres matériaux plus traditionnels tels que le titane ou la zircone. Des recherches et des études supplémentaires sont nécessaires pour évaluer pleinement la performance à long terme des implants en PEEK, ainsi que pour perfectionner les techniques de fabrication et d'intégration.

En conclusion, l'utilisation du PEEK en implantologie orale offre des perspectives prometteuses en raison de ses propriétés biomécaniques, de sa légèreté et de sa résistance à la corrosion. Cependant, des études approfondies et une adoption progressive seront nécessaires pour valider pleinement son efficacité et son application dans le domaine de l'implantologie orale.

BIBLIOGRAPHIE

1. Jemt T, Bäck T, Petersson A. Precision of CNC-Milled Titanium Frameworks for Implant Treatment in the Edentulous Jaw. *International Journal of Prosthodontics*. 1999;12(3):209-15.
2. Kapos T, Evans C. CAD/CAM Technology for Implant Abutments, Crowns, and Superstructures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29:117-36.
3. Patzelt SBM, Spies BC, Kohal RJ. CAD/CAM-fabricated implant-supported restorations: a systematic review. *Clinical Oral Implants Research*. 2015;26(S11):77-85.
4. Maille G, Margossian P, Loyer É, Niboyet C. Apport de la CFAO en implantologie. *Implantologie*. 2014;Hors-série:1-7.
5. Sjögren G, Andersson M, Bergman M. Laser welding of titanium in dentistry. *Acta Odontologica Scandinavica*. 1988;46(4):247-53.
6. Svanborg P, Eliasson A, Stenport V. Additively Manufactured Titanium and Cobalt-Chromium Implant Frameworks: Fit and Effect of Ceramic Veneering. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(3):590-6.
7. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*. 1999;20(1):1-25.
8. Venezia P, Torsello F, Cavalcanti R, D'Amato S. Retrospective analysis of 26 complete-arch implant-supported monolithic zirconia prostheses with feldspathic porcelain veneering limited to the facial surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(4):506-12.
9. Grill V, Sandrucci MA, Di Lenarda R, Dorigo E, Narducci P, Martelli AM, et al. Cell proliferation rates and fibronectin arrangement as parameters for biocompatibility evaluation of dental metal alloys in vitro. *Journal of oral science*. 2000;42(1):1-7.
10. McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials*. John Wiley & Sons; 2013. 591p.
11. Grégoire G, Grosgeat B. *Alliages dentaires*. Société Francophone des Biomatériaux Dentaires, 2010.
12. O'Brien WJ. *Dental materials and their selection - 3rd edition*. Carol Stream: Quintessence Publishing Co, 2002.

13. Jacquot B, Bonnafous D, Gerdolle D, Walter B. Matériaux de restauration en prothèse fixée, clinique et assemblage. JPIO Prothèse Fixée, éditions CdP, 2017;178-179
14. Beaufils S, Daltin AL, Millet P. Alliages non précieux (hors titane et ses alliages). EMC - Médecine buccale 2016;11(1):1-9.
15. Zhang X, Wei LC, Wu B, Yu LY, Wang XP, Liu Y. A comparative analysis of metal allergens associated with dental alloy prostheses and the expression of HLA-DR in gingival tissue. *Molecular Medicine Reports*. 2016;13(1):91-8.
16. Wylie CM, Shelton RM, Fleming GJP, Davenport AJ. Corrosion of nickel-based dental casting alloys. *Dental Materials*. 2007;23(6):714-23.
17. Bezzon OL, de Mattos M da GC, Ribeiro RF, Rollo JMD de A. Effect of beryllium on the castability and resistance of ceramometal bonds in nickel-chromium alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 1998;80(5):570-4.
18. Virtanen S, Milošev I, Gomez-Barrena E, Trebše R, Salo J, Konttinen YT. Special modes of corrosion under physiological and simulated physiological conditions. *Acta Biomaterialia*. 2008;4(3):468-76.
19. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances—should we care? *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2008;133(4):584-92.
20. Cheylan JM, Archien C. Biocompatibilité des métaux, alliages et céramiques dentaires. *Realites Cliniques* 2005;16:169–86.
21. Joias RM, Tango RN, de Araujo JEJ, de Araujo MAJ, de Siqueira Ferreira Anzaloni Saavedra G, de Arruda Paes-Junior TJ, et al. Shear bond strength of a ceramic to Co-Cr alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2008;99(1):54-9.
22. Tuna SH, Özçiçek Pekmez N, Kürkçüoğlu I. Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(5):725-34.
23. Xin X zhen, Chen J, Xiang N, Wei B. Surface Properties and Corrosion Behavior of Co-Cr Alloy Fabricated with Selective Laser Melting Technique. *Cell Biochem Biophys*. 2013;67(3):983-90.
24. Pelissier B., Bertrand C., Chazel, J. F., Duret, F. *Clinic* 2012;33:467-474

25. Ren XW, Zeng L, Wei ZM, Xin XZ, Wei B. Effects of multiple firings on metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2016;115(1):109-14.
26. Nesse H, Ulstein DMA, Vaage MM, Øilo M. Internal and marginal fit of cobalt-chromium fixed dental prostheses fabricated with 3 different techniques. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015;114(5):686-92.
27. Akçin ET, Güncü MB, Aktaş G, Aslan Y. Effect of manufacturing techniques on the marginal and internal fit of cobalt-chromium implant-supported multiunit frameworks. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2018;120(5):715-20.
28. Markarian RA, Pedroso Galles D, Mantovani Gomes França F. Scanning Electron Microscopy Analysis of the Adaptation of Single-Unit Screw-Retained Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacture Abutments After Mechanical Cycling. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2018;33(1):127-36.
29. Crenn J-M., Fabas M., Jardel V, Influence de la fabrication additive sur les pièces en Co-Cr destinées à un usage prothétique. *Cahiers de prothèse* 2019;47:184-192
30. Korkmaz T, Asar V. Comparative evaluation of bond strength of various metal-ceramic restorations. *Materials & Design*. 2009;30(3):445-51.
31. Akova T, Ucar Y, Tukay A, Balkaya MC, Brantley WA. Comparison of the bond strength of laser-sintered and cast base metal dental alloys to porcelain. *Dental Materials*. 2008;24(10):1400-4.
32. Association Titane. La mise en œuvre du titane. Nantes : Association Titane, 1995.
33. Goldberg M. Quelques données fondamentales sur les métaux et alliages. In: Association dentaire française. Les alliages dentaires. Paris : Association dentaire française, 2004:6-15.
34. Fontugne M. Tramba P, Benbelaid R. Les notions à retenir sur les alliages de titane de grade 4 (Ti-Cp) et du Titane de grade 5 (TA6V4). *Implant* 2018 24(3).195-200
35. Boidin X. Contribution à l'étude expérimentale et numérique à l'échelle de la microstructure de l'écaillage d'un alliage de titane. Thèse de Doctorat de l'Université Paul Verlaine - Metz, 2005.
36. Surand M. Étude du comportement viscoplastique en traction et en fluage de l'alliage TA6V de 20 à 600 degrés Celsius. Thèse de Doctorat d'université, Science et Génie des matériaux. Toulouse: INPT, 2013.

37. Licausi MP, Igual Muñoz A, Amigó Borrás V. Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behavior of Ti6Al4V biomedical alloy in artificial saliva. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2013;20:137-48.
38. Mathew MT, Kerwell S, Lundberg HJ, Sukotjo C, Mercuri LG. Tribocorrosion and oral and maxillofacial surgical devices. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2014;52(5):396-400.
39. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian Journal of Dental Research*. 2009;20(1):91.
40. Ask M, Rolander U, Lausmaa J, Kasemo B. Microstructure and morphology of surface oxide films on Ti-6Al-4V. *J Mater Res*. 1990;5(8):1662-7.
41. Sutow EJ, Jones DW, Milne EL. In vitro Crevice Corrosion Behavior of Implant Materials. *Journal of Dental Research*. 1985;64(5):842-7.
42. Kuphasuk C, Oshida Y, Andres CJ, Hovijitra ST, Barco MT, Brown DT. Electrochemical corrosion of titanium and titanium-based alloys. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2001;85(2):195-202.
43. Chandar S, Kotian R, Madhyastha P, Kabekkodu SP, Rao P. In vitro evaluation of cytotoxicity and corrosion behavior of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy for dental implants. *J Indian Prosthodont Soc*. 2017;17(1):35-40.
44. Morais LS, Serra GG, Muller CA, Andrade LR, Palermo EFA, Elias CN, et al. Titanium alloy mini-implants for orthodontic anchorage: Immediate loading and metal ion release. *Acta Biomaterialia*. 2007;3(3):331-9.
45. Eliades T. Salivary metal levels of orthodontic patients: a novel methodological and analytical approach. *The European Journal of Orthodontics*. 2003;25(1):103-6.
46. Testud F. Vanadium. *EMC - Toxicologie-Pathologie*. juin 2012;7.
47. Bondy SC. The neurotoxicity of environmental aluminum is still an issue. *Neurotoxicology*. sept 2010;31(5):575-81.
48. Yuan CY, Lee YJ, Hsu GSW. Aluminum overload increases oxidative stress in four functional brain areas of neonatal rats. *J Biomed Sci*. mai 2012;19(1):51.
49. Golub MS, Han B, Keen CL. Aluminum uptake and effects on transferrin mediated iron uptake in primary cultures of rat neurons, astrocytes and oligodendrocytes. *Neurotoxicology*. déc 1999;20(6):961-70.

50. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature*. 1975;258(5537):703-4.
51. Garvie RC, Nicholson PS. Phase Analysis in Zirconia Systems. *Journal of the American Ceramic Society*. 1972;55(6):303-5.
52. Durand JC, Jacquot B, Salehi H, Fages M, Margerit J, Cuisinier FJG. Confocal Raman microscopic analysis of the zirconia/feldspathic ceramic interface. *Dental materials*. 2012;28(6):661-71.
53. Hempel U, Hefti T, Kalbacova M, Wolf-Brandstetter C, Dieter P, Schlottig F. Response of osteoblast-like SAOS-2 cells to zirconia ceramics with different surface topographies. *Clinical Oral Implants Research*. 2010;21(2):174-81.
54. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *European Journal of Esthetic Dentistry*. 2009;4(4):348-80.
55. Maccauro G, Bianchino G, Sangiorgi S, Magnani G, Marotta D, Manicone PF, et al. Development of a New Zirconia-Toughened Alumina: Promising Mechanical Properties and Absence of In Vitro Carcinogenicity. *Int J Immunopathol Pharmacol*. 2009;22(3):773-9.
56. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical Behavior of Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Made of DC-Zirkon: 3-Year Results. *International Journal of Prosthodontics*. 2008;21(3):217-22.
57. Walton TR. An up to 15-Year Longitudinal Study of 515 Metal-Ceramic FPDs: Part 1. Outcome. *International Journal of Prosthodontics*. 2002;15(5):439-45.
58. Kamio S, Komine F, Taguchi K, Iwasaki T, Blatz MB, Matsumura H. Effects of framework design and layering material on fracture strength of implant-supported zirconia-based molar crowns. *Clinical Oral Implants Research*. 2015;26(12):1407-13.
59. Swaminathan Y. Implant Protected Occlusion. *IOSR Journal of Dental and Medical Sciences*. janv 2013;11:20-5.
60. Klineberg I, Kingston D, Murray G. The bases for using a particular occlusal design in tooth and implant-borne reconstructions and complete dentures. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(s3):151-67.
61. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, De Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 μ m silica-coated alumina particles. *Dental Materials*. 2011;27(2):e28-42.

62. Probst K, Reiss B, Wiedhahn K, Kern M, Helfer M, Fages M, et al. La zircone : matériau d'avenir. 2013;13.
63. Pospiech P, Kunzelmann K. H, Kern M. Hat sich Vollkeramik bewährt. ZWP Oemus 4 2008: 16-20.
64. Harder S, Kern M. Survival and complications of computer aided-designing and computer-aided manufacturing vs. conventionally fabricated implant-supported reconstructions: a systematic review. Clinical Oral Implants Research. 2009;20(s4):48-54.
65. Gremillard L. Biocéramiques: des monolithes aux composites. INSA de Lyon; Université Claude Bernard - Lyon I, 2009 ;
66. Chevalier J, Loh J, Gremillard, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. Acta Biomater 2011 ;7(7) :2986-93
67. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. Journal of the American Ceramic Society. 2009;92(9):1901-20.
68. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. Clinical Oral Implants Research. 2009;20(8):802-8.
69. Lops D, Stellini E, Sbricoli L, Cea N, Romeo E, Bressan E. Influence of abutment material on peri-implant soft tissues in anterior areas with thin gingival biotype: a multicentric prospective study. Clinical Oral Implants Research. 2017;28(10):1263-8.
70. de Oliveira Silva TS, de Freitas AR, de Albuquerque RF, Pedrazzi V, Ribeiro RF, do Nascimento C. A 3-year longitudinal prospective study assessing microbial profile and clinical outcomes of single-unit cement-retained implant restorations: Zirconia versus titanium abutments. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2020;22(3):301-10.
71. Kim YS, Shin SY, Moon SK, Yang SM. Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: A multiple regression analysis. Acta Odontologica Scandinavica. 2015;73(1):38-47.
72. Moon YH, Yoon MK, Moon JS, Kang JH, Kim SH, Yang HS, et al. Focal adhesion linker proteins expression of fibroblast related to adhesion in response to different transmucosal abutment surfaces. J Adv Prosthodont. 2013;5(3):341-50.

73. Neunzehn J, Lüttenberg B, Wiesmann HP. Investigation of biomaterials by human epithelial gingiva cells: an in vitro study. *Head & Face Medicine*. 2012;8(1):35.
74. Okabe E, Ishihara Y, Kikuchi T, Izawa A, Kobayashi S, Goto H, et al. Adhesion Properties of Human Oral Epithelial-Derived Cells to Zirconia. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016;18(5):906-16.
75. Grenade C, De Pauw-Gillet MC, Pirard C, Bertrand V, Charlier C, Vanheusden A, et al. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Keratinocytes (HGKs). *Dental Materials*. 2017;33(3):333-43.
76. Grenade C, De Pauw-Gillet MC, Gailly P, Vanheusden A, Mainjot A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dental Materials*. 2016;32(9):1152-64.
77. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. *Journal of Clinical Periodontology*. 1998;25(9):721-7.
78. Rompen E. The impact of the type and configuration of abutments and their (repeated) removal on the attachment level and marginal bone. *Eur J Oral Implantol*. 2012;5 Suppl:S83-90.
79. Gomez-Meda R, Esquivel J, Blatz MB. The esthetic biological contour concept for implant restoration emergence profile design. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*. 2021;33(1):173-84.
80. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2015;26(S11):139-47.
81. Molina A, Sanz-Sánchez I, Martín C, Blanco J, Sanz M. The effect of one-time abutment placement on interproximal bone levels and peri-implant soft tissues: a prospective randomized clinical trial. *Clinical Oral Implants Research*. 2017;28(4):443-52.
82. Swain MV. Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures. *Acta Biomaterialia*. 2009;5(5):1668-77.
83. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *INT J PROSTHODONT*. 2010;23(6):493-502.
84. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *Journal of Dentistry*. 2013;41(12):1164-74.

85. Silva NRFA, Bonfante EA, Zavanelli RA, Thompson VP, Ferencz JL, Coelho PG. Reliability of Metallo-ceramic and Zirconia-based Ceramic Crowns. *J Dent Res*. 2010;89(10):1051-6.
86. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Invest*. 2012;16(3):935-43.
87. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. 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. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. 2007;18(s3):86-96.
88. Fukushima KA, Sadoun MJ, Cesar PF, Mainjot AK. Residual stress profiles in veneering ceramic on Y-TZP, alumina and ZTA frameworks: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials*. 2014;30(2):105-11.
89. Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ, Douillard T, Mainjot AK. Influence of firing time and framework thickness on veneered Y-TZP discs curvature. *Dental materials*. 2014;30(2):242-8.
90. Mainjot AK, Douillard T, Gremillard L, Sadoun MJ, Chevalier J. 3D-Characterization of the veneer–zirconia interface using FIB nano-tomography. *Dental Materials*. 2013;29(2):157-65.
91. Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dental Materials*. 2015;31(9):1142-9.
92. Jing Z, Ke Z, Yihong L, Zhijian S. Effect of Multistep Processing Technique on the Formation of Micro-defects and Residual Stresses in Zirconia Dental Restorations. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(3):206-12.
93. Pereira GKR, Fraga S, Montagner AF, Soares FZM, Kleverlaan CJ, Valandro LF. The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;63:417-42.
94. Kosmač T, Oblak Č, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research*. 2000;53(4):304-13.
95. Wismeijer D, Brägger U, Evans C, Kapos T, Kelly JR, Millen C, et al. Consensus Statements and Recommended Clinical Procedures Regarding Restorative Materials

- and Techniques for Implant Dentistry. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 2014;29:137-40.
96. Ansong R, Flinn B, Chung KH, Mancl L, Ishibe M, Raigrodski AJ. Fracture toughness of heat-pressed and layered ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2013;109(4):234-40.
 97. Kokubo Y, Tsumita M, Kano T, Fukushima S. The influence of zirconia coping designs on the fracture load of all-ceramic molar crowns. *Dent Mater J*. 2011;30(3):281-5.
 98. Larsson C, Madhoun SE, Wennerberg A, Vult von Steyern P. Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. *Clinical Oral Implants Research*. 2012;23(7):820-6.
 99. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*. 2009;37(12):978-83.
 100. Kobayashi K, Komine F, Blatz MB, Saito A, Koizumi H, Matsumura H. Influence of priming agents on the short-term bond strength of an indirect composite veneering material to zirconium dioxide ceramic. *Quintessence International*. 2009;40(7):545-51.
 101. Saito A, Komine F, Blatz MB, Matsumura H. A comparison of bond strength of layered veneering porcelains to zirconia and metal. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. 2010;104(4):247-57.
 102. Lindquist LW, Carlsson GE, Glantz PO. Rehabilitation of the edentulous mandible with a tissue-integrated fixed prosthesis: a six-year longitudinal study. *Quintessence International*. 1987;18(2):89-96.
 103. Carlsson B, Carlsson GE. Prosthodontic Complications in Osseointegrated Dental Implant Treatment. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. 1994;9(1):90-4.
 104. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I, et al. The Applicability of Osseointegrated Oral Implants in the Rehabilitation of Partial Edentulism: A Prospective Multicenter Study on 558 Fixtures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*. Fall 1990;5(3):119-36.
 105. Esquivel-Upshaw JF, Clark AE, Shuster JJ, Anusavice KJ. Randomized Clinical Trial of Implant-Supported Ceramic–Ceramic and Metal–Ceramic Fixed Dental Prostheses: Preliminary Results. *Journal of Prosthodontics*. 2014;23(2):73-82.

106. Teixeira EC, Piascik JR, Stoner BR, Thompson JY. Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *J Mater Sci: Mater Med.* 2007;18(6):1219-24.
107. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H. Clinical Behavior of Zirconia-Based Fixed Partial Dentures Made of DC-Zirkon: 3-Year Results. *International Journal of Prosthodontics.* 2008;21(3):217-22.
108. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *Journal of Biomedical Materials Research.* 1989;23(1):45-61.
109. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research.* 2009;20(s4):4-31.
110. Christensen RP, Ploeger BJ. A Clinical Comparison of Zirconia, Metal and Alumina Fixed-Prosthesis Frameworks Veneered With Layered or Pressed Ceramic: A three-year report. *The Journal of the American Dental Association.* 2010;141(11):1317-29.
111. Nakamura T, Wakabayashi K, Kawamura Y, Kinuta S, Mutobe Y, Yatani H. Analysis of Internal Defects in All-ceramic Crowns Using Micro-focus X-ray Computed Tomography. *Dent Mater J.* 2007;26(4):598-601.
112. DeHoff PH, Anusavice KJ, Götzen N. Viscoelastic finite element analysis of an all-ceramic fixed partial denture. *Journal of Biomechanics.* 2006;39(1):40-8.
113. Göstemeyer G, Jendras M, Dittmer MP, Bach FW, Stiesch M, Kohorst P. Influence of cooling rate on zirconia/veneer interfacial adhesion. *Acta Biomater.* 2010;6(12):4532-8.
114. Elshiyab SH, Nawafleh N, Walsh L, George R. Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry.* 2018;9(4):e12355.
115. Kinsel RP, Lin D. Retrospective analysis of porcelain failures of metal ceramic crowns and fixed partial dentures supported by 729 implants in 152 patients: Patient-specific and implant-specific predictors of ceramic failure. *The Journal of Prosthetic Dentistry.* 2009;101(6):388-94.
116. Türk AG, Ulusoy M, Toksavul S, Güneri P, Koca H. Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomized clinical trial. *Journal of Oral Rehabilitation.* 2013;40(6):457-63.

117. Piao CM, Lee JE, Koak JY, Kim SK, Rhyu IC, Han CH, et al. Marginal bone loss around three different implant systems: radiographic evaluation after 1 year. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2009;36(10):748-54.
118. Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS, et al. Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional loading: a dog study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2008;35(3):229-36.
119. Shin Y, Han C, Heo S, Kim S, Chun H. Radiographic evaluation of marginal bone level around implants with different neck designs after 1 year. *INT J ORAL MAXILLOFAC IMPLANTS*. 2006;21(5):789-94.
120. Cochran DL, Hermann JS, Schenk RK, Higginbottom FL, Buser D. Biologic Width Around Titanium Implants. A Histometric Analysis of the Implanto-Gingival Junction Around Unloaded and Loaded Nonsubmerged Implants in the Canine Mandible. *Journal of Periodontology*. 1997;68(2):186-97.
121. Linkevicius T, Puisys A, Linkeviciene L, Peciuliene V, Schlee M. Crestal Bone Stability around Implants with Horizontally Matching Connection after Soft Tissue Thickening: A Prospective Clinical Trial. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2015;17(3):497-508.
122. Van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, de Roode R, de Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clinical Oral Implants Research*. 2011;22(10):1172-8.
123. Jung R, Sailer I, Hammerle C, Attin T, Schmidlin P. In Vitro Color Change of Soft Tissues Caused by Restorative Materials. *The International journal of periodontics & restorative dentistry*. 2007;27:251-7.
124. Zuiderveld EG, Meijer HJA, den Hartog L, Vissink A, Raghoobar GM. Effect of connective tissue grafting on peri-implant tissue in single immediate implant sites: A RCT. *Journal of Clinical Periodontology*. 2018;45(2):253-64.
125. Patil R, van Brakel R, Iyer K, Huddleston Slater J, de Putter C, Cune M. A comparative study to evaluate the effect of two different abutment designs on soft tissue healing and stability of mucosal margins. *Clinical Oral Implants Research*. 2013;24(3):336-41.
126. Pae A, Lee H, Kim HS, Kwon YD, Woo YH. Attachment and growth behaviour of human gingival fibroblasts on titanium and zirconia ceramic surfaces. *Biomed Mater*. 2009;4(2):025005.

127. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. The mucosal barrier following abutment dis/reconnection. *Journal of Clinical Periodontology*. 1997;24(8):568-72.
128. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dental Materials*. 2015;31(6):603-23.
129. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*. 2008;28(4):357-65.

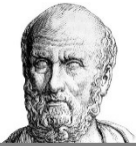
TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Usineuse de laboratoire 5 axes G5 Dental Machine®.....	3
Figure 2 : Disque de Titane grade 5 ø 98,5mm Dental Machine®.....	3
Figure 3 : Usineuse de cabinet bimoteur CEREC MCX Dentsply Sirona®.....	3
Figure 4 : Usinage d'un bloc silicate de lithium renforcé à la zircone CELTRA Duo Dentsply Sirona®.....	4
Figure 5 : Représentation schématique d'un réseau cristallin d'un alliage.....	16
Figure 6 : Représentation schématique des structures micrographiques d'équilibre des alliages de titane (en grisé phase β).....	17
Figure 7 : Paramètres des mailles cristallines de titane à température ambiante et au-delà de 880°C.....	17
Figure 8 : Les structures non anatomiques, de faible épaisseur n'assurent aucun soutien de la céramique cosmétique au niveau des cuspidés.....	30
Figure 9 : Armature zircone en prothèse fixée sur dent naturelle assurant un soutien idéal des cuspidés, prévenant du risque de fracture du matériau cosmétique.....	31
Figure 10 : Résistance à la flexion (MPa) des différents types de céramiques.....	32
Figure 11 : Ténacité (MPa/cm ²) des différents types de céramiques.....	33
Figure 12 : Illustration schématique des 3 formes allotropiques de la structure cristalline de la zircone en fonction de la température et de l'incorporation d'oxyde d'Yttrium.....	33
Figure 13 : Transformation martensitique de la céramique 3Y-TZP sous contrainte.....	35
Figures 14 et 15 : Les zones de contours biologiques esthétiques : E. Épithélium sulculaire (1mm de hauteur) . B. Épithélium jonctionnel(1 à 2mm de hauteur) C. Tissu conjonctif (1 à 2mm de hauteur).....	37
Figure 16 : Une photographie de l'appareil utilisé pour les essais de résistance à la rupture montre la position de la bille en acier inoxydable et de la feuille d'étain au début de la charge.....	41
Figure 17 : Sections des design des armatures pour une couronne implanto-portée unitaire ; (a) uniforme ; (b) anatomique ; (c) : anatomique avec épaulement.....	41
Figure 18 : Images représentatives du chemin de fracture après une charge statique jusqu'à la rupture pour une couronne en zircone monobloc (A), une couronne en zircone avec céramique de cosmétique ayant survécu à une charge mécanique thermique (B), et une couronne en zircone	

bicouche qui s'est rompue au cours de la charge mécanique thermique (C).....	46
Figure 19 : Évaluation de la viabilité fibroblastique sur 48 h pour le groupe titane, le groupe zircone lisse (ZS) et le groupe zircone rainurée (ZG).....	49
Figure 20 : Western Blot des ARNm après incubation des protéines sur les 3 substrats, GAPDH sert de témoin.....	51
Figure 21 : Moyennes et écart-type de la viabilité cellulaire (a), du nombre de cellules (b), de la densité cellulaire (c) et de l'étalement cellulaire (d).....	52
Figure 22 : Images de microscopie à immunofluorescence, double coloration au DAPI pour les noyaux (bleu) et à la phalloïdine pour les filaments d'actine (vert).....	52
Figure 23 : Couronne implantaire avec 1) céramique cosmétique émaillée 2) l'armature zircone non émaillée 3) pilier implantaire en titane.....	53
Figure 24 : Mesure de la colorimétrie de muqueuse péri-implantaire à l'aide d'un spectrophotomètre.....	54
Figure 25 : Mesure de l'épaisseur de muqueuse péri-implantaire à l'aide d'un d'une lime endodontique.....	54
Figure 26 : Cas clinique présentant le groupe céramo-céramique. a met en évidence la muqueuse péri-implantaire avant l'insertion de l'armature en alumine, b montre l'armature en alumine sur le modèle de travail et c la restauration finale sans répercussion lumineuse visible à l'œil nu.....	55
Figure 27 : Cas clinique présentant le groupe céramo-métallique. a met en évidence la muqueuse péri-implantaire avant l'insertion de l'armature en titane, b montre l'armature en titane sur le modèle de travail et c la restauration finale.....	55
Figure 28 : Capture d'écran de la mesure spectrophotométrique avant et après insertion de la restauration céramo-métallique implantaire. La mesure par polarisation montre une perte de luminosité de la muqueuse péri-implantaire avec une armature en titane.....	56

TABLES DES TABLEAUX

Tableau 1 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages à haute teneur en or, dits alliages à noblesse élevée.....	8
Tableau 2 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages à teneur en or réduite, dits alliages nobles.....	9
Tableau 3 : Caractéristiques biologiques et biomécaniques des alliages Co-Cr.....	10
Tableau 4 : Propriétés mécaniques des alliages coulés non précieux.....	11
Tableau 5 : Résultats des articles en rapport avec le PFSI (prothèse fixée implanto-portée) concernant la précision d'adaptation.....	12
Tableau 6 : Composition chimique en pourcentage du poids du titane de grade 1 à 5.....	19
Tableau 7 : Propriétés mécaniques comparées des alliages de titane et des autres alliages utilisés en odontologie.....	19
Tableau 8 : Caractéristiques de traction pour différents alliages.....	20
Tableau 9 : Propriétés mécaniques comparées du titane de grade 1 à 5.....	22
Tableau 10 : Synthèse des conséquences liées à la corrosion des titanes de grade 4 (Ti-Cp) et de grade 5 utilisés en prothèse implanto-portée.....	27
Tableau 11 : Synthèse des propriétés mécaniques des titanes de grade 4 (Ti-Cp) et de grade 5 utilisés en prothèse implanto-portée.....	28
Tableau 12 : Synthèse des caractéristiques des biomatériaux utilisés en prothèse implanto-portée.....	56
Tableau 13 : Recommandations pour le choix des matériaux sur la base d'indications cliniques en fonctions des facteurs inhérents au patient.....	57
Tableau 14 : Recommandations pour le choix des matériaux sur la base d'indications cliniques en fonctions des facteurs relatifs à l'étendue de la prothèse.....	57



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

PY Arthur – Les armatures zircone et métallique en prothèse conjointe unitaire implanto-portée : étude des aspects biologiques et biomécaniques.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2024

Rubrique de classement : Réhabilitation Orale - Prothèses

Résumé :

Conjointement au cobalt-chrome s'est développé le titane et ses alliages qui ont révolutionné l'implantologie en la faisant passer dans une nouvelle ère. Sa biocompatibilité exceptionnelle, sa résistance à la corrosion et surtout ses propriétés biomécaniques en ont fait, et font toujours du titane, le gold standard en implantologie moderne.

Plus récemment, la zircone est devenue une alternative pour les armatures prothétiques implanto-portées dans un monde tendant à supprimer le métal. Ce matériau céramique possède une excellente esthétique, une résistance mécanique élevée et une biocompatibilité équivalente aux autres biomatériaux.

Mots clés : Implantologie, Armature, Prothèse unitaire implanto-vissée, Or, Cobalt-Chrome, Titane, Zircone, Coulée, Usinage, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO), Design d'armature, Complication biologique, Complication mécanique, Complication esthétique.

PY Arthur – Zirconia and metal frameworks in implant-supported single-tooth prostheses : a study of biological and biomechanical aspects.

Abstract:

Together with cobalt-chromium, titanium and its alloys have revolutionized implantology, taking it into a new era. Its exceptional biocompatibility, corrosion resistance and above all its biomechanical properties made titanium, and still make it, the gold standard in modern implantology.

More recently, zirconia has become an alternative for implant-supported prosthetic frameworks in a world tending to eliminate metal. This ceramic material offers excellent aesthetics, high mechanical strength, and biocompatibility on a par with other biomaterials.

Key words : Implantology, Framework, Implant-supported fixed prosthesis, Cast, Milling, CAD/CAM, Gold, Cobalt-Chromium alloys, Titanium, Zirconia, Framework design, Biological complication, Mechanical complication, Aesthetic complication.