



HAL
open science

Critères de choix des matériaux dans le cadre des restaurations implanto-portées postérieures plurales

Margaux Walter

► **To cite this version:**

Margaux Walter. Critères de choix des matériaux dans le cadre des restaurations implanto-portées postérieures plurales. Médecine humaine et pathologie. 2023. dumas-04505906

HAL Id: dumas-04505906

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-04505906v1>

Submitted on 15 Mar 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

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
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)

***Critères de choix des matériaux dans le cadre
des restaurations implanto-portées postérieures plurales.***

Présentée par

WALTER Margaux

Née le 17/08/1998

A Istres

Thèse soutenue le **Vendredi 13 Octobre 2023**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RASKIN Anne

Assesseurs : Docteur SILVESTRI Frédéric

Docteur MENSE Chloé

Docteur PRINCE Fanny

Invité : Docteur GARDELLA Jean-Pierre

THÈSE

***POUR OBTENIR LE DIPLÔME D'ÉTAT
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)

***Critères de choix des matériaux dans le cadre
des restaurations implanto-portées postérieures plurales.***

Présentée par

WALTER Margaux

Née le 17/08/1998

A Istres

Thèse soutenue le **Vendredi 13 Octobre 2023**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RASKIN Anne

Assesseurs : Docteur SILVESTRI Frédéric

Docteur MENSE Chloé

Docteur PRINCE Fanny

Invité : Docteur GARDELLA Jean-Pierre



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
Internat et Diplômes d'études spécialisées
Affaires générales

Professeur	Hervé TASSERY
Professeur	Virginie MONNET-CORTI
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 CONFÉRENCES DES UNIVERSITÉS – PRATICIENS HOSPITALIERS

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	JACQUOT Bruno (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LABORDE Gilles (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)
GUIVARC'H Maud (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)

BOREL Guillaume (56-02)

BRINCAT Arthur (57-01)

BROS Agnès (56-01)

CHAMAYOU Chloé (56-01)

CURIALE Léa (56-01)

DUPRAT Florence (56-01)

FERRE Enzo (58-01)

FOUQUES Agathe (56-01)

HAMMOUTENE Stéphane (57-01)

HOARAU Emilie (57-01)

LAFONT Jacinthe (57-01)

OHANESSIAN Romain (57-01)

ONGHENA Tom (56-01)

PASCHEL Laura (58-01)

PRINCE Fanny (58-01)

RANCHAIN Théo (57-01)

RAYNAUD Camille (58-01)

REYNAL Florence (56-01)

ROMAO Vincent (57-01)

ROUSCOFF Eva (56-01)

RUFAS Pierre (58-01)

RUIZ Pierre-Mathieu (58-01)

SADOWSKI Camille (57-01)

STALLA Martin (58-01)

TERRER Jérémy (58-01)

VIEILLARD Pierre (56-01)

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

Remerciements

Aux membres du jury,

Au Professeur Anne RASKIN :

Merci infiniment d'avoir immédiatement accepté de présider mon jury. Merci pour la bienveillance que vous portez à vos étudiants, ainsi que pour tous les conseils que vous nous avez dispensés cette année, j'ai beaucoup appris à vos côtés, professionnellement mais aussi humainement parlant.

Au Docteur Frédéric SILVESTRI :

Merci pour avoir été de si bons conseils en clinique, j'ai beaucoup apprécié traiter les patients avec vous. Mais surtout merci pour avoir grandement contribué à l'élaboration du titre de cette thèse, elle a vu le jour en partie grâce à vous.

Au Docteur Chloé MENSE :

Merci du fond du cœur pour avoir accepté de diriger ma thèse, mais aussi et surtout pour l'implication et le temps que vous y avez passé week-ends compris, je vous en serai éternellement reconnaissante. Merci également pour m'avoir permis de traiter avec vous des cas d'implantologie qui m'ont permis de découvrir une partie de la dentisterie que je ne connaissais pas encore.

Au Docteur Fanny PRINCE :

Je te remercie sincèrement pour avoir été l'enseignante qui m'a accompagnée pendant mes trois années de clinique. J'ai pu compter sur toi à chacune des vacances et tu as toujours été d'une très grande aide et de très bons conseils. Merci d'avoir accepté de faire partie de mon jury !

Au Docteur Jean-Pierre GARDELLA :

Un immense merci pour le temps que vous m'avez accordé cette année et tous les conseils que vous avez pu me donner tout au long du stage actif. J'admire votre travail. Votre expérience et vos compétences sont extraordinaires et je vous remercie de m'avoir donné l'opportunité d'apprendre à vos côtés.

Critères de choix des matériaux dans le cadre des restaurations implanto-portées postérieures plures.

Table des matières

INTRODUCTION	1
1 ENJEUX ET SPÉCIFICITÉS DES RESTAURATIONS IMPLANTO-PORTÉES POSTÉRIEURES PLURALES.....	2
1.1 Les restaurations plures	2
1.1.1 Définition de la restauration plure	2
1.1.2 Les différents types de restaurations	2
1.1.2.1 Choix du nombre d'implants en fonction de l'édentement	2
1.1.2.2 Remplacement de 2 dents	2
1.1.2.3 Remplacement de 3 dents	2
1.1.2.4 Remplacement de 4 dents ou plus	3
1.1.2.5 Solidariser ou non	3
1.1.3 Conséquences du le traitement	3
1.2 Problématiques propres au secteur postérieur.	4
1.3 Les différents composants.	5
1.3.1 Le pilier	5
1.3.1.1 Piliers utilisés pour la prothèse scellée	5
1.3.1.2 Le Multi Unit Abutment : outil incontournable en prothèse vissée.....	6
1.3.1.3 Le puits d'accès angulé.....	7
2 LES BIOMATÉRIAUX UTILISÉS EN IMPLANTOLOGIE	9
2.1 Description des principaux matériaux	9
2.1.1 Les alliages métalliques.....	9
2.1.1.1 Les alliages précieux.....	9
2.1.1.2 Les alliages non précieux.....	9
2.1.1.3 Le titane.....	9
2.1.2 Céramiques	10
2.1.2.1 Historique.....	10
2.1.2.2 Céramiques à matrice de verre	11
2.1.2.3 Céramiques à base d'alumine	11
2.1.2.4 Zircon.....	11
2.1.3 Autres.....	11
2.2 Mise en œuvre et conséquences sur la thérapeutique.	12
2.2.1 L'armature.....	12
2.2.1.1 <i>Techniques de coulée.</i>	12
2.2.1.2 Usinage.....	12
2.2.2 La céramique	13
2.3 Propriétés mécaniques et physiques des différents matériaux.....	13
2.3.1 Les propriétés des alliages métalliques.....	13
2.3.1.1 Mécaniques.....	13
2.3.1.2 Physico chimiques	14
2.3.2 Les différents types de céramiques.....	14
2.3.2.1 Entre les différentes céramiques	14
2.3.2.2 Entre les différentes générations de Zircon.....	16

2.4	Comparaison de la biocompatibilité des différents matériaux.....	16
2.4.1	Le milieu péri-implantaire et la biocompatibilité.....	16
2.4.1.1	Les complications biologiques.....	17
2.4.1.2	Titane VS céramiques.....	17
2.5	Les complications en implantologie : complications mécaniques	20
2.5.1	Le dévissage	20
2.5.2	Les fractures de l'armature	21
2.5.3	Les fractures du matériau de revêtement = le <i>chipping</i>	21
3	CRITÈRES DÉCISIONNELS.....	23
3.1	Avantages et inconvénients des biomatériaux	23
3.1.1	Titane	23
3.1.1.1	Avantages.....	23
3.1.1.2	Inconvénients.....	24
3.1.2	Zircone monolithique	24
3.1.2.1	Avantage :.....	24
3.1.2.2	Inconvénients :.....	25
3.2	Mise en relation des propriétés des matériaux avec les caractéristiques recherchées	25
3.2.1	Pour le pilier.....	25
3.2.2	Choix du métal ou de la céramique	25
3.2.3	Pour les éléments prothétiques	28
3.2.3.1	Impact du matériau prothétique sur la restauration implantaire.....	28
3.2.3.2	Restauration céramo-métallique ou céramo-céramique ?	29
3.2.3.3	La stratification.....	31
3.2.3.4	Alternatives : Zircone <i>multi-layers</i> et <i>cut back</i>	32
CONCLUSION	36
BIBLIOGRAPHIE.....	I

INTRODUCTION

Le choix des matériaux utilisés pour la phase prothétique supra-implantaire (piliers et coiffes) est un des éléments clés du succès à long terme des réhabilitations implanto-portées. La connaissance de la mise en œuvre des différents matériaux et leurs propriétés biologiques, mécaniques, et physico-chimiques est indispensable pour le clinicien lors de la réalisation du plan de traitement. Si la prothèse unitaire impose moins de contraintes, les éléments pluraux nécessitent une parfaite maîtrise des différentes indications des biomatériaux métalliques et céramiques.

La domination du titane pour la réalisation des piliers et des armatures a progressivement été remise en cause par les progrès réalisés concernant la mise en œuvre (Conception Fabrication assistée par Ordinateur, usinage) mais surtout par l'amélioration des propriétés mécaniques de la céramique, représentée principalement par la zircone dans le cas des restaurations implanto-portées.

Les coiffes céramo-métalliques ont pu être concurrencées par des coiffes céramo-céramiques qui s'affranchissent de l'utilisation du métal. Mais ce sont les complications mécaniques liées à l'écaillage (*chipping*) de la céramique cosmétique, associées à l'amélioration des propriétés esthétiques de la Zircone qui ont permis l'essor des coiffes monolithiques en Zircone.

L'objectif de ce travail est d'orienter le praticien sur le choix des biomatériaux adaptés aux thérapeutiques implantaire dans les secteurs postérieurs, dans le cas des restaurations plurales.

Après avoir rappelé les spécificités de ce type de thérapeutique, nous décrirons les différents matériaux et leurs propriétés et nous terminerons par les critères qui permettront au clinicien de faire un choix lors de la réalisation de son plan de traitement.

1 Enjeux et spécificités des restaurations implanto-portées postérieures plurales

1.1 Les restaurations plurales

1.1.1 Définition de la restauration plurale

La restauration plurale se définit par la restauration d'au moins deux dents visant à reconstituer la fonction et l'apparence des dents absentes. Le remplacement d'un édentement peut se faire par le biais de plusieurs thérapeutiques :

- La PPA (prothèse partielle amovible) qui peut présenter plusieurs inconvénients : inconfort, caractère mobile de la prothèse amovible, accélération de la résorption osseuse.
- Le bridge dento-porté, qui nécessite la préparation, et donc le délabrement des dents adjacentes.
- Enfin, la thérapeutique implantaire, permettant de remplacer les dents absentes par l'intermédiaire de racines artificielles (implants dentaires) placées dans l'os.

Dans ce travail de thèse, nous allons nous intéresser aux thérapeutiques implantaires et plus précisément au traitement des édentements postérieurs pluraux.

1.1.2 Les différents types de restaurations

Pour restaurer un édentement plural, le praticien doit se poser plusieurs questions afin de réaliser la thérapeutique la plus pérenne dans le temps.

La mise en place d'implants dans l'os et la réalisation de prothèses étant la dernière étape du gradient thérapeutique, le traitement réalisé doit être parfaitement adapté à chaque cas clinique, pour préserver ces restaurations le plus longtemps possible.

Parmi les éléments à déterminer avant la réalisation du traitement on retrouve entre autres : le nombre d'implants à poser en fonction du nombre de dents à remplacer, ainsi que le nécessité ou non de solidariser ces éléments.

1.1.2.1 Choix du nombre d'implants en fonction de l'édentement

1.1.2.1.1. Remplacement de 2 dents

Dans les secteurs postérieurs le remplacement de deux dents manquantes se fait par deux implants.

De façon générale, il est rarement souhaitable, sauf cas particuliers (exemple : agénésies), de réaliser une extension sur une prothèse implanto-portée remplaçant deux dents.

1.1.2.1.2. Remplacement de 3 dents

Lorsque 3 dents sont manquantes, les choix sont multiples :

- 3 implants supportant 3 coiffes
- 2 implants supportant un bridge

Les deux solutions présentent des avantages et des indications qui ne seront pas détaillés dans ce travail de thèse. Le choix du praticien va dépendre de plusieurs facteurs : localisation de l'édentement, nature de l'arcade antagoniste, charges occlusales, moyen financiers, espace mésio-distal...

1.1.2.1.3. [Remplacement de 4 dents ou plus](#)

Le nombre d'implants est fonction de la distance mésio-distale de l'espace édenté. L'objectif n'est pas de positionner un implant par dent. Le praticien doit garder à l'esprit l'objectif final de la réhabilitation prothétique en pensant à son intégration fonctionnelle, esthétique mais aussi biologique (respect des distances inter-implants permettant au prothésiste de réaliser des embrasures adaptées aux manœuvres d'hygiène).

1.1.2.2 [Solidariser ou non](#)

La solidarisation des coiffes implanto-portées a, pour le praticien et le prothésiste, l'avantage de permettre une gestion plus aisée des points de contacts proximaux, pouvant être difficiles à obtenir lors de la réalisation de prothèses plurales.

Dans le cadre des bridges, la solidarisation est évidemment indispensable pour permettre le maintien de l'intermédiaire de bridge. Cependant, les surfaces de contact entre l'élément solidarisés pourraient avoir un effet néfaste sur les manœuvres d'hygiène et donc sur la santé péri-implantaire si elles sont mal gérées par le prothésiste.

Selon les résultats des études de Lemos et coll, 2018 (1) et de Shah et coll. en 2022(2), il est plus favorable, en postérieur notamment, de réaliser des coiffes solidarisées. La solidarisation permet à la fois :

- **Une gestion plus facile du point de contact au fauteuil, ce qui est d'autant plus vrai dans le cas des prothèses vissées,**
- **Une meilleure répartition du stress au niveau des différents implants et une moindre survenue des complications mécaniques.**
- **Une moindre perte osseuse péri-implantaire.**

Dans ce travail de thèse ne seront considérées que les prothèses solidarisées.

Quel est l'impact de la solidarisation sur le choix des matériaux ?

La surface de connexion entre les différents éléments de la prothèse plurale est modifiable en fonction du matériau utilisé. Un matériau plus résistant, métallique par exemple, nécessite des surfaces de connexion moins larges qu'un matériau moins résistant.

1.1.3 [Conséquences du le traitement](#)

La surface de connexion nécessaire pour le métal, matériau très résistant, est moins importante que pour les céramiques. Les surfaces de connexion nécessaires en fonction des matériaux utilisés sont les suivantes :

- **4 mm², pour le métal**
- **9 mm², pour la zircone, plus du double**
- **12 mm², pour le disilicate de lithium**

L'augmentation de ces valeurs entraîne une fermeture des embrasures qui sont pourtant indispensables à la réalisation des manœuvres d'hygiène, comme le passage des brossettes.

1.2 Problématiques propres au secteur postérieur.

Les secteurs postérieurs ont des caractéristiques propres qui doivent être prises en compte dans le choix des matériaux.

Physiologiquement, les forces appliquées à notre système dentaire proviennent principalement de la mastication. Celle-ci est plus complexe que de simples mouvements d'ouverture-fermeture et les forces appliquées sont propres à chaque patient mais il y a des considérations que nous pouvons retenir (3) :

- Les dents postérieures, lors de la mastication, jouent un rôle de réduction du bol alimentaire. Par conséquent, l'intensité des forces occlusales et du stress transmis aux restaurations postérieures est importante.
- Les forces appliquées sont principalement axiales.

Les parafunctions, comme le bruxisme, peuvent ajouter des contraintes supplémentaires sur les restaurations.

L'intensité des forces exercées en postérieur est ajoutée à l'absence de proprioception liée à l'absence de ligament dentoalvéolaire autour des implants dentaires.

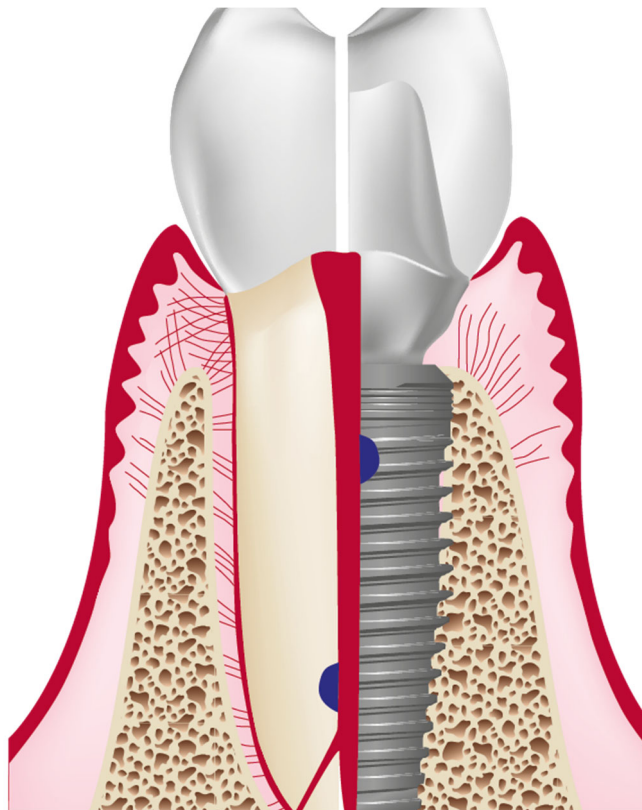


Figure 1 : A gauche une racine dentaire et son ligament, à droite un implant ostéo-intégré.(4)

1.3 Les différents composants.

Les composants, correspondants à différents étages de la restauration supra-implantaire vont être détaillés dans cette partie pour pouvoir développer ensuite les matériaux utilisés.

1.3.1 Le pilier

En prothèse implantaire plurale, deux possibilités s'offrent au praticien : la mise en place de piliers prothétiques intermédiaires supra-implantaires ou la réalisation d'une prothèse implanto-portée dite « direct implant ».

La mise en place d'un pilier peut avoir différents intérêts thérapeutiques et répond à plusieurs problématiques dans la réalisation d'un traitement prothétique en implantologie.

Le pilier occupe un rôle central au sein de la restauration plurale car il fait le lien entre l'implant et la prothèse d'usage. Le pilier est vissé directement à l'intérieur du col de l'implant, et se situe dans la zone transgingivale, il est responsable du soutien et de la pérennité des tissus mous.

Les piliers peuvent être :

- Standardisés
- Anatomiques

Ils doivent permettre *in fine* la réhabilitation de l'édentement par une prothèse plurale, qu'elle soit scellée ou vissée.

1.3.1.1 Piliers utilisés pour la prothèse scellée

Les piliers encore utilisés sont les piliers personnalisés car ils permettent de reproduire le profil et le cône d'émergence. Ils peuvent être en zirconium ou en titane.

Ces derniers permettent de s'affranchir d'une partie des problématiques liées au positionnement de l'implant, car les coiffes mises en place sur ces derniers ne possèdent pas de puits d'accès (donc pas d'échec esthétique inhérent à la position des puits)



Figure 2 : Piliers personnalisés Procera®(5)

C'est le type de restauration supra-implantaire qui se rapproche le plus de ce que nous connaissons et avons l'habitude de faire dans le cas des restaurations dento-portées, notamment en ce qui concerne le mode d'assemblage.

Un pilier anatomique, ou standardisé est vissé dans le col de l'implant et permet de recréer un faux moignon. C'est sur celui-ci que la prothèse est ensuite scellée.

L'avantage de la réalisation de ce type de prothèse supra-implantaire est principalement la facilité de manipulation en bouche par rapport aux restaurations vissées, imposant la manipulation d'un tournevis et d'une clé dynamométrique pouvant être délicate notamment dans les secteurs postérieurs.(6)

Le problème inhérent au scellement de la prothèse est l'excès de ciment de scellement. Celui-ci est difficile à retirer et peut entraîner une inflammation chronique des tissus péri-implantaires : mucosite ou péri-implantite.(7)

La difficulté de retrait du ciment est en lien direct avec la situation de la limite prothétique : plus elle est profonde, plus la quantité de ciment en excès sera importante.

1.3.1.2 Le Multi Unit Abutment : outil incontournable en prothèse vissée

En prothèse plurale, la réalisation d'une armature « direct implant » nécessiterait un parallélisme strict entre chaque implant. Un tel critère étant délicat à obtenir cliniquement, la divergence implantaire est souvent compensée par le pilier recevant l'armature : les piliers Multi-unit.

Ce sont des piliers prothétiques pré-fabriqués non modifiables.

Chez tous les fabricants, la gamme se décline en deux types de plateformes. Ils sont droits (le col est de même hauteur sur toute sa circonférence) ou angulés (hauteur de bague varie ce qui permet de rattraper une divergence entre axe implantaire et / ou prothétique.)

Le choix de la conicité et de la hauteur transgingivale de ces piliers se fait en fonction de la situation clinique (axes implantaires, épaisseur de tissu kératinisé).

La connexion avec l'implant peut être quant à elle indexée ou non pour un pilier droit, mais est obligatoirement indexée pour un pilier angulé afin de permettre le bon repositionnement en cas de dévissage.

Les piliers Multi-Unit Angulés (MUA) trouvent leurs indications dans le traitement des édentements pluraux et complets pour faciliter la réalisation prothétique en réhaussant l'assise prothétique à un niveau juxta-gingival. Ils sont parfois qualifiés de « piliers transgingivaux ».

Ils assurent un engagement passif des armatures prothétiques dans un contexte où, parfois, pour des raisons chirurgicales (résorption osseuse) certains implants seront volontairement inclinés par le praticien en charge de la pose implantaire, notamment chez l'édenté complet.

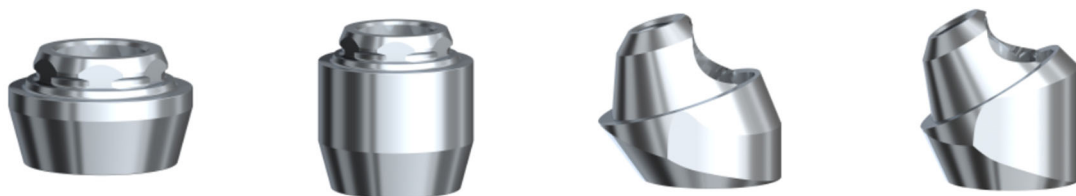


Figure 3 : Piliers de la marque Nobel Biocare. De gauche à droite : pilier MUA droit 2 mm, pilier MUA droit 4 mm, pilier MUA angulé à 17° 3 mm, pilier MUA angulé à 30° 4 mm

1.3.1.3 Le puits d'accès angulé.

Le puits d'accès est un élément de la prothèse permettant le passage du tournevis pour lier cette dernière à l'implant ou au pilier par l'intermédiaire d'une vis.

La position de ce puits est dépendante de l'axe de l'implant, donc du contexte anatomique et peut engendrer des problèmes esthétiques et imposer l'utilisation de la prothèse scellée.

Depuis quelques années, le système de « puits d'accès angulé » (développement de solutions de modifications de l'axe du puits de vissage) a été développé permettant de dissocier l'axe implantaire de l'axe de serrage jusqu'à 25° et de placer le puits d'accès dans la position la plus favorable possible.

Ces progrès sont permis par un changement de géométrie de la tête de vis et du tournevis, qui permettent à ce dernier de visser sans être dans l'axe.

Le puits d'accès angulé a permis d'augmenter le spectre d'indication des prothèses transvissées et de limiter le recours à des infrastructures scellées.



Figure 4 : Illustrations de restaurations avec un puits d'accès angulé.(8)

Le premier atout de ce type d'assemblage (prothèse vissée) est, sans doute, la facilité de dépose et de réintervention (6).

Peu de complications biologiques sont retrouvées (9), la principale étant l'apparition d'une fistule lors d'un dévissage de la prothèse, et sa disparition se fait avec le revissage de celle-ci. Les principales complications retrouvées sur ce type de restaurations sont le dévissage de la vis de prothèse et de la vis de pilier.

La présence de ce puits d'accès impose, dans un souci de solidité de la prothèse et d'esthétique, que son émergence se situe au milieu de la face occlusale des molaires et prémolaires, et au milieu de la face linguale ou palatine des dents antérieures.

- **Torrado et coll.** en 2004 (10) : La fabrication d'un puits induit une fragilisation de la prothèse, et est en lien avec la survenue de fractures de céramique, le *chipping*, surtout sur les restaurations présentant une stratification de la céramique.
- **Zarone et coll** en 2007(11) : évaluation de l'effet de forces compressives en évaluant la survenue de fractures de céramique et leur topographie, entre prothèse scellée et prothèse vissée.

Les résultats observés ne démontrent pas de différence significative entre les charges auxquelles apparaissent les fractures sur les prothèses. Cependant, ils démontrent que celles-ci apparaissent autour du puits d'accès pour la prothèse vissée, alors que les prothèses scellées sont soumises aux fractures para marginales.

⇒ Les résultats des deux études se contredisent, il faudrait réaliser une étude de plus haut niveau de preuve, par exemple une méta-analyse, pour pouvoir affirmer ou non le rôle du puit d'accès dans la fragilisation de la céramique.

Pour permettre d'aiguiller le praticien dans le choix d'assemblage de sa prothèse sur implant, une méta analyse réalisée par Sailer et coll. en 2012(12), a analysé la survie des implants et la survenue de complications entre prothèse scellée et vissée.

Les deux types de restauration sont fiables, avec un taux de survie similaire. Les complications biologiques sont supérieures pour la prothèse scellée, mais plus de complications mécaniques sont retrouvées avec prothèse vissée.

La prothèse vissée permet une bien plus grande facilité de réintervention, peu importe de type de complication.

2 Les biomatériaux utilisés en implantologie

Plusieurs types de matériaux sont utilisés pour la réalisation des pièces participant aux différents étages de la restauration supra-implantaire.

Les deux principaux matériaux utilisés aujourd'hui sont le titane et les céramiques.

Après la pose de l'implant et son ostéo-intégration, les complications les plus fréquemment retrouvées sont d'ordre mécanique ou biologique.

Dans cette partie, les matériaux vont être décrits, puis étudiés en fonction de leur influence sur la survie de l'implant.

2.1 Description des principaux matériaux

2.1.1 Les alliages métalliques

2.1.1.1 Les alliages précieux.

Auparavant utilisés pour la réalisation de différentes pièces prothétiques, les alliages d'or sont actuellement peu retrouvés en odontologie, et plus spécifiquement en implantologie.

Bien qu'ils aient été utilisés pour la réalisation de coiffes, de piliers implantaires ou encore d'armatures, ils ont aujourd'hui quasiment disparu.

Un des arguments expliquant cette quasi-disparition est **son coût**, bien plus élevé que celui des autres matériaux utilisés.

La deuxième fait écho aux **nombreuses imprécisions liées à sa technique de fabrication** : le procédé de la cire perdue.(13)

Enfin, la troisième raison, et probablement la plus importante, est biologique :

- **Abrahamsson et coll. (14) : il a été démontré que l'attache gingivale ne se formait pas sur les alliages à base d'or, et donc qu'il pouvait y avoir une migration apicale de la barrière épithélio-conjonctive et de l'os environnant.**

2.1.1.2 Les alliages non précieux

Parmi eux nous retrouvons le nickel-chrome (Ni-Cr) et le chrome-cobalt (Cr-Co).

Les alliages Cr-Co sont largement retrouvés en odontologie et ont peu à peu remplacé les alliages Ni-Cr en raison de leur trop grande toxicité.

Ils ont gagné leur place en implantologie grâce à leurs grandes propriétés mécaniques et leur faible coût, et sont utilisés pour de nombreuses réalisations : piliers implantaires usinés, infrastructures de prothèses, barres pour PACSI etc...

Ces matériaux sont depuis 2017 classés cancérigènes, mutagènes et toxiques pour la reproduction par le comité d'évaluation des risques de l'Agence Européenne des produits chimiques, et seront complètement interdits en 2025 (15).

2.1.1.3 Le titane

Le titane est considéré comme le matériau de référence en implantologie.

Il a remplacé les alliages précieux utilisés dans les années 70, laissés de côté à cause de leur coût et des trop nombreuses imprécisions liées aux difficultés de mise en œuvre. On distingue le titane commercialement pur : TiCP, composé d'au moins 99,5% de titane pur, du Titane

allié. Le Titane commercialement pur est classé par grades de 1 à 4 selon la quantité d'impuretés. Celles-ci confèrent au Titane une plus grande résistance mécanique, mais également une plus faible biocompatibilité. Le titane de grade 4 est utilisé en implantologie pour la fabrication de certains implants et le titane allié (grade 5) est utilisé pour la fabrication des implants et des pièces prothétiques supra-implantaires.

Il existe deux types de structures en fonction des éléments ajoutés au TiCP :

- Structure stabilisée en phase alpha : Aluminium (A), Bore (B), Carbone (C), Oxygène (O), Azote (A)
- Structure stabilisée en phase Béta : Molybdène, Niobium, Vanadium, Tantale

Les alliages peuvent être monophasés et présenter un seul des deux types de structures ou biphasés et présenter les deux types de structures, ces derniers possèdent de meilleures propriétés mécaniques.

Pour la réalisation des prothèses implantaires, l'alliage le plus utilisé est l'alliage de titane, aluminium, vanadium (TiAl6V), encore appelé titane de grade 5.

2.1.2 Céramiques

Les céramiques sont principalement des oxydes, composés d'éléments métalliques et non-métalliques (O, N, C, B...), liés par des liaisons covalentes.

Leur microstructure dépend de leur procédé de fabrication.

Réputées pour leur biocompatibilité grâce à leur composition chimiquement très stable, elles sont de plus en plus performantes sur le plan mécanique et concurrencent désormais les alliages métalliques pour la réalisation de piliers implantaires et d'infrastructures prothétiques.(16)(17)

2.1.2.1 Historique

La première cuisson de céramique sur du métal remonte à 1969, c'est la naissance des coiffes céramo-métalliques.

Les premières céramiques utilisées en odontologie étaient biphasiques c'est-à-dire composées de particules cristallines dispersées dans une phase vitreuse.

Leur usage était uniquement réservé au revêtement par leur manque de propriétés mécaniques et leur application se faisait par le mélange d'un liquide et d'une poudre, stratifiés directement sur l'infrastructure métallique.

Puis l'évolution des céramiques et l'apparition de l'Alumine et de la Zirconie a permis d'envisager la réalisation d'infrastructures et de rivaliser avec les alliages métalliques.

Actuellement, pour nous chirurgiens-dentistes, il existe deux types d'utilisations des céramiques :

- Pour la réalisation de revêtement stratifié et esthétique : ce sont les céramiques biphasiques qui sont utilisées. Leur matrice de verre leur conférant de très bonnes propriétés optiques.
Plusieurs céramiques vitreuses : on les distingue par le type de minéraux qu'elles comportent (feldspaths, leucite, silicates de lithium...)

- Pour la réalisation d'infrastructures : celles-ci ne possèdent pas de matrice vitreuse. Les deux types de minéraux utilisés sont la zircone et l'alumine

2.1.2.2 Céramiques à matrice de verre

Les céramiques à matrice de verre, aussi appelées céramiques esthétiques ou de stratification ont une utilisation limitée à la partie esthétique de la restauration.

Leur fragilité rend obligatoire leur association avec une armature, métallique ou zircone, qui porte les propriétés mécaniques de la restauration.

Biologiquement, elles ne forment pas de liaison stable dans le temps avec la gencive péri-implantaire donc elles sont à proscrire dans la zone transgingivale. (14)

De plus, en raison de la difficulté de polissage, la surface est propice à la fixation de bactérie et accroît donc le risque de réaction inflammatoire des tissus.

2.1.2.3 Céramiques à base d'alumine

Elles apparaissent dans les années 80 et contiennent beaucoup plus de charges cristallines (environ 85%).

La matrice vitreuse est conservée mais en bien plus faible quantité (15%).

Cette première modification des proportions a permis de donner aux céramiques à base d'alumine des propriétés mécaniques de plus en plus intéressantes.

Les dernières céramiques composées d'alumine possèdent une structure totalement cristalline.

Malheureusement avec l'arrivée de la zircone sur le marché, l'utilisation de ces céramiques a quasiment disparue.(18)

2.1.2.4 Zircone

Comme pour les céramiques à base d'alumines les plus récentes, la phase vitreuse a complètement disparu et la céramique est, dans un premier temps, uniquement composée d'oxydes de zirconium.

Cependant, la structure formée par ces oxydes peut varier (monoclinique, tétragonale ou cubique) en fonction de la température.

Pour stabiliser cette structure, des oxydes d'yttrium ont été ajoutés. On dit que la céramique est « dopée », à l'yttrium.

Le type de céramique nouvellement obtenu en ajoutant 3 mol% d'yttrium se nomme 3yttria-tétragonalzirconia polycristal (3Y-TZP).

A partir de cette formule la zircone est devenue une concurrente sérieuse au titane pour la réalisation d'infrastructures, tant dento- qu'implanto-portées.

2.1.3 Autres

Il existe d'autres matériaux de type résineux mais qui sont à l'heure actuelle peu utilisés pour les restaurations fixes implanto portées de petite et moyenne étendue.

2.2 Mise en œuvre et conséquences sur la thérapeutique.

2.2.1 L'armature

L'adaptation de l'armature et sa passivité sont des éléments clés dans le succès de la thérapeutique implantaire. La mise en œuvre de ces matériaux est différente et sa précision peut avoir un lien avec le succès ou l'échec thérapeutique.

2.2.1.1 Techniques de coulée.

Il s'agit de la plus ancienne technique utilisée pour la réalisation des armatures métalliques, initialement utilisée pour les alliages précieux. La technique de coulée impose l'utilisation d'une maquette en cire et son remplacement par du métal. La manipulation de cette maquette et le refroidissement sur métal donnent lieu à des défauts d'adaptation.(19) Les défauts peuvent être corrigés par plusieurs techniques :

- ⇒ La brasure : union en bouche des éléments unitaires avec de la résine DURALAY® ou du plâtre à prise rapide, puis union au laboratoire par ajout d'alliage liquide. Le protocole est rigoureux et n'est pas adapté au titane (oxydation, non-adapté aux céramiques basse fusion). Il est peu utilisé aujourd'hui. (20)
- ⇒ La soudure laser : elle est réalisée après la coulée de l'armature et permet, après visualisation des défauts, de sectionner l'armature puis de souder les différents éléments au laboratoire. (21)
- ⇒ L'électroérosion : permet, grâce à l'utilisation d'une électrode, d'éliminer les irrégularités de surface.(22)

Les méthodes utilisées pour améliorer l'adaptation des armatures coulées induisent des imprécisions et des zones de fragilité lors de la réalisation du joint entre les différents éléments.(23)(24)

2.2.1.2 Usinage

C'est un procédé industriel qui permet, après la réalisation de la maquette en résine, la fabrication de celle-ci par une machine numérique contrôlée par ordinateur par fraisage d'une masse de matériau pour créer la pièce prothétique. Cette technique a permis l'accès à des alliages plus économiques tels le Chrome-Cobalt, le titane ou encore la zircone et le résultat obtenu par usinage est plus précis que par technique de coulée.(25)

Les techniques d'usinage sont liées à l'arrivée de la Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) qui permet une numérisation de la chaîne prothétique du cabinet au laboratoire.

L'usinage permet une adaptation supérieure et une grande reproductibilité par rapport à la coulée. Les déformations en technique coulée sont multipliées par le nombre d'éléments à restaurer, l'utilisation des techniques d'usinage devient indispensable pour les éléments pluraux.

2.2.2 La céramique

La première technique de mise en œuvre de la céramique cosmétique était la stratification. Le technicien de laboratoire stratifiait la céramique, par mélange liquide/poudre, sur un *die* réfractaire ou sur une feuille de platine.

Aujourd'hui, cette technique est utilisée uniquement par des prothésistes cherchant un résultat esthétique optimale. La céramique est généralement pressée ou usinée.(26)

2.3 Propriétés mécaniques et physiques des différents matériaux

2.3.1 Les propriétés des alliages métalliques

2.3.1.1 Mécaniques

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				
TiAl ₆ V ₄	1 000	910	18	110
Alliages non précieux				
Co-Cr	750	500	3-4	230
Ni-Cr	650	500	1-3	230
Alliages base AU				
Type 3	445	290	10	80
Type 4	790	585	2-10	100

Tableau 1 : Propriétés mécaniques comparées des alliages de titane et d'autres alliages utilisés en odontologie.(13)

Quelques définitions :

Les propriétés mécaniques étudiées dans ce tableau résultent d'essais de traction, expérience physique permettant d'évaluer les comportements élastiques, plastiques et la résistance à la rupture des matériaux lors d'une sollicitation uni axiale.

- **Résistance à la traction**(27) : permet de définir la limite à la rupture. Si, elle est élevée, le matériau est résistant.
- **Limite élastique** (28): est utilisée pour caractériser la dureté : dur si elle est élevée, mou si elle est faible.

- **Allongement à la rupture**(29) : il permet de caractériser la déformation d'un matériau avant rupture. Un allongement à la rupture élevé caractérise un matériau ductile alors qu'un allongement à la rupture faible caractérise un matériau fragile.
- **Module d'élasticité** (30): c'est une grandeur intrinsèque du matériau, définie par le rapport d'une contrainte à la déformation élastique provoquée par cette contrainte. Le matériau est rigide si le module est élevé, et il est souple si le module est faible.

Analyse du tableau :

En ce qui concerne les matériaux d'infrastructure, les alliages comparés dans ce tableau sont : le TiAl6V4, le Ni-Cr et le Cr-Co.

En termes de propriétés mécaniques ; le titane présente une résistance, une dureté supérieure aux alliages non précieux, il est également moins fragile. En revanche, sa rigidité est plus faible (module d'élasticité).

Cliniquement, le titane va se déformer plus facilement que les alliages non précieux mais va fracturer moins facilement.

2.3.1.2 Physico chimiques

La propriété physico-chimique principalement étudiée pour les alliages métalliques est la corrosion.

La corrosion est la dégradation d'un matériau sous l'action du milieu ambiant, donc dans le cas présent, le milieu intra-buccal. Celle-ci est directement liée à la biocompatibilité du matériau qui sera développée plus loin.

La résistance à la corrosion des trois alliages évalués ci-dessus est importante, signifiant que peu de produits de corrosion sont dispersés dans le milieu buccal.

Cependant, la corrosion est également définie par le type de produits qu'elle relargue :

- Principalement des hydroxydes métalliques pour le titane. Il s'agit de particules non chargées peu toxiques pour le milieu environnant.
- A l'inverse, beaucoup d'ions métalliques pour le nickel, très toxiques pour l'organisme.

2.3.2 Les différents types de céramiques

2.3.2.1 Entre les différentes céramiques

Les propriétés mécaniques des différents types de céramique peuvent être comparées.

La résistance à la flexion est une caractéristique essentielle d'un matériau de restauration. C'est la résistance à la déformation sous la contrainte d'une charge.

La ténacité est la capacité d'un matériau à résister à l'énergie d'un choc, d'une contrainte, en résistant à la formation d'une fissure.

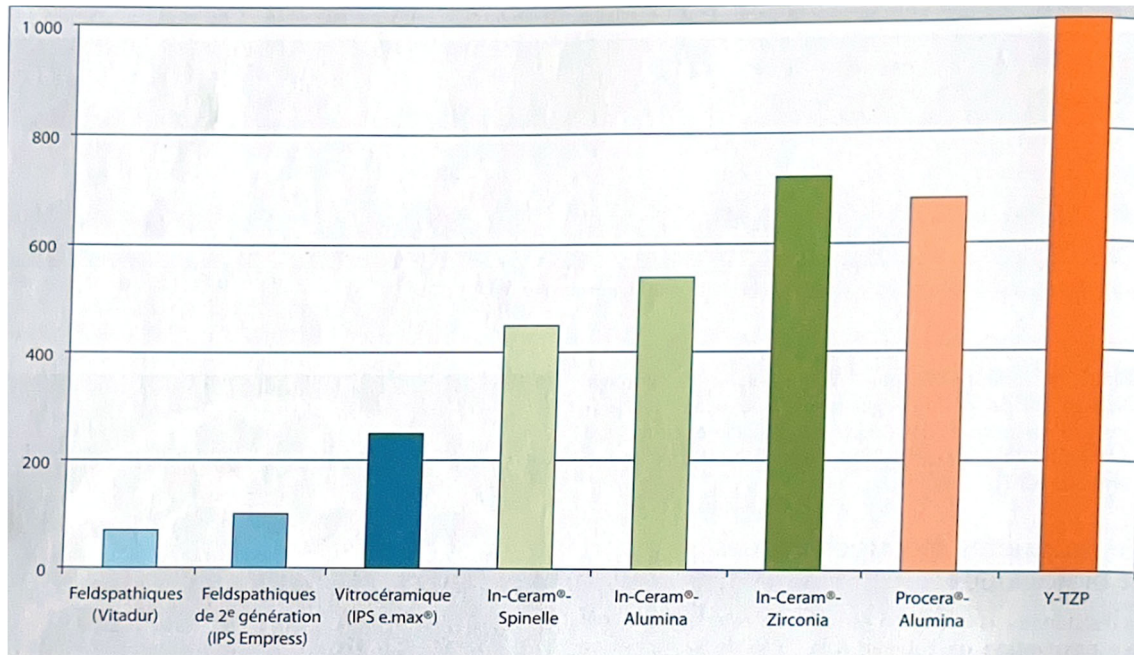


Figure 5 : Résistance à la flexion (MPa) des différents types de céramique.(13)

Le tableau ci-dessus, présentant de la gauche vers la droite des céramiques à matrice de verre, à base d'alumine et la zircone dopée à l'yttrium, démontre explicitement que les céramiques à matrice de verre ont une résistance bien moindre que celles à base d'Alumine.

La céramique Y-TZP possède une résistance à la flexion avoisinant les 1000 (MPa), valeur bien supérieure aux autres céramiques étudiées, ce qui en fait le matériau de choix pour la réalisation d'infrastructures.

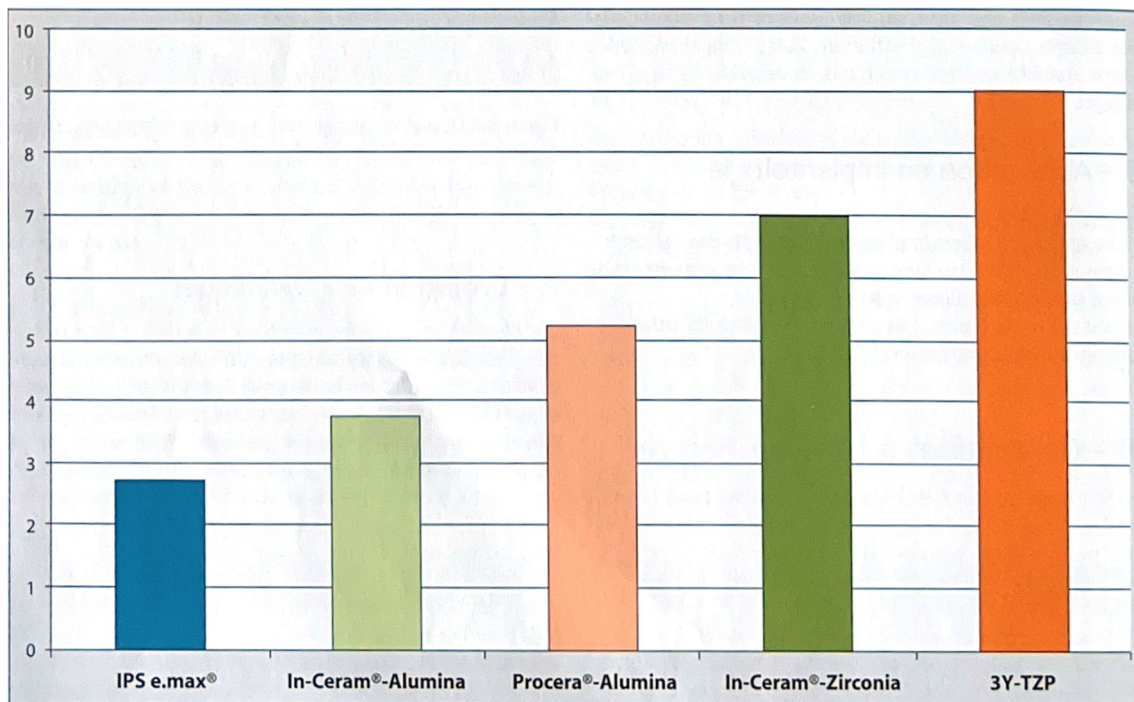


Figure 6 : Ténacité (MPa/cm²) des différents types de céramique.(13)

Dans le tableau comparant la ténacité, on retrouve aussi un très large avantage en faveur de la 3Y-TZP en ce qui concerne les propriétés mécaniques.

2.3.2.2 Entre les différentes générations de Zircone.

La Zircone partiellement stabilisée avec 3mol% d'yttrium a été suivie par plusieurs autres générations.

Les propriétés mécaniques de celle-ci étant prometteuses, il a été créé la 4Y-TZP (4mol% d'yttrium) et la 5Y-TZP (5mol% d'yttrium) afin qu'elles proposent de meilleures propriétés optiques. (31)

2.4 Comparaison de la biocompatibilité des différents matériaux

2.4.1 Le milieu péri-implantaire et la biocompatibilité

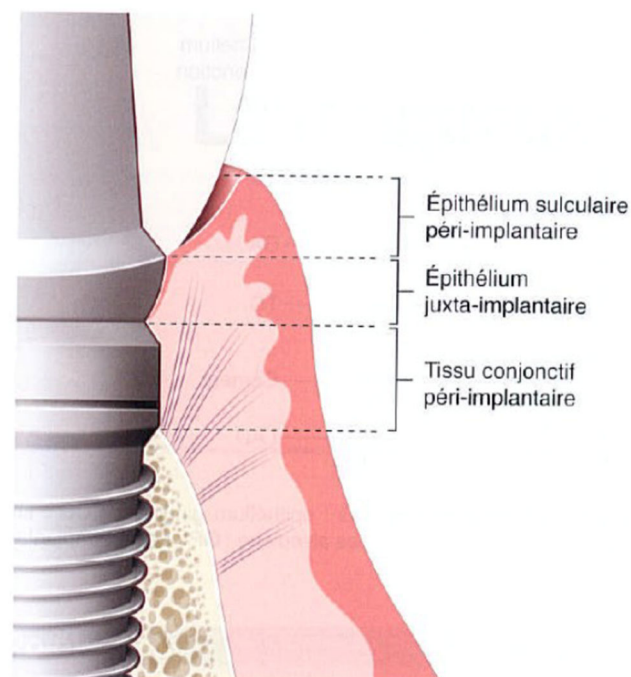


Figure 7 : La zone péri-implantaire.(32)

L'environnement péri-implantaire est représenté par des tissus mous et durs dont la santé est primordiale dans la survie de l'implant et le succès de la restauration implantaire.

Le tissu dur, à savoir l'os alvéolaire, est formé directement au contact de l'implant, contrairement à la dent qui est séparée de celui-ci par le ligament dento-alvéolaire.

Les tissus mous sont eux au nombre de trois : l'épithélium sulculaire, l'épithélium péri-implantaire et le tissu conjonctif sous-jacent.

Ils forment ensemble le système s'attache, celui-ci est la première barrière aux agressions bactériennes.

Afin de préserver un environnement sain, les matériaux qui vont être placés sur l'implant pour permettre de recréer la dent perdue doivent être biocompatibles.

La biocompatibilité d'un matériau est sa capacité à ne pas interférer, ne pas dégrader le milieu biologique dans lequel ils sont utilisés. (33)

Les matériaux de restauration qui peuvent être retrouvés dans la zone transgingivale sont le titane, la zircone, et les céramiques de stratification. L'étude de leur effet sur le milieu environnant est donc primordiale.

2.4.1.1 Les complications biologiques

Les complications biologiques retrouvées autour des restaurations implantaire sont de deux types en fonction du type de tissus atteint :

- **La mucosite** (34): elle est définie par l'inflammation des tissus mous autour de l'implant sans perte de tissu osseux
- **La péri-implantite**(35) : présence d'une lésion inflammatoire autour de l'implant ou perte de tissu osseux

Pour déterminer la survenue de complication biologique ou non, plusieurs outils peuvent être utilisés :

- 1) Le saignement au sondage, qui permet d'évaluer en plusieurs point de la dents l'inflammation des tissus,
- 2) La profondeur de sondage,
- 3) Le niveau osseux radiographique.

2.4.1.2 Titane VS céramiques

Les études et le recul clinique vis-à-vis de l'utilisation du titane ont permis de démontrer que le titane, utilisé dans la zone transgingivale, présentait des résultats fiables et satisfaisants faisant de lui le *gold standard*.

Seule ombre au tableau, du fait de la corrosion, on retrouve des colorations des tissus mous péri-implantaires, en particulier dans le cas de parodontes fins.(36) (37)

L'évolution des performances de la céramique et plus particulièrement de la zircone a permis d'offrir une option supplémentaire concernant la fabrication des piliers implantaires et des armatures coronaires.

L'étude de la colonisation de la zircone par les cellules permettant de créer un système d'attache (fibroblastes, kératinocytes) après la pose d'un implant et la mise en place du pilier en zircone a exposé de très bons résultats.(38)

Plusieurs études montrent que l'adhésion cellulaire autour de la zircone est similaire à celle retrouvée avec le Titane. (39) (40) (16)

- **Eijiro et coll, en 2015.**(41) : comparaison de l'adhésion cellulaire sur le Titane et la Zircone. Les résultats sont comparables entre les deux matériaux.

L'adhésion bactérienne des matériaux doit être évaluée car elle représente la principale cause d'inflammation des tissus et donc de mucosites et péri-implantites.

Des études démontrent la supériorité de la Zircone dont la surface permettrait une moindre formation de plaque dentaire. La zircone montre une adhésion bactérienne significativement moins importante par rapport au titane.

De plus, le titane montre une plus grande proportion d'espèces bactériennes pathogènes. (42) (43) (44)

- **Scarano et coll. (45)** : comparaison de l'adhésion des bactéries sur le titane commercialement pur et sur la zircone. Les résultats montrent une différence significative entre les deux matériaux en faveur de la zircone.

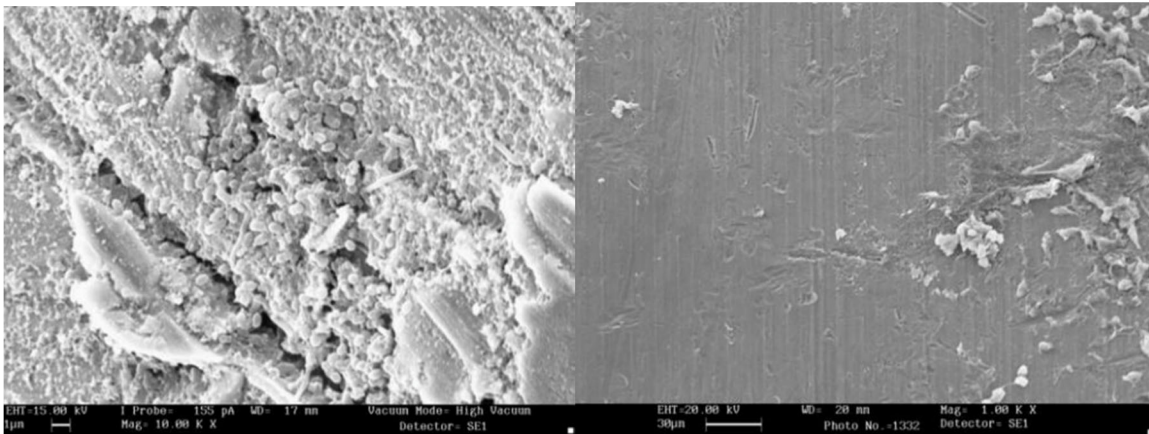


Figure 8 : A gauche, le titane : une couche homogène de bactéries filamenteuses est retrouvée sur la surface. A droite, la Zircone : une moindre quantité de bactéries. (45)

Cependant, d'autres études ne montrent pas de différence significative entre la plaque dentaire retrouvée sur le titane et sur la zircone. (46) (47) (48)

Pour évaluer les effets biologiques de la zircone et du titane, nous allons nous intéresser à différents indices témoins de la santé tissulaire :

- La profondeur de sondage
- Le saignement au sondage (BOP)
- La quantité de plaque bactérienne
- La perte osseuse péri-implantaire.

A moyen terme, pas de différence significative entre les piliers en titane et ceux en zircone biologiquement et radiographiquement. A vérifier sur du long terme.

Pas de différence significative sur les profondeurs de poche, saignement au sondage et indice de plaque. (49)

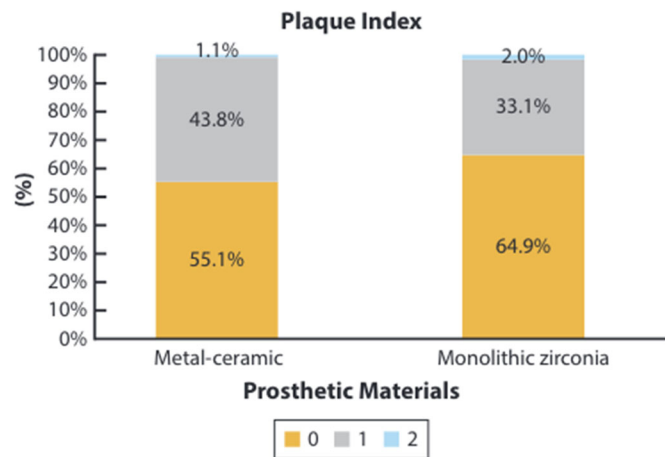
D'un point de vue biologique, le titane et la zircone exposent des résultats similaires en ce qui concerne la formation du système d'attache. Pour ce qui est de l'adhésion bactérienne, les études divergent. Certaines jugent les performances des deux matériaux comme égales, tandis que d'autres démontrent un avantage pour la Zircone.

La céramique feldspathique, utilisée pour la stratification des coiffes, peut également être retrouvée dans le sulcus, et donc avoir une interaction avec le milieu biologique.

La céramique feldspathique ne forme pas de liaison stable avec les tissus gingivaux, donc pas de système d'attache efficient.(14)

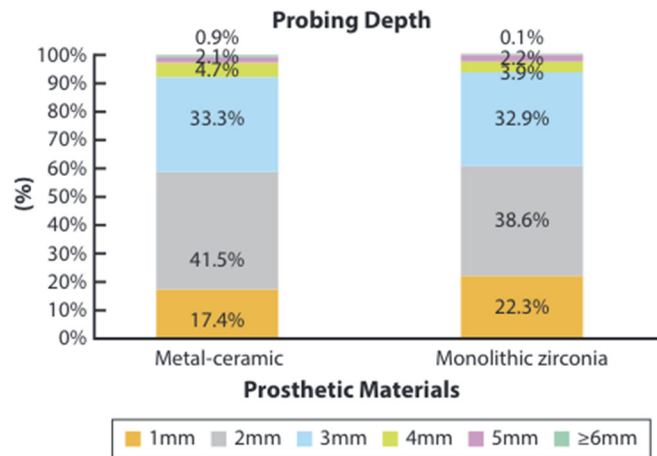
De plus, due à la difficulté de polissage, la surface est propice à la fixation de bactérie et augmente donc le risque de réaction inflammatoire des tissus.

- **Xiao-Ting et coll. (50)** : Étude de l'effet de la Zircone et de la céramique feldspathique sur l'environnement péri-implantaire.



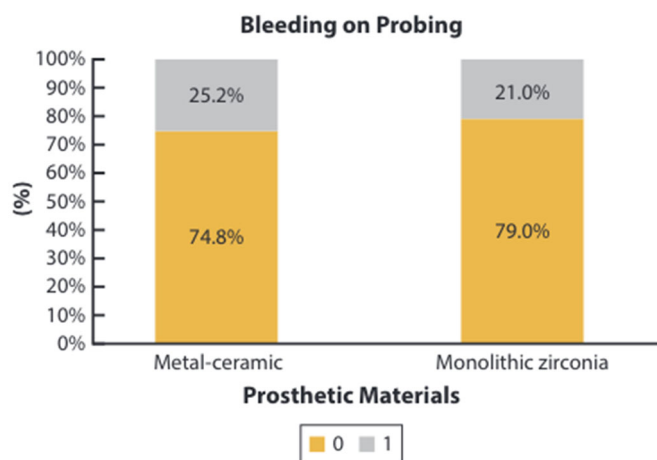
A

Figure 9 : Indice de plaque retrouvé sur les coiffes céramo-métalliques et zircone monolithique. (50)



B

Figure 10 : Profondeur de sondage retrouvée autour des coiffes céramo-métalliques et en Zircone stratifiée. (50)



C

Figure 11 : Saignement au sondage autour des coiffes céramo-métalliques en en zircone monolithiques. (50)

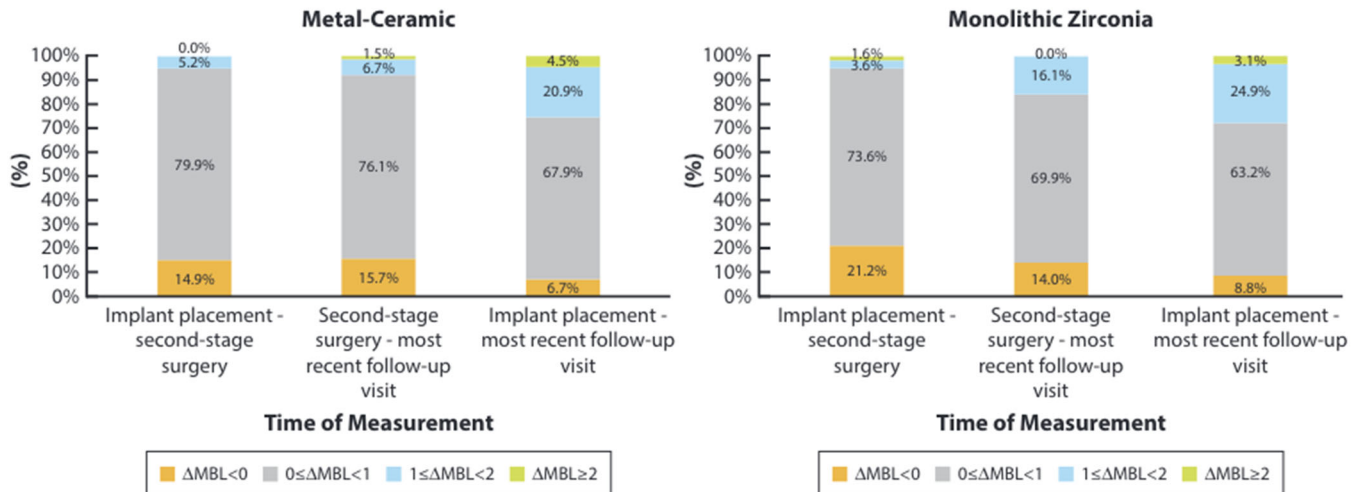


Figure 12 : Changements osseux marginaux avec les coiffes céramo-métalliques et les coiffes en zircone monolithiques. (50)

L'indice de plaque retrouvé sur les coiffes céramo-métalliques, recouvertes de céramique feldspathique est significativement plus important que sur les coiffes en zircone stratifiées.

La profondeur de sondage est plus importante autour des coiffes céramo-métalliques, mais cette différence, après analyse statistique, n'est pas significative.

Le saignement au sondage est plus important autour des coiffes porteuses de céramique stratifiée, cette différence n'est pas significative.

Concernant **l'évolution du niveau osseux**, la différence de résultats retrouvée entre les deux types de coiffes n'est pas significative, que ce soit au stade entre la mise en place de l'implant et la phase 2 implantaire ou entre la mise en place de l'implant et le suivi le plus récent.

Les résultats collectés sont contredits par une autre étude :

- **Turk et coll.(51)** : Étude du niveau osseux marginal en fonction du matériau de restauration utilisé. La différence de résultats est significative en fonction du matériau et en faveur de la zircone.

Les résultats sont en corrélation avec plusieurs autres études réalisées. (52)

2.5 Les complications en implantologie : complications mécaniques

Les complications d'ordre mécanique se traduisent principalement par le dévissage, les fractures, ou encore l'abrasion de la dent antagoniste.

2.5.1 Le dévissage

Le dévissage en prothèse plurale, contrairement à la prothèse unitaire, n'est pas une complication fréquente.

Elle est peu retrouvée que ce soit pour les prothèses céramo-métalliques ou pour les prothèses en Zircone. (53) (54)

Les progrès réalisés au niveau de la vis : matériau utilisé, torque, *design*, ainsi que le revêtement de surface ont permis de diminuer la survenue de ces complications.

2.5.2 Les fractures de l'armature

Bien que le *gold standard* soit le Titane pour la réalisation des armatures, les performances cliniques de la Zircone l'ont proposée comme concurrente directe au Titane.

- **Sailer et coll.** (54) : comparaison de la survenue des fractures sur l'armature entre les coiffes céramo-métalliques et les coiffes en zircone stratifiées. Les résultats montrent un taux de complications mécaniques de type fracture significativement plus important pour la zircone que pour les coiffes céramo-métalliques.
- **Lemos et coll.** (55) : pas de différences entre la survenue des complications techniques chez les prothèses céramo-métalliques et céramo-céramiques.

Les études se contredisent concernant les fractures d'armature entre le Titane et la Zircone. Si certaines concluent à une absence de différence sur le succès de la thérapeutique, pour d'autres les propriétés mécaniques de la Zircone entraînent une augmentation de la survenue des complications mécaniques.

2.5.3 Les fractures du matériau de revêtement = le *chipping*



Figure 13 : Fractures de la céramique cosmétique : le *chipping*

C'est la complication la plus fréquemment retrouvée autour des restaurations implantodentaires stratifiées. Le *chipping* (écaillage) est la fracture de la couche superficielle de la céramique, la céramique cosmétique.

La cosmétique est la couche externe de la coiffe, la partie visible en bouche. Elle est la première à recevoir les forces exercées sur l'ensemble de la structure, c'est à dire les forces de mastication par les dents antagonistes, qu'elles soient naturelles ou non, ou encore les différents chocs liés à des traumatismes ou parafunctions. Les complications mécaniques retrouvées au niveau de la cosmétique sont principalement des fractures.

Elles peuvent être de plus ou moins grande étendue ou visibles selon la position de la dent remplacée, donc les conséquences pourront être plus ou moins importantes.



Figure 14 : Chipping sur un bridge de 3 éléments.

Les étiologies du *chipping* peuvent être multiples et sont évoquées dans l'étude **D'Esquivel-Upshaw et coll.**(56) :

- ⇒ Un mauvais design du matériau d'infrastructure sous-jacent qui a pour rôle de soutenir la céramique cosmétique. Un soutien insuffisant peut être la cause de fractures au niveau de matériau de revêtement.
- ⇒ Une épaisseur insuffisante de céramique cosmétique ne permettant pas de résistance appropriée de la prothèse.
- ⇒ Une épaisseur trop importante de la céramique de revêtement peut également être la source de fractures.
- ⇒ La différence de coefficient de dilatation thermique entre les matériaux utilisés pour réaliser l'infrastructure et les matériaux de revêtement. Lors de la fabrication de la prothèse, celui-ci peut être à l'origine de fêlures qui comportent un stress résiduel et peuvent être transformées en fractures.
- ⇒ La présence de bulles lors de la fabrication de la céramique créant des zones de faiblesse à l'intérieur de la prothèse.
- ⇒ La présence de surcharges occlusales.

Deux paramètres ont permis de considérer les restaurations monolithiques en zircone comme option thérapeutique sérieuse en clinique :

- Les progrès réalisés avec la zircone concernant ses propriétés optiques : augmentation de la translucidité et amélioration de l'esthétique.
- La nécessité de faire diminuer la survenue de fractures de céramique stratifiée et donc de complications mécaniques en général.

- **Cheng et coll. (57)** : comparaison des répercussions cliniques retrouvées avec des coiffes en zircone monolithiques et des coiffes céramo-métalliques.

Les résultats démontrent que bien que le taux de survie des prothèses ne soit pas impacté par le matériau choisi, la survenue de *chipping* est significativement plus importante pour les prothèses céramo-céramiques et céramo-métalliques.



Figure 15 : Coiffe en zircone monolithique (gauche) et coiffe céramo-métallique (droite). (57)

- **Ptejursson et coll.(58)** : les résultats rejoignent les précédents, la survenue de complications mécaniques, en particulier de *chipping*, et plus importante au niveau des coiffes portant une couche de céramique stratifiée à sa surface.

3 Critères décisionnels

3.1 Avantages et inconvénients des biomatériaux

Pour faire le meilleur choix concernant les biomatériaux lors de la planification de la thérapeutique implantaire, il apparaît essentiel de connaître les avantages de chacun, ainsi que leurs inconvénients.

3.1.1 Titane

3.1.1.1 Avantages

Il existe des avantages à l'utilisation du Titane (59) :

- ⇒ Biocompatibilité avec les tissus péri-implantaires.
- ⇒ Propriétés mécaniques intéressantes
- ⇒ Résistance à la corrosion
- ⇒ Faible densité (matériau léger)
- ⇒ Radio-opacité

3.1.1.2 Inconvénients

Malgré tout, il existe des inconvénients :

- ⇒ L'utilisation de deux matériaux différents pour la réalisation d'une pièce induit un risque de désolidarisation et un risque de fracture de la céramique (*chipping*). Ces complications peuvent entraîner la réfection de la prothèse.
- ⇒ L'esthétique : la présence de métal sous la céramique qui peut créer un aspect d'« ombre » sous-jacent et qui impose d'utiliser une céramique opaque pour masquer sa couleur grisâtre.
- ⇒ La céramisation du Titane : procédé difficile, réalisé au laboratoire. Les difficultés sont liées à deux phénomènes :
 - La nécessité d'éliminer, par exemple par sablage, la couche superficielle de titane contaminée par l'oxygène qui empêche la liaison avec la céramique.
 - La température de cuisson de la céramique est comprise entre 900 et 950°C, supérieure aux 882°C auxquels le titane subit un changement de structure. Ce phénomène impose l'utilisation de céramiques basse fusion.
- ⇒ La dureté de la céramique stratifiée entraîne une usure importante des dents adjacentes.
- ⇒ La présence de céramique esthétique dans le sulcus sachant que l'attache créée par les tissus mous sur ce type de biomatériaux est faible voire inexistante(14). La conséquence de ce phénomène est la récession gingivale : une situation de la gencive plus apicale entraînant des doléances esthétiques et un plus grand risque de contamination bactérienne.

3.1.2 Zircon monolithique

3.1.2.1 Avantage :

- ⇒ Utilisation d'un seul matériau.
- ⇒ Mise en forme par usinage et utilisation de la Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO).
- ⇒ Absence de métal dans la cavité buccale.
- ⇒ Propriétés mécaniques et biologiques proches de celles du titane.
- ⇒ Faible rétention de plaque bactérienne.
- ⇒ Esthétique : lorsqu'utilisée comme pilier supra-implantaire. Elle permet de s'affranchir de la couleur grisâtre du métal qui peut apparaître à travers la gencive.
- ⇒ Aptitude au polissage (60) : la zircon possède une aptitude au polissage plus importante que les céramiques cosmétiques. En effet, lors de l'essai de la prothèse au fauteuil, il peut être nécessaire de réaliser des retouches (point de contact, occlusion) qui doivent être repolies avant la mise en bouche définitive pour éviter la rétention de plaque bactérienne et l'usure prématurée des dents antagonistes et adjacentes.

3.1.2.2 Inconvénients :

L'esthétique est le talon d'Achille des restaurations monolithiques en Zircone. L'opacité de la Y-TZP reste un inconvénient majeur.

Des améliorations ont été effectuées pour tenter de pallier ce problème :

Initialement on utilisait la Zircone 3Y-TZP avec une petite concentration d'Alumine (0,25% environ) qui avait pour but de stabiliser la structure (3Y-TZP-A). Celle-ci est très opaque mais a des propriétés mécaniques intéressantes et est utilisée pour réaliser les chapes et les infrastructures.

1^{ère} évolution : diminution de la concentration d'Alumine (0,05%) qui réduit légèrement la résistance mécanique mais permet d'améliorer la translucidité de 17%. Cette amélioration est insuffisante pour les secteurs esthétiques mais acceptable pour le secteur postérieur.

2^{ème} évolution : augmentation de la concentration d'Yttrium pour créer les zircons 4Y-PSZ et 5Y-PSZ (amélioration respective de 28% et 40% de la translucidité). Ce sont des zircons partiellement stabilisés mais dont les propriétés mécaniques sont plus faibles et décroissent avec l'augmentation concentration d'Yttrium.

Les zircons partiellement stabilisés (4Y-PSZ et 5Y-PSZ) ne possèdent pas les propriétés mécaniques suffisantes pour être utilisés dans le cadre de restaurations plurales sur implants dans les secteurs molaires et prémolaires.

Rappelons que le secteur postérieur reste une zone peut visible dans la vie sociale des patients : sourire, rire, phonation...

Malgré tout, des alternatives à la zircone monolithique et aux coiffes céramo-métalliques et céramo-céramiques sont apparues : la maquillage/glaçage, la zircone *bi-layers* ou encore la technologie du *cut-back*. Ces alternatives sont détaillées plus loin dans ce travail de thèse.

3.2 Mise en relation des propriétés des matériaux avec les caractéristiques recherchées

3.2.1 Pour le pilier

3.2.2 Choix du métal ou de la céramique

Le pilier est un élément crucial de la survie de l'implant au long terme et le choix du matériau utilisé pour sa réalisation ne doit pas être laissé au hasard.

Il est impératif d'utiliser un matériau suffisamment résistant à la fracture pour s'affranchir du maximum de complications mécaniques possible.

De plus, étant situé en sous-gingival, il doit être le plus biocompatible possible, afin de ne pas mettre en péril la stabilité des tissus péri-implantaires.

Le titane a sa place en tant que *gold standard* dans la fabrication des piliers implantaires depuis longtemps, mais la zircone se positionne de plus en plus comme un substitut potentiel du fait de sa faible affinité avec la plaque bactérienne, et ses propriétés mécaniques en constante évolution.

Des études ont comparé les propriétés biologiques des deux matériaux :

- **Hu et coll.**(61), en 2019. Les conclusions de cette méta-analyse ont montré un niveau osseux autour des implants significativement différent en faveur de la zircone, bien que le taux de survie soient comparables entre les deux matériaux. La décoloration des tissus péri-implantaires n'est pas différente entre les deux matériaux.
- **Linkevicius et coll.** en 2015 : Les conclusions de cette méta-analyse sont en faveur des piliers en zircone. (62). Cette étude révèle un aspect gingival péri-implantaire plus favorable autour des piliers en Zircone, mais ne démontre pas de différence significative en termes de biocompatibilité : récessions, profondeur de sondage, saignement au sondage et niveau osseux. Selon cette étude, seul l'aspect esthétique est amélioré par l'utilisation de la zircone.

Concernant la résistance mécanique :

- **Foong et coll.**(63) en 2013 : étude des cycles masticatoires modélisés en laboratoire pour évaluer la résistance à la fracture des piliers. Les résultats présentent une fracture sous une force de 140N pour les piliers en Zircone et 270N pour les piliers en Titane, soit plus du double.



Figure 16 : Composants de l'étude : coiffe métallique, vis en titane, piliers en Titane et en Zircone, implant (63)



Figure 17: Fracture palatine d'un pilier en Zircone. (63)

- **Leutert et coll.**(64) en 2012 : les propriétés mécaniques du titane sont plus intéressantes que celles de la zircone.
- **Truninger et coll.**(65), simulation au laboratoire du vieillissement des pièces ainsi que de l'effet des cycles masticatoires sur différents types de piliers.

Les résultats sont les suivants :

- Le moment de flexion pour les piliers en titane survient à l'application de 714,1N cm
- Pour les différents types de piliers en zircone, il varie entre 285 (pour le Branemark MKIII) et 429 N cm (pour le Nobel Biocare Replace Select).

⇒ Le moment de flexion est significativement plus haut pour les piliers en Titane que pour les piliers en Zircone testés.

Malgré les différences retrouvées entre les deux matériaux, de nombreuses études ne montrent aucune différence significative biologiquement, mécaniquement, et en termes de survie.

C'est le cas de 3 études :

- **Zembic et coll.** 2013 (49)
- **Zembic et coll.** 2009(66)
- **Lops et coll.** 2014 (17) : les complications sur chacun des deux types de piliers ont été enregistrés et les résultats ne démontrent pas de différences. Les résultats sont les suivants :
 - Absence de fractures ou de dévissages pour les deux types de piliers
 - Absence de fractures d'armatures pour les deux matériaux
 - Pas de différence significative sur les critères biologiques évalués
 - Survie des deux types de 100%
- **Zembic et coll.** (67) : absence de différence significative dans le domaine technique et biologique pour les deux matériaux utilisés comme piliers.



Figure 18 : A gauche : piliers en Zircone (vue occlusale). A droite : pilier en Titane (vue vestibulaire).(17)

Analyse critique :

Malgré ces résultats, les études avaient un recul clinique limité à quelques années, les comparaisons ont donc été faites seulement pour du court et moyen terme, alors que le recul clinique sur la fiabilité des piliers implantaires en titane est bien plus important.

Ces observations importantes sont mises en lumière dans une revue publiée en 2016 dans le « *Journal of Prosthodontics* » par **Vechiato-Filho et coll.**(68). Le but de cette méta-analyse était de démontrer la prédictibilité des résultats obtenus avec l'utilisation des piliers en Zircone.

Ces derniers démontraient eux aussi l'absence de différence significative entre la survie des piliers en titane et en zircone et soulevaient de points importants :

- Le nombre réduit d'implants étudiés
- Le court terme des études
- L'absence d'étude sur la survie de ces piliers sur le long terme

En conséquence, en secteur postérieur, et en considérant les forces occlusales s'exerçant, une grande prudence est de mise quant à l'utilisation des piliers en Zircone jusqu'à la découverte de preuves scientifiques favorables à leur utilisation sur le long terme. Il n'y a pour l'instant pas de raison suffisante de substituer les piliers en titane pour des piliers en zircone.(69)

3.2.3 Pour les éléments prothétiques

3.2.3.1 Impact du matériau prothétique sur la restauration implantaire.

Le matériau utilisé pour réaliser les prothèses supra-implantaires et leur mode de mise en œuvre peut avoir un effet sur le *design* des prothèses.

- **Moilanen et coll.** (70),2018 : comparaison de l'adaptation marginale de coiffes *full* zircone avec et sans ti-base. Concernant l'adaptation marginale, un ajustement adéquat peut être obtenu avec tous les types de coiffes mais l'espace marginal est significativement plus petit avec les coiffes en zircone vissées directement sur les implants. Cependant, attention au type de connectique implantaire.
- **Freire et coll.** (71), 2019 : évaluation de l'impact du matériau utilisé pour la restauration prothétique sur la restauration définitive en ce qui concerne l'adaptation marginale. L'adaptation marginale est significativement meilleure pour les restaurations en disilicate de lithium, mais ne présente pas de différence significative entre les restaurations céramo-métalliques et en zircone monolithique.
- **Lopez-Suarez et coll.** en 2016 (72) : Dans cette étude, l'objectif était d'évaluer l'écart d'adaptation marginale sur les prothèses postérieures de 3 éléments en comparant :
 - Les restaurations céramo-métalliques
 - Les restaurations céramo-céramiques
 - Les restaurations monolithiques en zircone

Comme la précédente, cette étude ne montre pas de différence significative d'adaptation entre les prothèses céramo-métalliques et les prothèses en zircon. Elle ne démontre aussi aucune différence significative en les prothèses monolithiques et zircon et les prothèses céramo-céramiques.

Le choix du matériau ne semble pas montrer de différence significative en ce qui concerne l'adaptation des prothèses.

Les différences peuvent être esthétiques mais également fonctionnelles, avec une transmission différente des contraintes en fonction des propriétés mécaniques du matériau ou encore une adaptation différente de la prothèse à son support.

- **Bacchi et coll.(73) 2013 :**

L'intérêt de cette étude porte sur l'évaluation de l'influence du matériau prothétique et du manque d'adaptation verticale des prothèses sur la distribution du stress à la structure implantaire et aux tissus environnants. Les éléments modélisés reproduisaient une restauration de 3 éléments (de la 2^{ème} prémolaire à la 2^{ème} molaire). Les matériaux d'infrastructures testés sont : l'alliage d'or, l'alliage argent/platine, le titane commercialement pur, l'alliage chrome/cobalt et la Zircon. Les différents niveaux d'inadaptation verticale testés sont : 10 microns, 50 microns et 100 microns. Les matériaux les plus rigides, à savoir le Chrome-Cobalt et la Zircon, présentent un stress significativement plus important au niveau de l'armature et de la vis de prothèse, alors que le stress appliqué à la céramique esthétique est moins élevé par rapport aux autres matériaux.

Cependant, il n'y a aucune différence significative entre les matériaux pour la distribution du stress au tissu osseux environnants.

Le manque d'adaptation entraîne l'augmentation de l'intensité du stress distribué à la structure supra-implantaire.

- **Mosharraf et coll.(74) en 2022:** Les comparaisons ont ici été faites entre des prothèses céramo-métalliques : stratification de céramique sur alliage précieux et non précieux. Les résultats confirment qu'il existe une différence de distribution du stress selon le matériau utilisé pour la réalisation de l'armature et aucune différence n'est retrouvée concernant le tissu osseux adjacent.

Le choix du matériau utilisé modifie la distribution des contraintes sur les différents étages de la restauration implantaire mais pas la distribution du stress faite à l'os environnant.

3.2.3.2 Restauration céramo-métallique ou céramo-céramique ?

Aux débuts des prothèses fixées implanto-portées (vissées ou scellées), la restauration céramo-métallique était la plus répandue, comme elle l'avait été pour les prothèses dento-portées.

Les premières céramiques ayant vu le jour en dentisterie étaient trop fragiles, mécaniquement insuffisantes pour rivaliser avec ce type de restauration.

Puis ont été créées les armatures en zircone de haute résistance, recouvertes de céramique esthétique. Elles ont été les premières à faire de l'ombre aux restaurations céramo-métalliques.

La comparaison des deux types de prothèses va permettre de répondre à plusieurs interrogations :

- Les prothèses céramo-céramiques sont-elles plus fragiles que les prothèses céramo-métalliques ?
- Il y a-t-il plus de complications mécaniques et biologiques avec un type de restauration ou l'autre ?
- Les restaurations *all-ceramic* apportent-elles un résultat plus esthétique grâce à l'absence de métal ?

Les études menées ont montré de très bons résultats : taux de survie et taux de succès importants, et faible survenue de complications pour les deux types de prothèses.

- **Pjetursson et coll.(76)**, ayant pour but de comparer la survie et la survenue de complications entre les coiffes céramo-métalliques et en zircone stratifiée, ont montré un taux de survie quasiment similaire pour les deux types de restaurations. Cette étude regroupant 36 études a démontré un taux de survie de 98,3% pour les coiffes céramo-métalliques et 97,6 pour les restaurations en zircone stratifiées, ce qui n'est pas significativement différent. De plus, l'intégration biologique est prometteuse : il a été retrouvé très peu d'accumulation de plaque, et très peu de complications grâce une très bonne intégration au niveau des tissus durs et des tissus mous des deux types de restaurations. Cependant les résultats ont tout de même montré une fracture de biomatériaux plus importante pour les matériaux en zircone stratifiée. De plus, et malgré un taux de survie très intéressant, le *chipping* était la complication la plus fréquemment retrouvée dans les deux cas.

Ces résultats sont en adéquation avec une autre revue de la littérature menée par Pjetursson et coll.(77) en 2015 spécifiquement sur les restaurations plurales, qui a démontré que malgré un taux de succès très satisfaisant pour les deux types de prothèses, le *chipping* était la complication la plus fréquente et intervenait aussi bien pour les restaurations céramo-métalliques que pour les restaurations céramo-céramiques.

3.2.3.3 La stratification

Nous avons vu dans la partie précédente les deux types de restaurations, céramo-métalliques et zircono stratifiée qui ont été, dans un premier temps, les plus étudiées et utilisées.

Il est ressorti de la plupart des études, et méta-analyses, que la complication principalement retrouvée était mécanique : le *chipping*.

Une alternative aux problèmes de fractures de céramique stratifiée a dû être envisagée et a été satisfaite par la réalisation de coiffes monolithiques, c'est-à-dire non stratifiées.

Les problématiques abordées pour comparer ces deux types de restaurations sont les suivantes :

- Les coiffes et bridges monolithiques permettent-ils un résultat esthétique satisfaisant, se rapprochant des résultats obtenus avec les coiffes céramo-céramiques ?
- L'utilisation de zircono monolithique comme seul matériau de restauration permet-elle de s'affranchir des complications mécaniques ?
- Qu'en est-il d'un point de vue biologique ?

Une méta-analyse comparant le taux de survie et la survenue de complications entre les prothèses sur implants en zircono monolithique et en céramique stratifiée a été menée en 2021 par **B. Pjetursson et coll.**(58)

Cette méta-analyse regroupe 49 études avec un suivi moyen de 3 ans permettant d'évaluer, à court terme, une fréquence significativement plus faible de fractures de céramique pour les prothèses monolithiques en zircono, comparativement aux prothèses céramo-céramiques.

Les résultats des études utilisées dans cette revue ne concernent que le court-terme et ne peuvent pas prédire l'évolution des complications biologiques et/ou mécanique sur du long-terme.

En 2021, une autre étude a publié des résultats réunis sur un temps d'observation plus long. Celle-ci a été réalisée par **Rammelsberg et coll.** (78) et a comparé la survenue d'échecs de traitement sur plusieurs prothèses :

- Céramo-métalliques
- Céramo-céramiques complètement stratifiées
- Céramo-céramiques partiellement stratifiées
- Monolithiques

Résultats : l'écaillage de la céramique est retrouvé de façon plus importante sur les prothèses céramo-céramiques complètement stratifiées, que sur les prothèses céramo-métalliques. En revanche, pour les prothèses réalisées en céramiques monolithique ou partiellement stratifiées, les complications concernant les fractures de céramique cosmétique étaient moindres.

La survenue de « *chipping* » varie en corrélation avec le recouvrement de la prothèse en céramique feldspathique.

Pour analyser les dernières données de la science sur ce type de prothèses, une étude récente, réalisée en 2022 par **Saponaro et coll.**(79) et publiée en 2023, a évalué la survenue des complications sur des éléments pluraux monolithiques et stratifiés.

Les fractures de céramiques de recouvrement sont les complications les plus retrouvées. La survenue de ces complications est significativement plus importante pour les prothèses céramo-céramiques que sur les prothèses supra-implantaires monolithiques.

Les prothèses plurales sur implants, réalisée en Zirconium monolithique sont validées d'un point de vue technique et biologique, persistent seulement des doléances esthétiques pouvant concerner la teinte de la prothèse et nécessitant la réfection de celle-ci.(80)

Au vu des éléments décrits au préalable, il apparaît clairement que les impératifs liés aux secteurs postérieurs, à savoir les forces occlusales exacerbées et la moindre importance de l'esthétique ne justifient pas l'utilisation de la stratification.

3.2.3.4 Alternatives : Zirconium *multi-layers* et *cut back*

Définitions :

- Zirconium bi- ou *multi-layers*(81) : superposition de deux ou plusieurs couches de Zirconium de translucidité, et donc de résistance mécanique différentes, supposées améliorer l'aspect esthétique des prothèses monolithiques en zirconium tout en diminuant la survenue de *chipping* retrouvé dans les restaurations stratifiées.
- *Cut-back* ou *partially veneered* (82) : stratification des zones visibles et esthétiques seulement de la prothèse pour diminuer le risque de *chipping*. En général avec cette technique, la partie sulculaire n'est pas stratifiée car la présence de céramique feldspathique dans cette zone porte atteinte à la qualité de l'attache épithéliale.



Figure 19 : Cas clinique sur Dr MENSE Chloé.
Bridge implanto-porté de 4 éléments en full zirconium sur 16 et 17 et cut back sur 14 et 15 :
vue occlusale.



Figure 20 : Cas clinique sur Dr MENSE Chloé.
Bridge implanto-porté de 4 éléments en full zirconie sur 16 et 17 et cut back sur 14 et 15 :
vue vestibulaire.

Que disent les études ?

⇒ La zirconie multi-couches, « bi- multi-layers »

- **Lopez-Suarez et coll.** (83) en 2018 : simulation de cycles masticatoires comparant la résistance des prothèses céramo-métalliques et des coiffes *full zirconie bi-layers*. Les résultats montrent que la résistance à la fracture est moindre pour les prothèses en zirconie par rapport aux coiffes céramo-métalliques.

Pour les prothèses à base de zirconie, la fracture totale intervenait plus fréquemment que la fracture de céramique superficielle.

Selon cette étude, ces restaurations présenteraient des propriétés mécaniques moindres que les prothèses céramo-métalliques.

Cependant, il s'agit d'une étude réalisée *in vitro* ne reproduisant pas la réalité clinique.

- **Alfadhli et coll.** 2022(84), ont évalué cliniquement les performances des prothèses en zirconie multi-couches. Le taux de survie et la survenue de complications mécaniques et biologiques des prothèses dentaires fixes bicouches à base de zirconie montrent des résultats satisfaisants pour l'utilisation de ce matériau.

Les coiffes et les prothèses plurales en zirconie *bi-layered* fabriquées ont montré de bonnes performances cliniques avec un minimum d'écaillage de la céramique esthétique.

⇒ Les céramo-céramiques partiellement stratifiées

La présence moins étendue de céramique feldspathique, responsable de l'écaillage de la couche superficielle de la prothèse, est supposée réduire la survenue de ce type de complications et par conséquent, d'améliorer le succès de la restauration à long terme.

Zhang et coll. (85), ont évalué la survie et la survenue de complications en comparant trois types de prothèses : céramo-céramiques complètement stratifiées, partiellement stratifiées et zircone monolithiques. Les résultats sont les suivants :

- **L'incidence du *chipping* est plus importante sur les prothèses complètement stratifiées, puis sur les prothèses partiellement stratifiées.**
- **Le risque de *chipping* est 36 fois supérieur pour les prothèses complètement stratifiées par rapport aux prothèses partiellement stratifiées.**
- **Le taux de survie est favorable pour les 3 types de restaurations et le taux de succès est acceptable.**
- **Bien que plus faible que pour les restaurations stratifiées en totalité, le risque d'écaillage avec les prothèses partiellement stratifiées n'est pas nul contrairement aux restaurations monolithiques.**



Figure 21 (a) Céramique partiellement stratifiée, (b) complètement recouverte, (c) zircone monolithique

- **Strasding et coll.** (86) : comparaison des complications entre les prothèses *full* zircone et partiellement stratifiées :
 - Les complications biologiques (saignement au sondage, profondeur de poche, indice de plaque et hauteur de gencive kératinisée) ne sont pas significativement différentes entre les deux prothèses, la partie sulculaire n'étant pas recouverte de céramique cosmétique sur les prothèses stratifiées.
 - La survenue de complications mécaniques n'est significativement pas différente selon cette étude.

Cependant, le faible recul clinique (1 an) ne permet pas d'extrapoler ces résultats sur le succès prothétique à long terme.



Figure 22 : Photos endobuccales de chipping (86)

CONCLUSION

Les progrès réalisés sur les propriétés des différents biomatériaux ont ouvert de nouveaux horizons concernant les possibilités de restaurations implanto-portées.

Pour les piliers, si les améliorations de la résistance mécanique de la zircone ont permis de la voir concurrencer le titane, il semblerait que le manque de recul clinique dans les études ainsi que la localisation postérieure, donc non visible lors des interactions sociales du patient, ne l'indique pas dans le cadre de nos thérapeutiques.

Concernant les coiffes, la problématique de l'écaillage (*chipping*) retrouvé invariablement sur les prothèses stratifiées, aussi bien céramo-métalliques que céramo-céramiques, a été résolue par l'arrivée en clinique des coiffes monolithiques en zircone. Si des améliorations ont été réalisées sur la translucidité de celle-ci, ses propriétés esthétiques restent limitées.

Les nouvelles alternatives, le *cut-back* et la réalisation de coiffes multi-couches en zircone semblent être un compromis satisfaisant. Les études à leur sujet sont prometteuses mais ne concernent encore que le court- et moyen-terme et méritent d'être approfondies sur le long-terme.

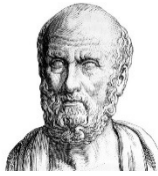
BIBLIOGRAPHIE

1. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, et al. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Healthc Eng.* 2018;2018:3163096.
2. Shah AH, Patel P, Trivedi A, Shah A, Desai N, Talati M. A comparison of marginal bone loss, survival rate, and prosthetic complications in implant-supported splinted and nonsplinted restorations: A systematic review and metaanalysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2022;22(2):111-21.
3. Woda A, Bourdiol P, Peyron MA, Hennequin M. Comment l'occlusion participe à la mastication. *L'Information Dentaire.* 2022 [cité 14 sept 2023].
4. Sous M, L'Alzit FR, Contrefois M, Rispal C. La gestion de l'occlusion en prothèse fixe implanto-supportée. *L'Information Dentaire.* 2020 [cité 14 sept 2023].
5. Prothèses NobelProcera® | Nobel Biocare France [Internet]. [cité 15 sept 2023]. Disponible sur: <https://www.nobelbiocare.com/fr-fr/protheses-nobelprocera>
6. Chee WWL, Torbati A, Albouy JP. Retrievable Cemented Implant Restorations. *Journal of Prosthodontics.* 1998;7(2):120-5.
7. Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease – a systematic review. *Clinical Oral Implants Research.* 2017;28(10):1278-90.
8. Solutions Accès Angulés [Internet]. [cité 14 sept 2023]. Disponible sur: <https://www.straumann.com/anthogyr/fr/fr/home/solutions-digitales/solutions-simeda/solutions-acces-angules.html>
9. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL. Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implants abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):369-78.
10. Torrado E, Ercoli C, Al Mardini M, Graser GN, Tallents RH, Cordaro L. A comparison of the porcelain fracture resistance of screw-retained and cement-retained implant-supported metal-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* juin 2004;91(6):532-7.
11. Zarone F, Sorrentino R, Traini T, Di Iorio D, Caputi S. Fracture resistance of implant-supported screw-versus cement-retained porcelain fused to metal single crowns: SEM fractographic analysis. *Dent Mater.* mars 2007;23(3):296-301.
12. Sailer I, Mühlemann S, Zwahlen M, Hämmerle CHF, Schneider D. Cemented and screw-retained implant reconstructions: a systematic review of the survival and complication rates. *Clinical Oral Implants Research.* 2012;23(s6):163-201.
13. Tavitian P. Prothèses supra implantaires, données et conception actuelle. *CdP.* 2017.
14. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J. The mucosal attachment at different abutments. *Journal of Clinical Periodontology.* 1998;25(9):721-7.
15. Grosgeat B. Alliages dentaires cobalt-chrome : compatibilité entre le cadre réglementaire européen et la convention nationale ? *L'Information Dentaire.* 2021 [cité 15 sept 2023].
16. Apratim A, Eachempati P, Krishnappa Saliyan KK, Singh V, Chhabra S, Shah S. Zirconia in dental implantology: A review. *J Int Soc Prev Community Dent.* 2015;5(3):147-56.
17. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2013;28(1):281-7.
18. Sailer I, Fehmer V, Pjetursson BE. Fixed restorations. *QUintessence publishing.* 2021. Anglais.
19. Brient M, Trévelo F. Les basiques de la prothèse implanto-portée - Partie 3L'Information Dentaire. 2023 [cité 21 sept 2023].
20. Gomes JM de L, Moraes SLD de, Lemos CAA, Cruz RS, Oliveira HFFE, Pellizzer EP. Systematic review and meta-analysis of welding procedures in one-piece cast implant-supported frameworks. *Braz Oral Res.* 2019;33:e110.
21. Silva TB, De Arruda Nobilo MA, Pessanha Henriques GE, Mesquita MF, Guimaraes MB. Influence of laser-welding and electroerosion on passive fit of implant-supported prosthesis. *Stomatologia.* 2008;10(3):96-100.
22. Sartori IA de M, Ribeiro RF, Francischone CE, de Mattos M da GC. In vitro comparative analysis of the fit of gold alloy or commercially pure titanium implant-supported prostheses before and after electroerosion. *J Prosthet Dent.* août 2004;92(2):132-8.
23. Ortop A, Jemt T. Clinical experiences with laser-welded titanium frameworks supported by implants in the edentulous mandible: a 10-year follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2006;8(4):198-209.
24. Uysal H, Kurtoglu C, Gurbuz R, Tutuncu N. Structure and mechanical properties of Cresco-Ti laser-welded joints and stress analyses using finite element models of fixed distal extension and fixed partial prosthetic designs. *J Prosthet Dent.* mars 2005;93(3):235-44.

25. Ortorp A, Jemt T, Bäck T, Jälevik T. Comparisons of precision of fit between cast and CNC-milled titanium implant frameworks for the edentulous mandible. *Int J Prosthodont.* 2003;16(2):194-200.
26. Jacquot B, Bonnafous D, Ballester B. Pourquoi faudrait-il utiliser une solution de nettoyage des restaurations indirectes après l'essayage en bouche ? *L'Information Dentaire.* 2022 [cité 21 sept 2023].
27. Qu'est-ce que la résistance à la traction R_m ? [Internet]. [cité 15 sept 2023]. Qu'est-ce que la résistance à la traction R_m ? Disponible sur: <https://www.zwickroell.com/fr/secteurs-dactivite/test-de-materiau-essai-de-materiau/essai-de-traction/resistance-a-la-traction/>
28. Limite d'élasticité et limite d'élasticité conventionnelle $R_p 0,2$ [Internet]. [cité 15 sept 2023]. Limite d'élasticité et limite d'élasticité conventionnelle $R_p 0,2$. Disponible sur: <https://www.zwickroell.com/fr/secteurs-dactivite/test-de-materiau-essai-de-materiau/essai-de-traction/limite-delasticite/>
29. Allongement à la rupture A [Internet]. [cité 15 sept 2023]. Allongement à la rupture A. Disponible sur: <https://www.zwickroell.com/fr/secteurs-dactivite/test-de-materiau-essai-de-materiau/essai-de-traction/deformation-a-la-rupture/>
30. Module de Young - Définition et Explications [Internet]. [cité 15 sept 2023]. Disponible sur: <https://www.techno-science.net/glossaire-definition/Module-de-Young.html>
31. Hollmann A. Les zircons translucides: composition, structure, propriétés et applications.
32. Mora F. Tissus mous. *AONews #39.* 2020.
33. Poulain R. Conception et développement d'une nouvelle famille d'alliages de titane à haute résistance mécanique et biocompatibilité optimisée pour l'implantologie dentaire. [Internet] [phdthesis]. Université Paris sciences et lettres; 2020 [cité 15 sept 2023].
34. Heitz-Mayfield LJA, Salvi GE. Peri-implant mucositis. *J Clin Periodontol.* juin 2018;45 Suppl 20:S237-45.
35. Heitz-Mayfield LJA. Peri-implant diseases: diagnosis and risk indicators. *J Clin Periodontol.* sept 2008;35(8 Suppl):292-304.
36. 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.
37. Kim A, Campbell SD, Viana MAG, Knoernschild KL. Abutment Material Effect on Peri-implant Soft Tissue Color and Perceived Esthetics. *Journal of Prosthodontics.* 2016;25(8):634-40.
38. 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.* août 2008;28(4):357-65.
39. van Brakel R, Meijer GJ, Verhoeven JW, Jansen J, de Putter C, Cune MS. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: an in vivo within-subject comparison. *J Clin Periodontol.* oct 2012;39(10):995-1001.
40. Tetè S, Mastrangelo F, Bianchi A, Zizzari V, Scarano A. Collagen fiber orientation around machined titanium and zirconia dental implant necks: an animal study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24(1):52-8.
41. 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.
42. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-8.
43. van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res.* juin 2011;22(6):571-7.
44. Nascimento C do, Pita MS, Santos E de S, Monesi N, Pedrazzi V, Albuquerque Junior RF de, et al. Microbiome of titanium and zirconia dental implants abutments. *Dent Mater.* janv 2016;32(1):93-101.
45. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol.* févr 2004;75(2):292-6.
46. Lee BC, Jung GY, Kim DJ, Han JS. Initial bacterial adhesion on resin, titanium and zirconia in vitro. *J Adv Prosthodont.* juin 2011;3(2):81-4.
47. de Freitas AR, Silva TS de O, Ribeiro RF, de Albuquerque Junior RF, Pedrazzi V, do Nascimento C. Oral bacterial colonization on dental implants restored with titanium or zirconia abutments: 6-month follow-up. *Clin Oral Investig.* juill 2018;22(6):2335-43.
48. Raffaini FC, Freitas AR, Silva TSO, Cavagioni T, Oliveira JF, Albuquerque Junior RF, et al. Genome analysis and clinical implications of the bacterial communities in early biofilm formation on dental implants restored with titanium or zirconia abutments. *Biofouling.* févr 2018;34(2):173-82.
49. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res.* avr 2013;24(4):384-90.

50. Shen X ting, Li J ying, Luo X, Feng Y, Gai L ting, He F ming. Peri-implant marginal bone changes with implant-supported metal-ceramic or monolithic zirconia single crowns: A retrospective clinical study of 1 to 5 years. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1 sept 2022;128(3):368-74.
51. Türk AG, Ulusoy M, Toksavul S, Güneri P, Koca H. Marginal bone loss of two implant systems with three different superstructure materials: a randomised clinical trial. *Journal of Oral Rehabilitation*. 2013;40(6):457-63.
52. Weigl P, Saarepera K, Hinrikus K, Wu Y, Trimpou G, Lorenz J. Screw-retained monolithic zirconia vs. cemented porcelain-fused-to-metal implant crowns: a prospective randomized clinical trial in split-mouth design. *Clin Oral Invest*. 1 mars 2019;23(3):1067-75.
53. Pieralli S, Kohal RJ, Rabel K, von Stein-Lausnitz M, Vach K, Spies BC. Clinical outcomes of partial and full-arch all-ceramic implant-supported fixed dental prostheses. A systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Implants Research*. 2018;29(S18):224-36.
54. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research*. 2018;29(S16):184-98.
55. Lemos CAA, Verri FR, Gomes JM de L, de Souza Batista VE, Cruz RS, Oliveira HFFE, et al. Ceramic versus metal-ceramic implant-supported prostheses: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. juin 2019;121(6):879-886.e4.
56. 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. *J Prosthodont*. févr 2014;23(2):73-82.
57. Cheng CW, Chien CH, Chen CJ, Papaspyridakos P. Randomized Controlled Clinical Trial to Compare Posterior Implant-Supported Modified Monolithic Zirconia and Metal-Ceramic Single Crowns: One-Year Results. *J Prosthodont*. janv 2019;28(1):15-21.
58. Pjetursson BE, Sailer I, Latyshev A, Rabel K, Kohal RJ, Karasan D. A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res*. oct 2021;32 Suppl 21(Suppl 21):254-88.
59. Bui S. Armature titane et prothèse fixée. *L'Information Dentaire*. 2019 [cité 14 sept 2023].
60. Preis V, Behr M, Handel G, Schneider-Feyrer S, Hahnel S, Rosentritt M. Wear performance of dental ceramics after grinding and polishing treatments. *J Mech Behav Biomed Mater*. juin 2012;10:13-22.
61. Hu M, Chen J, Pei X, Han J, Wang J. Network meta-analysis of survival rate and complications in implant-supported single crowns with different abutment materials. *J Dent*. sept 2019;88:103-115.
62. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. sept 2015;26 Suppl 11:139-47.
63. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *Journal of Prosthetic Dentistry*. 1 mai 2013;109(5):304-12.
64. Leutinger CR, Stawarczyk B, Truninger TC, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments and types of failure of zirconia and titanium abutments with internal implant-abutment connections: a laboratory study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27(3):505-12.
65. Truninger TC, Stawarczyk B, Leutert CR, Sailer TR, Hämmerle CHF, Sailer I. Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation. *Clin Oral Implants Res*. janv 2012;23(1):12-8.
66. 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.
67. Zembic A, Kim S, Zwahlen M, Kelly JR. Systematic review of the survival rate and incidence of biologic, technical, and esthetic complications of single implant abutments supporting fixed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:99-116.
68. Vechiato-Filho AJ, Pesqueira AA, De Souza GM, dos Santos DM, Pellizzer EP, Goiato MC. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):233-44.
69. Ferrari M, Tricarico MG, Cagidiaco MC, Vichi A, Gherlone EF, Zarone F, et al. 3-Year Randomized Controlled Prospective Clinical Trial on Different CAD-CAM Implant Abutments. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*. 2016;18(6):1134-41.
70. Moilanen P, Hjerpe J, Lassila LVJ, Närhi TO. Fracture Strength and Precision of Fit of Implant-Retained Monolithic Zirconia Crowns. *J Oral Implantol*. oct 2018;44(5):330-4.
71. Freire Y, Gonzalo E, Lopez-Suarez C, Suarez MJ. The Marginal Fit of CAD/CAM Monolithic Ceramic and Metal-Ceramic Crowns. *Journal of Prosthodontics*. 2019;28(3):299-304.

72. Lopez-Suarez C, Gonzalo E, Pelaez J, Serrano B, Suarez MJ. Marginal Vertical Discrepancies of Monolithic and Veneered Zirconia and Metal-Ceramic Three-Unit Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):256-8.
73. Bacchi A, Consani RLX, Mesquita MF, dos Santos MBF. Stress distribution in fixed-partial prosthesis and peri-implant bone tissue with different framework materials and vertical misfit levels: a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Sci.* sept 2013;55(3):239-44.
74. Mosharraf R, Abbasi M, Givehchian P. The Effect of Abutment Angulation and Crown Material Compositions on Stress Distribution in 3-Unit Fixed Implant-Supported Prostheses: A Finite Element Analysis. *Int J Dent.* 2022;2022:4451810.
75. Hosseini M, Worsaae N, Schiødt M, Gotfredsen K. A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res.* oct 2013;24(10):1078-87.
76. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res.* oct 2018;29 Suppl 16:199-214.
77. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dental Materials.* 1 juin 2015;31(6):624-39.
78. Rammelsberg P, Meyer A, Lorenzo-Bermejo J, Kappel S, Zenthöfer A. Long-term chipping and failure rates of implant-supported and combined tooth-implant-supported metal-ceramic and ceramic fixed dental prostheses: A cohort study. *J Prosthet Dent.* août 2021;126(2):196-203.
79. Saponaro PC, Karasan D, Donmez MB, Johnston WM, Yilmaz B. Prosthetic complications with monolithic or micro-veneered implant-supported zirconia single-unit, multiple-unit, and complete-arch prostheses on titanium base abutments: A single center retrospective study with mean follow-up period of 72.35 months. *Clin Implant Dent Relat Res.* févr 2023;25(1):99-106.
80. Degidi M, Nardi D, Sighinolfi G, Degidi D, Piattelli A. Fixed Partial Restorations Made of a New Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Material: A 2-Year Short-Term Report. *Int J Prosthodont.* 2021;34(1):37-46.
81. Brouquet M, Philip G. Intérêt de l'utilisation d'un matériau zircone multicouche dans la réalisation de grands cas esthétiques. *L'Information Dentaire.* 2022 [cité 14 sept 2023].
82. Nadal F, Bacco GD, Chesnot J. Restaurations esthétiques grâce à la technique du cut-back. *L'Information Dentaire.* 2019 [cité 14 sept 2023].
83. López-Suárez C, Castillo-Oyagüe R, Rodríguez-Alonso V, Lynch CD, Suárez-García MJ. Fracture load of metal-ceramic, monolithic, and bi-layered zirconia-based posterior fixed dental prostheses after thermo-mechanical cycling. *Journal of Dentistry.* 1 juin 2018;73:97-104.
84. Alfadhli R, Alshammari Y, Baig MR, Omar R. Clinical outcomes of single crown and 3-unit bi-layered zirconia-based fixed dental prostheses: An upto 6- year retrospective clinical study: Clinical outcomes of zirconia FDPs. *J Dent.* déc 2022;127:104321.
85. Zhang Y, Luo J, Di P, Chen B, Li J, Yu Z, et al. Screw-retained ceramic-veneered/monolithic zirconia partial implant-supported fixed dental prostheses: A 5 to 10-year retrospective study on survival and complications. *J Prosthodont.* 11 juin 2023;
86. Strasding M, Hicklin SP, Todorovic A, Fehmer V, Mojon P, Sailer I. A multicenter randomized controlled clinical pilot study of buccally micro-veneered lithium-disilicate and zirconia crowns supported by titanium base abutments: 1-year outcomes. *Clinical Oral Implants Research.* 2023;34(1):56-65.
87. Sj S. Has zirconia made a material difference in implant prosthodontics? A review. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials [Internet].* janv 2020 [cité 18 août 2023];36(1).



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.

Admise 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.

Respectueuse et reconnaissante 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 déshonorée et méprisée de mes confrères si j'y manque.

WALTER Margaux – Critères de choix des matériaux dans le cadre des restaurations implanto-portées postérieures plurales.

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : Année civile de la thèse

Rubrique de classement : Implantologie Orale / Prothèses dentaires implanto-portées.

Résumé :

Le choix des matériaux utilisés pour la phase prothétique supra-implantaire (piliers et coiffes) et un des éléments clés du succès à long terme des prothèses implanto-portées. La connaissance de la mise en œuvre des différents matériaux et leurs propriétés biologiques, mécaniques, et physico-chimiques est indispensable pour le clinicien lors de la réalisation du plan de traitement, surtout les éléments pluraux.

La domination du titane pour la réalisation des piliers et des armatures a progressivement été remise en cause par les progrès réalisés concernant la mise en œuvre (Conception Fabrication assistée par Ordinateur, usinage) mais surtout par l'amélioration des propriétés mécaniques de la céramique, représentée principalement par la zircone.

Les coiffes céramo-métalliques ont pu être concurrencées par des coiffes céramo-céramiques qui s'affranchissent de l'utilisation du métal. Mais ce sont les complications mécaniques liées au chipping, associées à l'amélioration des propriétés esthétiques de la Zircone qui ont permis l'essor des coiffes monolithiques en Zircone. L'esthétique de ces prothèses peut être amélioré par des techniques multi-couches et de *cut back*.

Mots-clés : Biomatériaux – Implantologie Orale – Prothèses supra-implantaires – Prothèses plurales

WALTER Margaux – biomaterials for plural posterior implant-supported restorations.

Abstract:

The choice of the biomaterials used for implant-supported prosthesis (abutments and crowns) is one of the keys of the long-term success of these prostheses. Knowledge about biomaterials and their biological, mechanical, and physicochemical properties is essential for the clinician when creating a treatment plan, especially for plural elements. The dominance of titanium in the production of pillars and frameworks has been gradually challenged by the progress made regarding the implementation (Computer-Aided Manufacturing Design, machining) but above all by the improvement in the mechanical properties of ceramic, represented mainly by zirconia.

Metal-ceramic caps may have faced competition from ceramic-ceramic caps which do not require the use of metal. But it is the mechanical complications linked to chipping, associated with the improvement of the aesthetic properties of Zirconia which have enabled the development of monolithic Zirconia caps. The aesthetics of these prostheses can be improved by multi-layer and cut back techniques.

Keywords : Biomaterials - Oral Implantology – Implant-supported prosthesis.