



<http://portaildoc.univ-lyon1.fr>

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I
U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2021

THESE N° 2021 LYO 1D 025

T H E S E
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 19 Mai 2021

Par

LABOISSERET Corentin

Né le 09/12/1996 à Gien (45)

Présentation d'un protocole clinique visant à étudier un système implantaire exempt de métal, avec étude du vieillissement de la zircone et de la résistance d'une vis en résine PEEK.

JURY

Monsieur le Professeur Pierre FARGE

Président

Monsieur le Professeur Jérôme CHEVALIER

Assesseur

Monsieur le Docteur Christophe JEANNIN

Assesseur

Monsieur le Docteur Renaud NOHARET

Assesseur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD-LYON I
U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2021

THESE N° 2021 LYO 1D 025

T H E S E
POUR LE DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 19 Mai 2021

Par

LABOISSERET Corentin

Né le 09/12/1996 à Gien (45)

Présentation d'un protocole clinique visant à étudier un système implantaire exempt de métal, avec étude du vieillissement de la zircone et de la résistance d'une vis en résine PEEK.

JURY

Monsieur le Professeur Pierre FARGE

Président

Monsieur le Professeur Jérôme CHEVALIER

Assesseur

Monsieur le Docteur Christophe JEANNIN

Assesseur

Monsieur le Docteur Renaud NOHARET

Assesseur

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD LYON I

Administrateur provisoire	M. le Professeur F. FLEURY
Président du Conseil Académique	M. le Professeur H. BEN HADID
Vice-Président du Conseil d'Administration	M. le Professeur D. REVEL
Vice-Président de la Commission Recherche du Conseil Académique	M. le Professeur J.F. MORNEX
Vice-Président de la Commission Formation Vie Universitaire du Conseil Académique	M. le Professeur P. CHEVALIER

SECTEUR SANTE

Faculté de Médecine Lyon Est	Directeur : M. le Professeur G. RODE
Faculté de Médecine et Maïeutique Lyon-Sud Charles Mérieux	Directeur : Mme la Professeure C. BURILLON
Faculté d'Odontologie	Directrice : Mme. la Professeure D. SEUX
Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques	Directrice : Mme la Professeure C. VINCIGUERRA
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation	Directeur : M. X. PERROT, Maître de Conférences
Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine	Directrice : Mme la Professeure A.M. SCHOTT

SECTEUR SCIENCES ET TECHNOLOGIES

UFR des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives	Directeur : M. Y. VANPOULLE, Professeur Agrégé
Institut Universitaire de Technologie Lyon 1	Directeur : M. le Professeur C. VITON
POLYTECH LYON	Directeur : M. E. PERRIN
Institut de Science Financière et d'Assurances	Directeur : M. N. LEBOISNE, Maître de Conférences
INSPE	Administrateur provisoire M. P. CHAREYRON
Observatoire de Lyon	Directrice : Mme la Professeure I. DANIEL
CPE	Directeur : M. G. PIGNAULT
GEP	Administratrice provisoire: Mme R. FERRIGNO
Informatique (Département composante)	Directeur : M. B. SHARIAT
Mécanique (Département composante)	Directeur : M. M. BUFFAT
UFR FS (Chimie, mathématique, physique)	Administrateur provisoire : M. B. ANDRIOLETTI
UFR Biosciences (Biologie, biochimie)	Directrice : Mme K. GIESELER

FACULTE D'ODONTOLOGIE DE LYON

Doyenne : Mme Dominique SEUX, Professeure des Universités

Vices-Doyens : M. Jean-Christophe MAURIN, Professeur des Universités
Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE, Maître de Conférences

SOUS-SECTION 56-01 : ODONTOLOGIE PEDIATRIQUE ET ORTHOPEDIE DENTO-FACIALE

Professeur des Universités : M. Jean-Jacques MORRIER, Mme Béatrice THIVICHON-PRINCE
Maître de Conférences : Mme Sarah GEBEILE-CHAUTY, Mme Claire PERNIER,
Maître de Conférences Associée Mme Christine KHOURY

SOUS-SECTION 56-02 : PREVENTION - EPIDEMIOLOGIE
ECONOMIE DE LA SANTE - ODONTOLOGIE LEGALE

Professeur des Universités M. Denis BOURGEOIS
Maître de Conférences M. Bruno COMTE
Maître de Conférences Associé M. Laurent LAFOREST

SOUS-SECTION 57-01 : CHIRURGIE ORALE – PARODONTOLOGIE – BIOLOGIE ORALE

Professeur des Universités : M. J. Christophe FARGES, Mme Kerstin GRITSCH
Maîtres de Conférences : Mme Anne-Gaëlle CHAUX, M. Thomas FORTIN,
M. Arnaud LAFON, M. François VIRARD
Maître de Conférences Associé M. BEKHOUCHE Mourad, Mme Ina SALIASI

SOUS-SECTION 58-01 : DENTISTERIE RESTAURATRICE, ENDODONTIE, PROTHESE,
FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATERIAUX

Professeurs des Universités : M. Pierre FARGE, Mme Brigitte GROSGOGÉAT,
M. Jean-Christophe MAURIN, Mme Catherine MILLET, M. Olivier ROBIN,
Mme Dominique SEUX, M. Cyril VILLAT

Maîtres de Conférences : M. Maxime DUCRET, M. Patrick EXBRAYAT, M. Christophe JEANNIN,
Mme Marion LUCCHINI, M. Renaud NOHARET, M. Thierry SELLI,
Mme Sophie VEYRE, M. Stéphane VIENNOT

Maîtres de Conférences Associés M. Hazem ABOUELLEIL,

SECTION 87 : SCIENCES BIOLOGIQUES FONDAMENTALES ET CLINIQUES
Maître de Conférences Mme Florence CARROUEL

A notre Président de Jury,

Monsieur Le Professeur Pierre FARGE,

Professeur des Universités à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur en Sciences Odontologiques
Docteur de l'Université Lyon I
Docteur en Sciences Cliniques (Ph.D) de l'Université de Montréal
Habilitation à Diriger des Recherches

*Nous vous remercions d'avoir accepté de présider ce jury.
Pour la richesse de vos enseignements théoriques et cliniques, veuillez trouver dans ce
travail l'expression de nos sincères remerciements et le témoignage de notre profond
respect.*

A notre jury de thèse,

Monsieur Le Professeur Jérôme CHEVALIER,

Professeur des Universités à l'INSA de Lyon
Docteur en Sciences
Membre honoraire de l'Institut Universitaire de France

*Nous sommes sensibles à l'honneur que vous nous faites en acceptant de siéger parmi
notre jury.*

*Nombre de vos travaux ont permis d'enrichir notre recherche, ainsi votre présence est
une réelle chance. Merci de l'attention que vous avez porté à notre travail.
Veuillez trouver par ces quelques mots l'expression de notre sincère gratitude.*

A notre jury de thèse,

Monsieur le Docteur Christophe JEANNIN,

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Docteur de l'Institut National Polytechnique de Grenoble

*Nous vous remercions infiniment d'avoir accepté de siéger dans ce jury.
Ces années passées sous votre enseignement nous ont inspiré rigueur et persévérance.
Nous vous devons en partie notre appétence pour le domaine de la prothèse. Votre
savoir et votre goût pour la transmission forcent le respect.
Veuillez trouver par ces quelques mots l'expression de notre sincère gratitude.*

A notre Directeur de thèse,

Monsieur le Docteur Renaud NOHARET,

Maître de Conférences à l'UFR d'Odontologie de Lyon
Praticien-Hospitalier
Docteur en Chirurgie Dentaire
Ancien Interne en Odontologie
Docteur de l'Université de Lyon

Nous vous remercions d'avoir accepté de diriger cette thèse.

Merci pour votre patience, votre confiance et vos conseils précieux tout au long de notre cursus. Merci pour tout le savoir et les valeurs que vous nous avez transmis, au long de ces deux années au sein de votre pôle hospitalier. Travailler à vos côtés est sans aucun doute une véritable opportunité.

Soyez assuré de notre sincère reconnaissance et de notre profond respect.

Table des matières

Introduction	10
I. La zircone en dentisterie.....	11
A. Présentation du matériau.....	11
B. Propriétés structurelles.....	12
C. Propriétés physiques et mécaniques	14
D. Les différents types de zircone utilisés en dentisterie.....	15
E. Applications dentaires des matériaux céramiques à base de zircone.....	17
a. Brackets orthodontiques en zircone	17
b. Armature de Bridges et de couronnes en zircone.....	17
c. Couronne monolithique en zircone.....	18
d. Inlays-cores en zircone.....	19
e. Zircone et prothèse amovible.....	20
f. Les implants en zircone	21
g. Les piliers implantaires en zircone.....	21
II. Céramique et résine PEEK en implantologie	22
A. La céramique en implantologie.....	22
a. Matériau implantaire et conception	22
b. Données physiques et mécaniques des implants en zircone	24
c. Propriétés esthétiques et optiques de la zircone.....	25
d. Données biologiques des implants en zircone.....	26
e. Comportement radiographique	30
f. Avantages et limites de la zircone en implantologie	31
g. Performance et résultats des implants zircone en clinique.....	32
h. Vieillessement de la zircone	33
B. La résine PEEK en Implantologie	38

a.	Présentation du matériau.....	38
b.	Propriétés.....	39
c.	Les applications du PEEK en odontologie.....	40
III.	Proposition d'un protocole pour une étude pilote visant à étudier le vieillissement des piliers implantaires en zircone ainsi que la vis en PEEK, pour un système implantaire 'tout céramique'.....	45
A.	But et objectifs.....	45
B.	Conception et méthodes.....	45
1.	Conception de l'étude.....	45
2.	Participants et paramètres.....	46
3.	Procédure et matériaux.....	47
4.	Recueil des données.....	49
	Conclusion.....	51
	Bibliographie.....	52
	Table des illustrations.....	58
	Table des abréviations.....	61

Introduction

Dans le domaine de l'implantologie dentaire, les implants en titane sont le plus fréquemment utilisés. En effet, ils sont considérés comme un véritable gold standard (1,2). Cependant, certains cas d'hypersensibilité ont été décrits dans la littérature (3). De plus, face à une demande grandissante de réhabilitation prothétique « metal free », et dans un contexte esthétique exigeant, les implants en zircone ont fait leur apparition et représentent une alternative crédible dans certaines indications cliniques.

Or, nous savons désormais que la zircone peut présenter un phénomène de dégradation hydrique ou vieillissement de la zircone, que nous aborderons.

Ainsi l'objectif de ce travail est d'élaborer un protocole et de mettre en place une étude clinique visant à étudier le vieillissement hydrique de la zircone dans un système implantaire en particulier. Ce dernier est un système implantaire récemment développé, sans métal, avec l'implant et son pilier en zircone reliés par une connexion interne (NobelPearl®) ainsi qu'une vis en polyétherétherkétone (PEEK). Une analyse bibliographique sera réalisée en amont. Nous allons donc tenter de trouver les avantages et les limites des systèmes implantaires en zircone, notamment en comparaison aux implants en titane. Nous nous intéresserons tout d'abord à la zircone en dentisterie, puis en implantologie et enfin à la résine PEEK.

I. La zirconie en dentisterie

A. Présentation du matériau

Le zirconium (Zr) est un élément métallique de numéro atomique 40. Il a été découvert en 1789 par le chimiste Martin Klaproth. Ce matériau a une structure cristalline hexagonale et est de couleur grisâtre. Le Zr n'apparaît pas à l'état naturel sous sa forme pure mais il peut être trouvé en conjonction avec de l'oxyde de silicate et de la zirconie ($ZrSiO_4$) ou sous forme d'oxyde libre (ZrO_2) prenant alors le nom de Baddeleyite.

	1																		18
1	H																		He
2	Li	Be											B	C	N	O	F	Ne	
3	Na	Mg											Al	Si	P	S	Cl	Ar	
4	K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr	
5	Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xe	
6	Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn	

Zirconie (ZrO_2)

Figure 1 : La zirconie est une céramique composée de l'élément zirconium (Zr) et l'élément oxygène.

Les principaux gisements de ce minerai rare sont situés en Afrique du Sud. Ces minéraux ne peuvent être utilisés comme matériaux primaires en dentisterie en raison de la présence de certaines impuretés telles que des éléments métalliques, affectant la couleur, mais aussi de radionucléides naturels tels que l'oxyde de thorium qui le rend radioactif.



Figure 2: Fragment de Baddeleyite (4).

Actuellement l'exploitation se fait principalement à partir de sable zirconifère d'Australie contenant 67% de silicate de zirconium. Ce sable est purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à l'obtention de 93,6 % d'oxydes de zirconium (ZrO_2) minimum pour favoriser une bonne stabilité du matériau. Après ces traitements, il peut être utilisé comme céramique biomédicale (4–6).

La zirconite fait ainsi partie d'une sous famille de céramique. En effet, on classe souvent les céramiques dentaires en 5 grandes familles (7) :

- **Céramiques feldspathiques,**
- **Vitrocéramiques** : ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre puis traités thermiquement pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle.
- **Céramiques** ou plutôt **verres hydrothermaux** : ce sont des matériaux monophasés (sans phase cristalline).
- **Céramiques alumineuses** : leur constituant principal est l'alumine (Al_2O_3).
- **Céramiques à base d'oxyde de zirconium (zirconite)** : apparus plus récemment, ces matériaux possèdent des propriétés mécaniques très élevées.

Ces dix dernières années, l'utilisation de la zirconite comme biomatériau pour les implants et couronnes dentaires a fortement augmenté, en raison de ses propriétés mécaniques supérieures (ténacité et contrainte à la rupture), comme sa résistance à l'usure et sa biocompatibilité (8).

B. Propriétés structurelles

La zirconite (ZrO_2) présente une structure cristalline polymorphique observable sous trois formes : **monoclinique** (m), **cubique** (c) et **quadratique** (q). Pour une température ambiante, la zirconite possède une structure de type monoclinique. Sous l'effet de variations de température, des transformations allotropiques (changement de forme cristalline) se produisent à l'état solide.

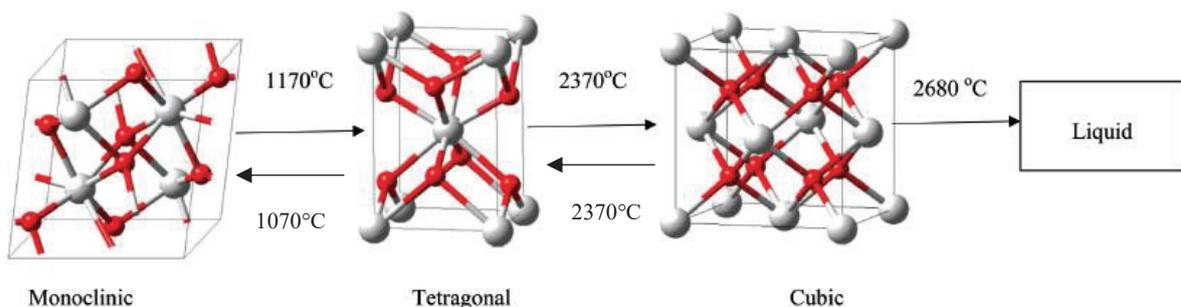


Figure 3 : Changement de structure cristalline de la zirconite en fonction de la température, sous 3 phases différentes. (8)

Deux phénomènes sont à noter :

- La transformation au moment de l'élévation de température de la structure monoclinique à la structure quadratique qui se produit à 1170°C, alors qu'au moment du refroidissement le passage de la structure quadratique à la structure monoclinique se produit environ 100°C en dessous de cette température (Figure 3).
- Après le frittage de ces céramiques, au moment du refroidissement, le changement de structure cristalline s'accompagne d'une expansion de **3 à 4%** volumique qui provoque l'apparition, au sein du matériau, de **contraintes importantes** qui conduisent à sa fracture.

La transformation généralisée de tous les grains du matériau de la phase (q) vers la structure monoclinique (m) lors du refroidissement de la zircone pure est donc rédhibitoire, puisque les pièces se désagrègent spontanément. Face à ce phénomène, les ingénieurs ont donc cherché à stabiliser la structure des céramiques à base de ZrO_2 via l'addition d'oxydes tels que l'oxyde de Magnésium (MgO), l'oxyde de Calcium (CaO), ou l'oxyde de Yttrium (Y_2O_3). Cela permet de maintenir la phase (q) de la zircone lors du refroidissement (sous une forme métastable). Une « zircone partiellement stabilisée » (PSZ : partially stabilized zirconia) est alors obtenue (9).

Pour stabiliser la zircone en une forme exclusivement quadratique, 3 à 4% molaire de Y_2O_3 ont été ajoutés dans la composition de la céramique. Une céramique de zircone partiellement stabilisée (souvent dénommée Y-TZP pour Yttria-doped Tetragonal Zirconia Polycrystal) est ainsi obtenue, ne possédant pas (ou presque pas) à température ambiante de cristaux monocliniques (7).

Ce type de matériau présente des propriétés mécaniques très intéressantes en clinique, notamment en relation avec le mécanisme de renforcement par transformation de phase. Lors de la progression d'une fissure, les contraintes locales très importantes peuvent entraîner la transformation des particules quadratiques (métastables) en particules monocliniques (stables), processus qui s'accompagne d'une expansion dimensionnelle (Figure 5).

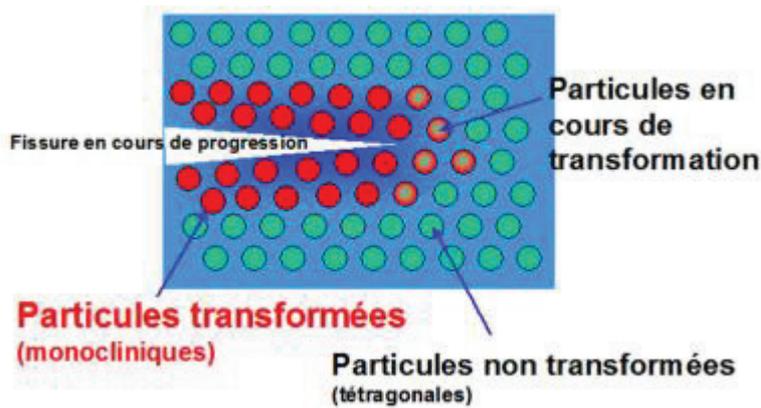


Figure 4 : Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (7)

Le champ de contraintes provoqué par cette expansion s'oppose alors à celui provoquant la propagation de la fissure (7). Ce phénomène se traduit par une augmentation de la ténacité du matériau (sa résistance à la propagation d'une fissure) (10).

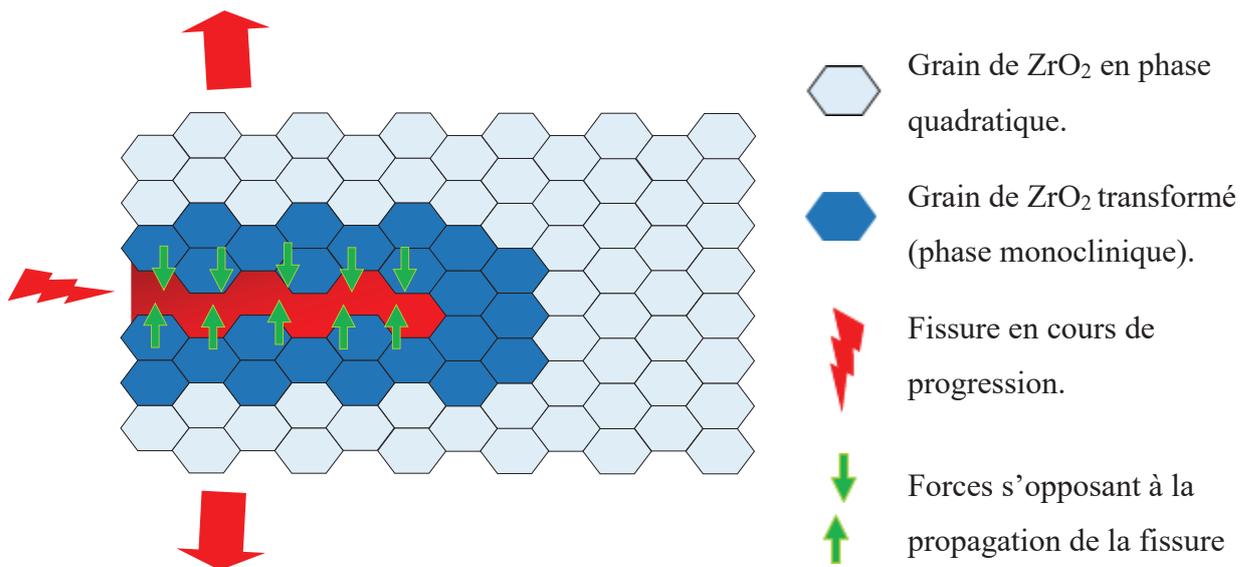


Figure 5 : Schéma illustrant le renforcement par transformation de phase (11).

C. Propriétés physiques et mécaniques

Sous la forme Y-TZP, la zircone présente des propriétés avantageuses par rapport à l'alumine avec notamment une résistance à la flexion et une ténacité (résistance à la rupture) de respectivement de plus de 1000 MPa et 6-8 $MPa\sqrt{m}$ contre environ 500 MPa et 4 $MPa\sqrt{m}$ pour l'alumine. L'alumine a cependant une dureté et une résistance à la compression plus importante que la zircone partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP) (Tableau 1) ; mais en

raison de sa modeste ténacité et de son module d'élasticité défavorable (trop rigide), l'alumine est plus fragile et plus à risque de fracture face à des contraintes défavorables.

Il est important de prendre en compte les traitements de surface appliqués à la zircone, tel que le micro-sablage, qui peuvent modifier les propriétés mécaniques du matériau, notamment la résistance à la flexion (12,13).

Tableau 1: Propriétés de quelques céramiques à visée biomédicale (8).

Propriétés	Unité	Alumine	MG-PSZ	TZP (Y-TZP)	TZP-A (ATZ)	Hydroxyapatite
Composition chimique		99.9%+ MgO	ZrO ₂ + 8–10 mol% MgO	ZrO ₂ + 3 mol% Y ₂ O ₃	ZrO ₂ /Y ₂ O ₃ /Al ₂ O ₃ 95/5/0.25	Ca ₁₀ (PO ₄) ₆ (OH) ₂
Densité	g cm ⁻³	≥3.97	5.74–6	>6	6.05	3.1
Porosité	%	<0.1	—	<0.1 0	—	—
Résistance à la flexion	MPa	>500	450–700	900–1200	1200	600
Résistance à la compression	MPa	4100	2000	2000	2000	~1000
Module d'Young	GPa	380	200	210	210	100–200
Résistance à la rupture K _{ic}	MPa m ^{-1/2}	4	7–15	7–10	12	~3
Coefficient d'expansion thermique	K ⁻¹	8 × 10 ⁻⁶	7–10 × 10 ⁻⁶	11 × 10 ⁻⁶	11 × 10 ⁻⁶	—
Conductivité thermique	W m ⁻¹ K ⁻¹	30	2	2	2	—
Dureté	HVN0.1	2200	1200	1200	1200	350

D. Les différents types de zircone utilisés en dentisterie

Il existe de nombreux types de zircone, dont deux types sont utilisés fréquemment en dentisterie. Nous retrouvons notamment les catégories suivantes (14,15) :

- **Les composites Alumine/Zircone** : Les nouvelles générations de matériaux mettent en œuvre des composites alumine/zircone, ce qui permet à la fois de pallier la fragilité de l'alumine et la sensibilité au vieillissement de la zircone. Ces composites se présentent sous la forme **ATZ** (*Alumina Toughened Zirconia*, c'est-à-dire une matrice de zircone avec des particules d'alumine) ou sous la forme **ZTA** (*Zirconia Toughened Alumina*, avec une matrice d'alumine contenant des particules de zircone pour le renforcement).
 - **ZTA (a)** : Le ZTA est biphasique, avec des cristaux de zircone (5 à 30%) dispersés dans une matrice d'alumine (Al₂O₃). L'ajout de zircone quadratique

partiellement stabilisée améliore considérablement la dureté et la ténacité à la rupture de l'alumine, ce qui se traduit par une résistance élevée à l'usure et une faible dégradation par le vieillissement.

- **ATZ (d)** : La zircone renforcée à l'alumine (ATZ) est un matériau céramique composite composé de petites particules d'alumine dans une matrice très fine de particules de zircone. Dans le domaine de la restauration dentaire, les poudres 3Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal) qui contiennent un ratio assez faible d'alumine sont largement utilisées, afin d'améliorer la résistance à la dégradation hydrique (abordée plus tard) (16).
- La **zircone partiellement stabilisée au magnésium (Mg-PSZ) (b)**. Le Mg-PSZ est un matériau biphasique, composé de grains cubiques avec des précipités quadratiques et dopé à 8% molaire de MgO. Bien que le Mg-PSZ présente un renforcement par transformation de phase (des précipités), les propriétés mécaniques relativement inférieures ont empêché ce matériau d'être largement utilisé dans les applications biomédicales.
- La **Zircone Y-TPZ (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal) (c)**, peut se présenter sous la forme 3Y-TPZ. C'est un matériau monophasique de polycristaux quadratiques, formé par dopage de zircone avec 2 à 3% molaire de Y_2O_3 . La céramique 3Y-TZP a été largement utilisée dans les applications médicales et dentaires, en raison d'une résistance et ténacité supérieure. Elle présente également un renforcement par transformation élevé.

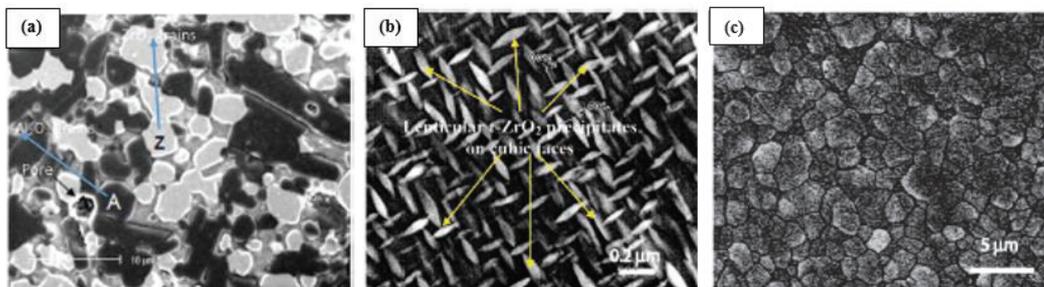


Figure 6 : Microstructure de 3 catégories de zircone renforcées par transformation: (a) Alumine renforcée en zircone (ZTA), (b) Zircone partiellement stabilisée au Mg (Mg-PSZ), (c) zircone stabilisée à l'yttrium (Y-TPZ) (8).

E. Applications dentaires des matériaux céramiques à base de zircon

a. Brackets orthodontiques en zircon

Les supports en ZrO_2 polycristallin, qui auraient la plus grande ténacité parmi tous les matériaux céramiques, ont été proposés comme alternative aux supports en alumine. Ils peuvent cependant présenter des couleurs intrinsèques les rendant moins favorables sur le plan esthétique. Les résistances d'adhésion obtenues, notamment avec des résines composites de collage, semblent être adéquates pour une utilisation clinique. Les résistances d'adhésion obtenues se situent à l'extrémité inférieure de la plage de forces de liaison constatées avec les brackets en alumine. Ces propriétés, combinées à des propriétés de glissement favorables avec des arcs en acier inoxydable et en nickel-titane ainsi qu'une faible adhérence de la plaque en font tout de même une alternative pour le marché des supports esthétiques (17).

b. Armature de Bridges et de couronnes en zircon

i. Armature pour couronne céramo-céramique (CCC)

La zircon, initialement opaque, peut s'utiliser sous la forme d'une chape qui sera secondairement céramisée. Elle se présente sous forme de poudre de zircon que l'on agglomère par frittage à haute température jusqu'à obtention de sa structure quadratique.

Afin de faciliter leur mise en œuvre, la majorité des zircons réalisées en odontologie sont usinées sous cette forme pré-frittée, ce qui permet d'envisager cette fabrication dans la plupart des laboratoires de prothèse. Les blocs pré-frittés sont usinés surdimensionnés (pour tenir compte de la densification lors du frittage), puis frittés à la densité maximale.

ii. Armature Bridges

Les bridges céramo-céramiques à armature zircon ont un taux de survie à 5 ans de 90,4% (84,8-94,0%), s'approchant fortement du comportement des constructions céramo-métalliques (taux de survie de 93,8% IC [87,9-96,9] à 5ans) (16). Bien qu'offrant une bonne résistance mécanique, les bridges à armature zircon ont cependant un risque de fracture de la céramique cosmétique qui reste 3 fois plus élevé à 5 ans que pour les reconstructions de type céramo-métallique. Le taux de fracture ou d'écaillage de la céramique cosmétique est plus important pour les bridges à base zircon (4 à 5 fois plus élevé à 5 ans) que pour les restaurations unitaires céramo-céramiques (16).

La très faible conductivité thermique de la zircone peut favoriser des contraintes résiduelles à l'interface céramique-zircone. Pour limiter ce phénomène, les fabricants préconisent de réaliser des chapes homothétiques de la morphologie finale et non de la préparation, pour avoir une épaisseur régulière de céramique feldspathique. En outre, l'amélioration de la liaison entre la céramique d'armature et la céramique cosmétique est un objectif crucial pour réduire le risque d'échec ou de complication.

Différents traitements de surface ont été mis en place dans le but d'augmenter la force de la liaison entre la zircone d'infrastructure et la céramique cosmétique. Une méta-analyse a cependant montré que ces différents traitements de surface permettent de diminuer l'incidence des défaillances adhésives au détriment de la prévalence des défaillances cohésives (16,18).

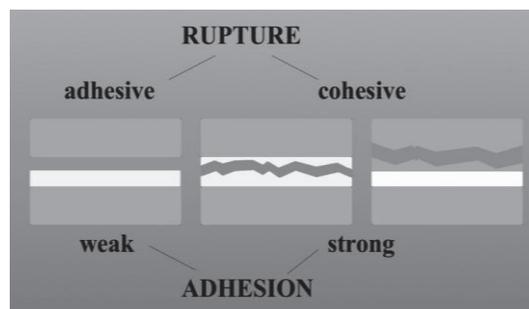


Figure 7 : Rupture adhésive ou rupture cohésive (19).

c. Couronne monolithique en zircone

Ce nouveau concept de couronne monolithique dit « tout zircone » a été développé face aux difficultés de gestion des patients bruxomanes et dans les situations de faible espace prothétique. Cette solution prévient aussi le phénomène d'écaillage (« chipping »), maillon faible des céramiques cosmétiques montées ou pressées sur une infrastructure. Les premières zircons utilisées en odontologie étaient blanches et opaques et souvent réservées aux chapes prothétiques. Depuis quelques années, les industriels ont amélioré la translucidité en diminuant la concentration en alumine ou en augmentant la concentration en yttrium. Pour les couronnes en zircone monolithique, le taux de fracture à 5 ans est de l'ordre de 2% pour les couronnes postérieures et de 1% pour les couronnes antérieures (16).

Trois sortes de zircons sont proposées par les fabricants en fonction de la situation clinique :

- Pour les chapes des secteurs antérieurs et postérieurs, une zircone classique est généralement utilisée, le plus souvent avec une résistance à la flexion supérieure à 1100 MPa, tel que Zenostar[®] MO d'Ivoclar vivadent ou Lava[®] Frame de 3M Espe (16).
- Pour les secteurs postérieurs, une zircone monolithique translucide sera suffisante, le plus souvent colorée, avec une valeur de résistance à la flexion là aussi supérieure à 1100 MPa tel que Lava[®] Plus de 3M Espe ou Cercon[®] HT de Dentsply-Degudent (16).
- Enfin, pour les secteurs antérieurs, il sera préféré une zircone monolithique hautement translucide, qui présente cependant une résistance à la flexion plus faible, généralement comprise entre 600 et 700 MPa. Avant l'étape de frittage, la zircone peut être colorée, ce qui permet ainsi d'obtenir des dégradés de teinte directement dans la matière, ce qui est intéressant pour les zircons de très haute translucidité. Il est possible de citer Prettau[®] anterior de Zirkozahn ou Z-CAD[®] Smile de Metoxit (16).



Figure 8: Zircons monolithiques (sans coloration), translucide à gauche et hautement translucide à droite (prothésiste de laboratoire Pierre Bousquet, Laboratoire Zir Tech Center, Frontignan, France) (16).

d. Inlays-cores en zircone

Les tenons préfabriqués non métalliques (en céramique (ZrO_2 blanc) et en résine renforcée en fibres) ont été développés comme alternatives aux inlay-cores métalliques. Les tenons en ZrO_2 ont une résistance à la flexion élevée, sont biocompatibles et sont très résistants à la corrosion. Cependant, le fraisage en bouche est compliqué et le retrait du canal en cas de retraitement endodontique est également délicat. Les tenons en zircone avec une rugosité de surface sont préférés pour une bonne rétention micromécanique aux ciments adhésifs. Les tenons en zircone offrent une excellente opacité radiographique. La résistance signalée devient un inconvénient important si le tenon doit être retiré ultérieurement (8,20).



Figure 9: (a) tenon radiculaire en céramique zircone, (b) tenons radiculaires en zircone dans les canaux radiculaires (c) les tenons radiculaires peuvent être équipés de revêtements céramiques par pressée (8).

Outre cette limite, le succès clinique à long terme d'un tenon radiculaire associé à une reconstitution corono-radiculaire par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) diffère selon les études, avec un risque de fracture mis en avant dans l'étude de Habibzadeh et al. , conduisant alors à une extraction quasi systématique en cas de fracture du tenon (21). D'autres part, certaines études montrent un taux de survie similaire aux autres moyens de reconstitution corono-radiculaires, tel que l'étude rétrospective sur 10 ans de Bateli et al. (22). Le développement de la conception et fabrication assistée par ordinateur (CAD/CAM) a permis la conception d'inlay-cores en zircone qui présentent des résultats cliniques très satisfaisants selon une étude prospective sur 5 ans (23).



Figure 10 : Inlay-core en zircone produit par conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO).

Les industriels se penchent actuellement sur le développement de tenons radiculaires composés de couches de matériaux différents (dont ZrO_2 et Ti par exemple) afin de mieux répartir les contraintes subies et transmises par le tenon (8).

e. Zircone et prothèse amovible

L'utilisation de ZrO_2 pour la fabrication d'une barre de zircone sur implants et d'une prothèse amovible complète en zircone a également été décrite. Outre sa bonne biocompatibilité, l'hygiène est facilitée en raison des surfaces lisses (8,24).



Figure 11: Prothèse amovible supra implantaire hybride céramique; réalisée en zircone avec revêtement vitrocéramique pour la fausse gencive. Des parties femelles à friction en nylon sont montées dans l'intrados de la prothèse (24).

La technologie CAD/CAM, utilisée ici, permet non seulement une réduction des coûts, à qualité égale des matériaux, mais également une précision d'adaptation normalisée de haut niveau. Par contre, de telles reconstructions ne peuvent être utilisées que dans des cas pour lesquels un rebasage ou des réparations de la base prothétique ne sont pas prévus (24).

f. Les implants en zircone

Les implants en zircone ont été introduits comme une alternative aux implants en alumine, en raison de leurs propriétés mécaniques supérieures. Le sujet étant au cœur de notre travail, il est abordé plus en détail dans la Partie 2.

g. Les piliers implantaires en zircone

Les piliers implantaires en zircone peuvent être utilisés comme alternative aux piliers supra implantaires en titane. Ils ne présenteraient pas de taux de survie significativement différent par rapport aux piliers supra implantaires en titane, selon une récente méta-analyse (25).

Une étude *in vitro* a formulé l'hypothèse selon laquelle le pilier en zircone entraîne plus d'usure de l'interface implantaire en titane qu'un pilier en titane. Le but de cette étude étant d'évaluer l'usure des pièces prothétiques implantaires soumises à des sollicitations mécaniques cycliques, une comparaison a été effectuée entre des assemblages avec pilier en zircone ou en titane (26). Le titane du col implantaire a présenté plus d'usure sur les assemblages à pilier en zircone que sur ceux à pilier en titane. Si l'impact clinique n'est pas évalué dans cette étude, il est probable que l'usure de la connectique entraîne des complications prothétiques à terme (26). Face à cette hypothèse, il peut être intéressant de s'intéresser à l'usure d'une connectique zircone/zircone.

II. Céramique et résine PEEK en implantologie

A. La céramique en implantologie

a. Matériau implantaire et conception

i. *Evolution du matériau*

La première génération d'implants en céramique a été mise au point dans les années 1960 par les précurseurs Willi Schülte pour l'implant de Tübingen et le Professeur Sami Sandhaus avec l'implant CBS (« Crystalline Bone Screw »). La première génération d'implants en céramique était conçue en oxyde d'aluminium ou alumine. Les implants en oxyde d'aluminium s'ostéo-intègrent à l'os mais possèdent cependant des propriétés mécaniques réduites avec une résistance à la fracture insatisfaisante.

Les études cliniques de ces implants montrent des taux de survie à long terme compris entre 65 et 92%. L'hétérogénéité de ces résultats n'a pas permis une recommandation claire d'utilisation de ces implants. Ainsi, les implants en oxyde d'alumine ont été retirés du marché dans les années 90 (27).

Les implants en zircone ont donc été introduits comme une alternative, avec des propriétés mécaniques supérieures. La zircone a tout d'abord servi à la réalisation de couronnes et de piliers implantaires. Par la suite, les implants en zircone stabilisés à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP) se sont révélés comme céramique de choix pour les implants dentaires (28). Outre sa bonne biocompatibilité et sa faible affinité avec la plaque dentaire, la zircone possède des propriétés mécaniques intéressantes avec une bonne résistance à l'usure, à la corrosion et à la fracture ainsi qu'une haute résistance à la flexion (supérieure aujourd'hui à 1000 MPa). Ces excellentes propriétés mécaniques sont en partie dues au phénomène de renforcement par transformation de phase (Figure 5).

Cependant, un point faible de la zircone est sa tendance au vieillissement en milieu humide (LTD « low-temperature degradation »), qui tient aussi de son caractère 'métastable' et que nous détaillerons par la suite.

ii. *Implant en céramique monobloc vs. Implant et pilier implantaire*

Les implants en zircone produits jusqu'ici ont majoritairement été des implants monoblocs. Cela permet de renforcer le système implantaire et d'éviter un vissage compliqué dans la zircone, mais aussi de supprimer le « micro-gap » entre l'implant et son pilier. Ce « micro-

gap » est considéré comme potentiel point de départ de la colonisation bactérienne pouvant entraîner une fonte osseuse péri-implantaire. Les implants monoblocs présentent certains inconvénients tels que le risque de non concordance entre l'axe implantaire et l'axe prothétique. Cela induit notamment une exposition à des forces subies dès la phase d'ostéointégration, ce qui peut entraîner son échec. La correction du pilier du monobloc par fraisage altérerait la structure de la zircone. Le fraisage peut créer des défauts de surface pouvant affecter la résistance à la fracture de la zircone (29). Face à cette difficulté de concordance entre l'axe implantaire et l'axe prothétique, aucun monobloc angulé pouvant corriger cet écart n'existe.

De plus, le scellement de la couronne implantaire est la seule option avec ce système. Ceci demande ainsi une prudence extrême dans la gestion des excès de ciment qui même minimes doivent être gérés, afin d'éviter les risques de dommages sur les tissus péri-implantaires. Une méta analyse récente montre en effet des complications biologiques et techniques significativement plus élevées pour les restaurations scellées que transvissées (30,31).



Figure 12 : Différents types d'implants disponibles en une ou deux pièces (32).

Face aux problèmes évoqués précédemment et à la demande croissante de prothèse implantaire vissée, quelques systèmes implantaires « deux pièces » sont désormais disponibles. Néanmoins, concernant l'application clinique des implants zircone en 2 parties, il existe relativement peu de littérature à ce sujet, particulièrement en ce qui concerne les études de haut niveau de preuve (33).



Figure 13 : Implant en céramique monobloc et implant + pilier implantaire (32,34).

b. Données physiques et mécaniques des implants en zircon

Les forces occlusales transmises à l'implant mis en fonction ainsi que les caractéristiques de l'implant en lui-même (design et type de connexion par exemple) influencent fortement la résistance à la rupture de l'implant. Diverses études cliniques ont rapporté une résistance à la flexion et une ténacité à la rupture de la 3Y-TZP à 900-1200 MPa et 6-8 MPa \sqrt{m} respectivement. L'ATZ présente la résistance à la flexion la plus élevée de toutes les céramiques, à la fois à température ambiante (1800–2400 MPa) et à des températures élevées (> 800 MPa à 1000 °C). Il présente également des propriétés mécaniques améliorées et une résistance aux chocs thermiques améliorée en raison de sa capacité à maintenir sa résistance lors d'un refroidissement rapide. Il semblerait que les implants en deux pièces aient une résistance à la fracture inférieure aux implants monoblocs, car la connexion implant-pilier serait le site de rupture privilégiée.

La macro-conception des implants en zircon, comme la profondeur du filetage, le diamètre et la conception du col de l'implant, sont des critères importants qui doivent être évalués avant de sélectionner un système implantaire. Face à la surcharge mécanique qui est considérée comme l'une des principales causes de la rupture de l'implant, les implants en zircon d'un diamètre inférieur ou égal à 3,25 mm ne sont pas recommandés pour une utilisation clinique. Il apparaît raisonnable de privilégier des systèmes ≥ 4 mm de diamètre pour les implants en 2 pièces. Le design du filetage de l'implant est un paramètre majeur dans l'initiation et la propagation des fissures. Un filetage profond risque de créer des forces de flexion inutiles sur le corps de l'implant, en particulier chez les patients présentant un os dense. Un filetage profond doit donc être évité, de même qu'un filetage pointu, étroit et avec des modifications de surfaces. Cela peut réduire les propriétés mécaniques de l'implant (35).

c. Propriétés esthétiques et optiques de la zircone

Un avantage important de la zircone face au titane est un résultat esthétique favorable en zone antérieure avec un biotype gingival fin (36). L'esthétique est un critère de plus en plus prépondérant pour les patients dans le contexte de la dentisterie moderne. Le gold standard qu'est le titane propose un implant par définition gris enfoui sous la gencive, tandis que la zircone propose une alternative de couleur blanche donc supposément avec un meilleur résultat esthétique.

La méta-analyse de Cai et Al. (2018) s'intéresse tout particulièrement à la décoloration des tissus mous en utilisant une approche quantitative basée sur une mesure de l'espace chromatique (CIELAB). Les 8 études compilées ont permis de mettre en exergue une diminution significative de la coloration des tissus lorsque des piliers en zircone étaient utilisés plutôt que des piliers en titane (Différence de Moyenne = - 1.84; Intervalle de confiance à 95% = - 3.62 à - 0.07; p-value = 0.04 < 0.05) (37).

La revue critique de Sivaraman et al. (2017) en regroupant 47 articles scientifiques confirme la supériorité esthétique des piliers en zircone par rapport au titane (38).

Néanmoins les études modernes mettent en avant la difficulté de l'évaluation de ce critère. En effet, la décoloration du tissu mou est forcément en lien intime avec des facteurs opérateur dépendant (positionnement de l'implant, point de l'évaluation de la couleur) et patient dépendant (épaisseur gingivale, couleur de la gencive etc.). En outre il n'existe pas d'uniformisation de l'indice d'évaluation de couleur entre les tissus. C'est ainsi que la plus récente et plus robuste méta-analyse Hu et al. (2019) (25) conclut à une absence de différence statistiquement significative d'un point de vue esthétique entre l'utilisation de la zircone et du titane. Ces résultats sont en accord avec ceux trouvés dans la méta-analyse de Pitta et al. (39) qui décrit une décoloration des tissus moindre autour des piliers zircone que ceux en titane, mais avec une différence non significative.

À la lumière de ces résultats, l'argument avancé par les fabricants d'une supériorité visuelle de la zircone ne saurait être aujourd'hui suffisant pour justifier l'emploi clinique de cette alternative. De plus, face à un contexte esthétique exigeant, l'alternative d'un aménagement muqueux par greffe peut aisément être envisagée.



Figure 14: Situation clinique après 3 mois avec piliers expérimentaux en zircone (côté droit du patient) et en titane (côté gauche du patient) (31).



Figure 15: Exemple de préjudice esthétique observable avec un implant + pilier titane, en présence d'un biotype gingival fin : coloration grisâtre de la muqueuse en regard de l'implant titane en 22 (6).



Figure 16: Situation clinique avec légère récession gingivale sur la 41, laissant apparaître le pilier implantaire en titane et coloration grisâtre de la gencive en regard (Collection photographique du Dr Noharet).

d. Données biologiques des implants en zircone

La zircone et les céramiques à base de zircone sont des biomatériaux chimiquement inertes, ce qui favorise une bonne adhérence cellulaire et une excellente réponse tissulaire tout en limitant les effets indésirables locaux ou systémiques.

i. *Biocompatibilité avec les tissus mous*

Plusieurs études sur divers animaux comme les rats, les souris, les lapins, les singes et les chiens ont rendu compte du comportement dans les tissus mous des céramiques à base de zircone. Ces tests *in vivo* effectués avec différentes formes structurales (TZP, PSZ) de zircone dans différents sites d'implantation ont conduit à l'analyse de la toxicité systémique et des effets indésirables dans les tissus mous implantés.

Seules quelques études ont traité du PSZ dans les muscles des rongeurs. Les polycristaux de zircone (Y-PSZ) avaient tendance à être encapsulés avec du tissu fibreux, comme observé pour les échantillons de contrôle d'alumine, lorsqu'ils ont été implantés dans les muscles para-rachidiens de rats. La céramique Y-PSZ a également provoqué réponse similaire à celle

du témoin en alumine, après implantation sous-cutanée chez le rat pendant une période ne dépassant pas les 12 mois.

Dans tous les cas, la zircone n'a mis en évidence aucune forme de réaction tissulaire indésirable, ce qui suggère que la zircone est un matériau céramique biocompatible. Outre les études *in vivo*, les études *in vitro* donnent des résultats en faveur d'une biocompatibilité de la zircone (8).

L'étude *in vivo* sur la souris réalisée par Lee et al. en 2019 reporte une capacité d'adhésion améliorée et un meilleur taux de croissance cellulaire des fibroblastes sur la zircone, comparativement au titane, ainsi qu'un taux de prolifération supérieur. Celle-ci suggère pour la zircone un joint muqueux plus favorable, en comparaison avec les implants en titane (40).

Or, la qualité du joint muqueux a une importance primordiale en implantologie, notamment en raison de l'absence de fibre dento-gingivale, étant donné l'absence de ciment à la surface de l'implant. En effet, les fibres de collagènes de la muqueuse péri-implantaire sont soit attachées au périoste de la crête osseuse et se projettent parallèlement à la surface implantaire, soit alignées en gros faisceaux qui courent selon des trajets variables plus ou moins parallèles à la surface de l'os (41).

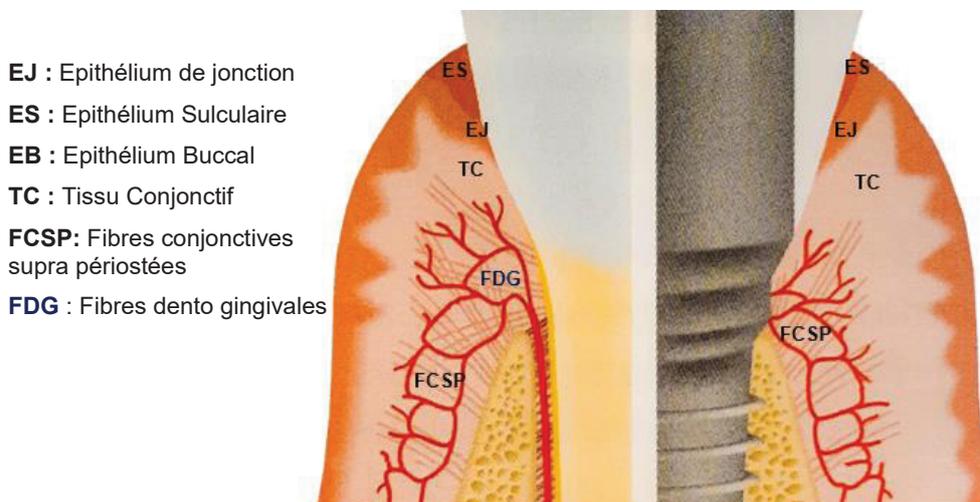


Figure 17 : Principales différences entre le modèle parodontal et le modèle péri-implantaire (41).

ii. Ostéointégration

Le succès thérapeutique en implantologie repose sur l'ostéointégration et l'intégration tissulaire, qui dépendent des propriétés biologiques et mécaniques du biomatériau, des particularités tissulaires, de la localisation de l'implant et des variations individuelles.

L'ostéointégration est la connexion directe entre l'implant et le tissu osseux, sans interposition de tissus mous (9).

Deux paramètres sont souvent étudiés afin de juger l'ostéointégration de l'implant :

- Le contact os-implant (Bone-Implant contact : BIC), est une mesure histomorphométrique permettant d'évaluer la qualité de l'ostéointégration en estimant le pourcentage d'os, au niveau microscopique, en contact direct avec la surface de l'implant (Figure 18).

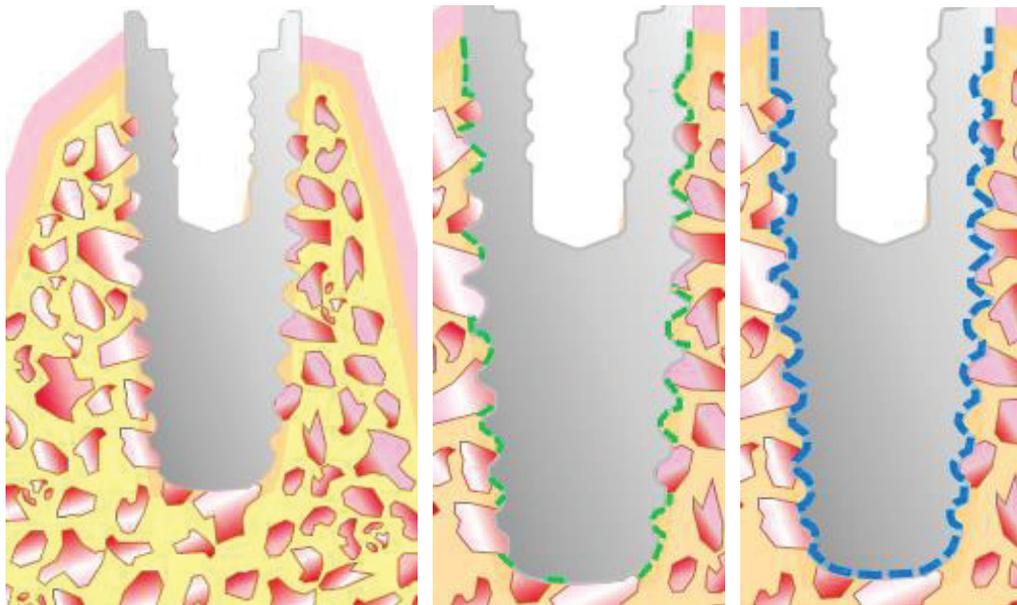


Figure 18: BIC = Zone en pointillés verts / Zone en pointillés bleu x 100, soit le pourcentage d'os mature en contact direct avec la surface de l'implant sur la totalité de la surface implantaire intra osseuse.

- La valeur de couple nécessaire pour la dépose de l'implant (Removal Torque : RT) mesure des forces nécessaires au retrait de l'implant hors de son ancrage osseux. Les résultats permettent d'objectiver la qualité de l'ostéointégration de l'implant : une valeur importante est synonyme d'un implant davantage ancré dans l'os.

Diverses études *in vitro* et *in vivo* ont révélé la nature ostéoconductive de la zircone sans effet oncogène, mutagène ou cytotoxique sur l'os et les fibroblastes après implantation dans les os ou les muscles (35).

L'étude de Pieralli et al. (2017) (42) est une méta-analyse regroupant 54 investigations effectuées sur des animaux d'espèces diverses. Elle conclut à une absence de différence

significative entre le BIC de la zircone et du titane ($p > 0.31$), mais note une différence importante de résultats inter espèces. Il reste donc incertain de pouvoir extrapoler à l'homme cette absence de différence d'ostéointégration entre les matériaux. Il en est de même du couple nécessaire pour la dépose de l'implant (RTQ) qui n'est pas statistiquement différent pour les implants titane ou zircone ($p = 0,44$) (42). Concernant le BIC, les résultats sont confirmés par une étude plus récente de Roehling et al. (2019) (43). En ce qui concerne le RTQ, il est décrit comme statistiquement réduit ($p < 0,05$) pour la zircone dans cette dernière étude, avec des résultats contradictoires en fonction des espèces. Une limite de cette étude est l'absence de prise en compte des caractéristiques de surface comme un facteur confondant, la rugosité quantitative de surface n'ayant pas été décrite dans certaines études. Ce manque d'information concernant l'état de surface implantaire rend ainsi la comparaison et l'interprétation des résultats entre les différentes études expérimentales difficilement possible. Nous retrouvons la même difficulté dans l'étude de Hafezeqoran et Koodaryan (44), publiée en 2017, qui appelle à interpréter les résultats prudemment, en raison de multiples facteurs de confusion (méthode d'évaluation du BIC, différence inter espèces, topographie de surface, design de l'implant et dimensions, etc). Cette dernière méta analyse avait conclu à une équivalence de BIC entre le titane et la zircone usinée et à un meilleur BIC pour la zircone mordancée par acide par rapport au titane (44).

iii. Microbiologie

L'inflammation de la muqueuse péri-implantaire et la péri-implantite ne sont pas inhabituels pour les implants en titane. Les méta-analyses de la prévalence des maladies péri-implantaires ont révélé des valeurs moyennes pondérées pour la mucite et la péri-implantite de respectivement 43% (IC 95%: 32–54) et 23% (IC 95%: 14-30). Or, l'infection bactérienne est un facteur déclenchant de la péri-implantite. Des études ont confirmé la causalité entre l'accumulation de plaque sur les implants et l'inflammation de la muqueuse péri-implantaire. Il a été postulé que le biofilm bactérien s'accumule moins facilement sur la zircone que sur le titane. Il est ainsi possible d'émettre l'hypothèse selon laquelle les tissus mous péri-implantaires entourant les implants en zircone peuvent être à plus faible risque d'inflammation et donc d'infection. Les piliers en zircone ayant une faible énergie libre de surface et une mouillabilité de surface faible, cela permettrait de réduire l'adhérence des bactéries (27).

Un test *in vitro* a montré des différences d'adhérence de certaines espèces microbiennes sur la zircone et le titane. La colonisation précoce dans l'expérience *in vivo* a montré moins

d'accumulation de bactéries sur les disques de zircone par rapport aux disques de titane, avec une prévalence plus faible de bâtonnets. La plaque bactérienne se développant sur les surfaces de zircone a été jugée moins mature que la plaque bactérienne se développant sur le titane. Une étude *in vivo* a comparé l'accumulation de plaque en 24 heures sur des disques de zircone et de titane. Ces disques de rugosité de surface similaire ont été placés dans un dispositif amovible. Une différence significative a été trouvée dans la zone couverte par les bactéries entre les disques de zircone ($12,1 \pm 1,96\%$) et les disques en titane ($19,3 \pm 2,9\%$) (27).

L'effet de différents types de pilier implantaires sur la santé du tissu péri-implantaire a été étudié dans la méta-analyse de Sanz-Martín et al. (45). Celle-ci n'a révélé aucune différence significative, bien qu'il y ait eu une tendance à l'augmentation du niveau de plaque pour les piliers en titane par rapport aux piliers en zircone (d'une différence moyenne de 20% avec $p < 0.068$). Ce résultat semble être confirmé dans les enquêtes *in vivo* où la colonisation bactérienne a été comparée, bien que d'autres études soient en contraste avec ces résultats (45).

iv. Réactions inflammatoires

Selon la méta-analyse de Sanz-Martín et al. , il y a une diminution statistiquement significative du saignement au sondage (*bleeding on probing* ou BOP) pour les piliers implantaires en zircone par rapport aux piliers en titane, avec une différence moyenne pondérée d'environ 27% [$n = 3$; WMD = -26.96 ; 95% CI (-45.00 ; -8.92); $p = 0.003$]. Ce saignement au sondage diminué serait dû à une rétention de plaque plus faible, due aux propriétés de surface de ce matériau induisant un degré d'inflammation plus faible (45,46).

Une revue systématique de 2018 a observé une incidence plus forte de récessions pour les piliers implantaires zircons comparés aux piliers métalliques. La rugosité de surface du pilier influence l'attache des tissus mous adjacents. En effet, la rugosité de surface optimale a été définie à 200 nm pour établir un joint épithélial. Ainsi, l'hypothèse d'une surface hautement polie de la zircone pouvant induire des récessions a été émise (30).

e. Comportement radiographique

La zircone est radio opaque cependant, elle ne crée pas d'artefact lors d'un scanner ou d'un Cone Beam (ou CBCT pour cone beam computed tomography), ce qui représente un point fort pour ce matériau. Elle est facilement visualisable sur les clichés et n'altère pas l'interprétation des images. Ainsi, face aux 2 matériaux que sont le titane et le

polyéthérétherkétone (ou résine PEEK), la zircone est celle qui a le meilleur comportement radiologique. L'alliage de titane est quant à lui radio opaque et entraîne de légers artefacts sans distorsion des images. Le PEEK est radio transparent, ce qui complique la lecture des clichés radiographiques.

f. Avantages et limites de la zircone en implantologie

Les résultats esthétiques sembleraient avantageux dans des zones esthétiques avec un biotype gingival fin (36). En effet les piliers implantaires en zircone ont tendance à avoir un meilleur résultat esthétique au niveau de la muqueuse péri-implantaire (37,47). De plus, en cas de légère récession gingivale, le rendu esthétique sera plus favorable.

Ce paramètre est cependant difficile à évaluer et n'est pas aujourd'hui démontré de manière systématique dans la littérature (25,39).

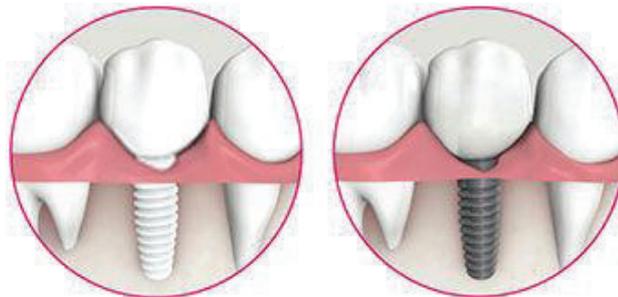


Figure 19 : Situation après récession gingivale (48)

De plus, la zircone a l'avantage d'être radio opaque mais de ne pas créer d'artefact, en cas d'interprétation ou d'évaluation 3D nécessaire.

La zircone présente une haute biocompatibilité et une forte résistance à la corrosion. De plus elle ne cause aucune hypersensibilité et réaction allergique, alors que certaines personnes se sont avérées sensibles à la présence de métal en bouche (3,49).

La zircone est la seule alternative actuellement envisageable pour les patients désirant des réhabilitations implantaires sans métal.

Les piliers implantaires en zircone sembleraient également réduire le saignement au sondage et l'accumulation de plaque selon une méta analyse de 2017 (45).

Une potentielle limite pour la zircone stabilisée utilisée dans le milieu buccal a été découverte dans le milieu de l'orthopédie dans un premier temps (50,51) mais aussi pour les implants dentaires en Y-TZP. Il s'agit de la dégradation à basse température (aussi appelé

vieillessement) en présence de vapeur d'eau, qui peut générer une dégradation de la surface de la zircone, une diminution de propriétés mécaniques et dans le pire des cas un risque de fracture (52–54).

g. Performance et résultats des implants zircone en clinique.

i. *Taux de survie des implants en zircone (ZrO₂).*

La méta analyse de Haro Adánez et al. (55) a étudié les résultats cliniques des implants en zircone avec notamment leurs taux de survie et de succès. Elle a ainsi trouvé un taux de survie global sur une période de 1 à 7 ans de 95% (IC 95% [91%-97%]) pour les implants en zircone. En se focalisant sur les implants en zircone 2 pièces uniquement, le taux de survie passe à 94 % pour une période d'observation de 1 à 3 ans (IC95 % [87%–97 %]). Des études de plus longue durée sont donc requises et il n'existe pas encore assez de données cliniques actuellement pour les implants 2 pièces (55).

Une autre méta-analyse publiée en 2018 fait la distinction entre les implants en zircone commercialisés (CA ou "commercially available") et les implants en zircone non disponibles sur le marché (NCA ou "not commercially available"). Le taux de survie à 1 an des implants NCA est ainsi de 91.2% (IC95 % [85.7%–96.6 %]) contre 98.3% (IC95 % [97.0%–99.6 %]) pour les implants CA. Cette méta-analyse conclut ainsi pour les implants zircone CA une pièce à des taux de survie moyens (à 1 et 2 ans) similaires aux taux de survie trouvés dans la littérature pour les implants en titane. Comme pour l'étude précédente, il a été souligné la nécessité d'évaluer les taux de survie sur des périodes plus longues et l'absence de données suffisantes pour les implants en zircone 2 pièces (33).

ii. *Taux de survie du pilier en zircone sur implant en titane.*

Vechiato-Filho et al. (56) se sont intéressés aux piliers en zircone dans les cas de réhabilitation des édentements postérieurs. Ils ont trouvé un taux de succès à 5 ans de 99.3% pour les piliers en zircone contre 99.57% pour le titane. En ce qui concerne les complications mécaniques (perte de vis, fracture de la vis, fracture du pilier et échec de la céramique cosmétique) et biologiques, il n'y aurait pas de différence significative sur le court terme ($p \geq 0.05$). Il est souligné ici la nécessité de plus de résultats à long terme (56).

En s'intéressant à l'influence du matériau du pilier implantaire, la récente méta-analyse de Hu et al. (2019) ne trouve pas de taux de survie significativement différent entre les piliers zircons et titanes (25).

h. Vieillissement de la zircone

i. *Présentation du phénomène de vieillissement de la zircone*

En présence d'eau ou de vapeur d'eau, une transformation lente de la phase quadratique (q) à la phase monoclinique (m) se produit. Cette transformation débute en premier lieu sur des grains spécifiques, présents à la surface de la structure. La transformation initiale de grains spécifiques peut être liée à leur état de déséquilibre, à une plus grande taille, une teneur en yttrium plus faible, une orientation spécifique par rapport à la surface, la présence de contraintes résiduelles ou encore la présence de phase cubique.

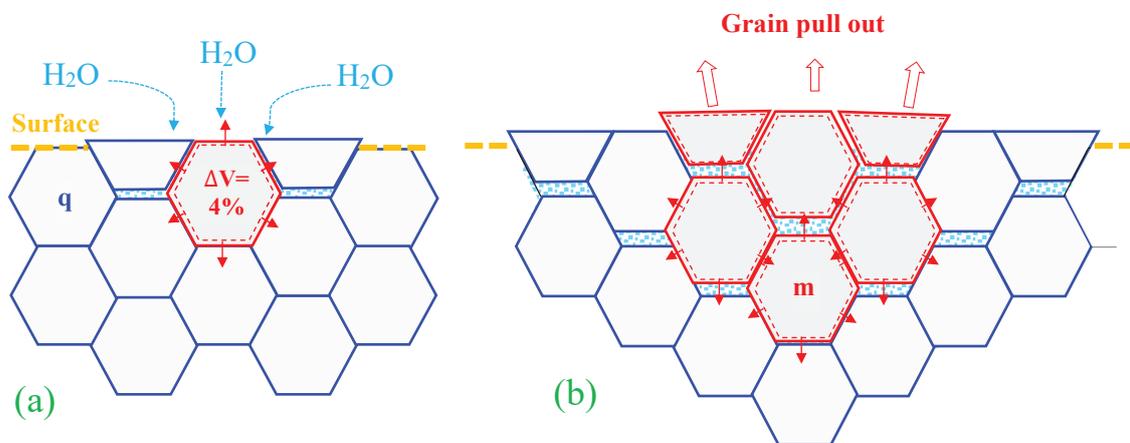


Figure 20: Schéma du processus de vieillissement se produisant dans une coupe transversale, montrant la transformation de proche en proche. Nucléation sur un grain particulier à la surface entraînant des contraintes pour les voisins (a) Croissance de la zone transformée, conduisant à une microfissuration extensive et à une rugosité de surface (b). Les grains transformés sont rouge. Le chemin en bleu clair piqueté représente la pénétration de l'eau (50).

Comme décrit sur le schéma ci-dessus, cette transformation localisée conduit alors à une cascade d'événements se produisant de proche en proche : la transformation d'un grain entraîne une augmentation de volume contraignant les grains voisins, et entraînant des microfissurations.

La présence de microfissures fait progresser l'eau vers des grains plus profonds et induit une extension de la transformation en profondeur (50). Outre la propagation progressive de la dégradation hydrique inter-grains, la transformation q-m (quadratique à monoclinique) se propage progressivement au sein même d'un grain, en débutant par ses coins (Figure 21).

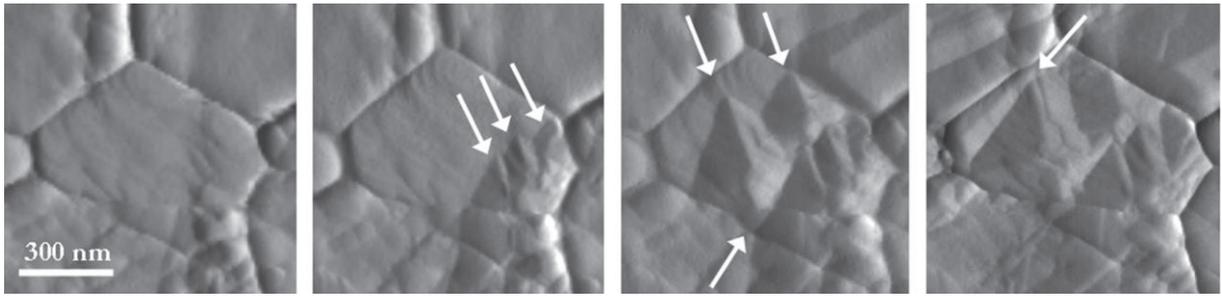


Figure 21 : Transformation progressive d'un grain, à des temps de vieillissement artificiel différents (20, 25, 30, 45 min à 383K) (57).

Cela provoque l'accroissement de la rugosité de surface, produisant ainsi une détérioration progressive du matériau.

Le vieillissement entraîne donc des contraintes de compression et de la microfissuration de la zone transformée. La sévérité du vieillissement dépend de l'équilibre entre ces deux facteurs (27). Il peut être influencé par divers aspects du processus de production, tels que la densité du matériau, l'état de surface ou encore la taille des grains (vieillissement plus lent pour des grains de taille réduite). Une zircone à faible densité favorise l'accès aux molécules d'eau et il semblerait que la transformation soit localisée préférentiellement autour de micro rayures (11,58).

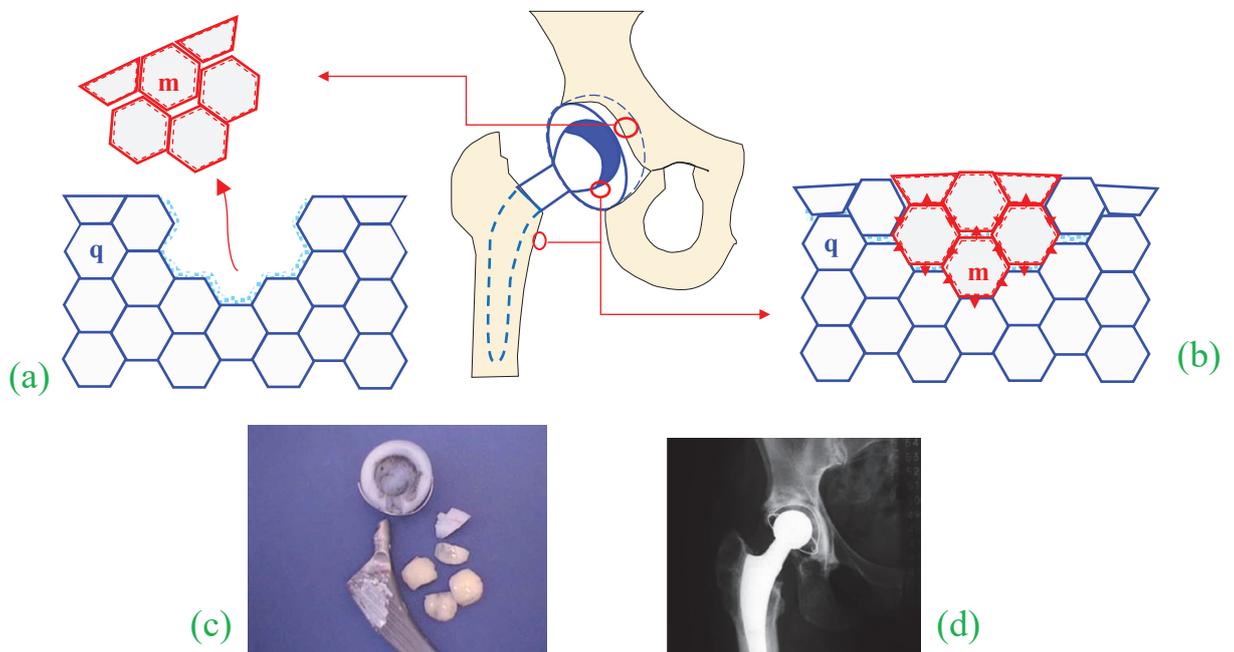


Figure 22 : Schéma illustrant les conséquences du vieillissement sur les implants de hanche en zircone, avec un vieillissement différent selon les contraintes subies, avec un risque de microfissuration et de défauts de surface (a) pouvant conduire à une fracture (c) et de descellement aseptique suite à la réponse inflammatoire (d) induite par les modifications de surface (b) (11).

ii. Conséquence du vieillissement de la ZrO_2 : Exemple de l'orthopédie.

Ce problème de dégradation hydrique, était initialement décrit comme négligeable dans des conditions *in vivo*, jusqu'en 2001, avec la rupture de plusieurs centaines de prothèses fémorales en zircone sur une courte période, qui a par la suite été attribué à un processus de vieillissement hydrique accéléré. Il a par ailleurs été dénombré un certain nombre de ruptures de prothèses de hanche (Figure 22. c) et d'ostéolyse (Figure 22. d), donnant lieu à des mesures de sécurité sanitaire prises par l'Afssaps avec interdiction d'utilisation de certains lots de prothèses de hanche avec une tête en céramique zircone (59). Cette série de cas a eu un impact catastrophique sur l'utilisation de la zircone dans le domaine de l'orthopédie, face à une dégradation hydrique de prothèses soumises à une utilisation normale, soulevant le problème de la stabilité à long terme de la zircone (50,60). En orthopédie, la zircone Y-TZP a été remplacée par des composites alumine-zircone (de type ZTA).

Dans un même temps, l'utilisation de la zircone n'a cessé d'augmenter dans le domaine de la dentisterie, de même que des études scientifiques ont permis de progresser dans la connaissance du mécanisme de vieillissement et de proposer des zircons plus résistantes. Face à son utilisation dans certains domaines comme la prothèse fixée ou encore l'implantologie, des études *in vitro* (58,61) mais aussi *in vivo* (62) ont été mises en place afin d'étudier ce phénomène de vieillissement.

iii. Techniques d'évaluation du vieillissement de la zircone

- ▶ La Diffraction des Rayons X (DRX) est souvent utilisée pour quantifier la transformation de phases. Cependant, cette technique présente certaines faiblesses telles que sa faible précision concernant les premières étapes du vieillissement de la zircone (pour un pourcentage mesuré de la phase monoclinique inférieur à 5% par DRX). De plus, cette technique ne permet pas de renseigner complètement sur le processus du vieillissement. Elle reste cependant une technique de premier choix pour une première évaluation de la structure de la zircone, en raison de sa relative simplicité (50). Le vieillissement de la zircone étant un phénomène initié sur la surface, il est intéressant d'avoir le plus possible de renseignement sur la surface et la proche surface lors du début de la transformation. Or, la diffraction X conventionnelle donne des résultats concernant les 5 premiers microns pour la zircone. Il est possible d'affiner cette observation en multipliant les angles d'incidence du profil de concentration de la phase monoclinique sur ces 5 premiers microns (et non plus seulement la concentration globale dans ce volume) (63).

- ▶ La Spectroscopie Raman est une technique non destructive, permettant de mesurer le taux de transformation en profondeur. Certaines études ont suivi le taux de transformation jusqu'à une profondeur de 70 μm (64). Cette technique donne donc une bonne résolution spatiale mais avec une sensibilité pouvant être légèrement inférieure à la diffraction X pour les premiers stades de la transformation.
- ▶ La Microscopie électronique à balayage (MEB) peut être employée afin d'étudier l'impact potentiel du vieillissement de la zircone sur sa dégradation de surface. Cependant, le MEB souffre d'une modeste résolution verticale et peut également être inadéquat pour étudier les premières étapes du vieillissement. Il nécessite une préparation spécifique des échantillons pouvant modifier la surface observée, en particulier sur les coupes transversales. Cette technique n'est pas viable pour une étude de composants ne devant pas être dégradés, par exemple des éléments prothétiques devant être remis en fonction (50).
- ▶ Des méthodes plus récentes, comme l'Interférométrie Optique (IO) et la Microscopie à Force Atomique (MFA) peuvent fournir des informations précieuses sur le processus de nucléation et de croissance, en particulier pendant les toutes premières étapes du vieillissement, lorsque la MEB et la DRX manquent de précision (50).
- ▶ La Tomographie Rayons X est une technique permettant une analyse tridimensionnelle de la structure (morphologie, porosité). Cette technique ne permet cependant pas de déterminer le taux de transformation.

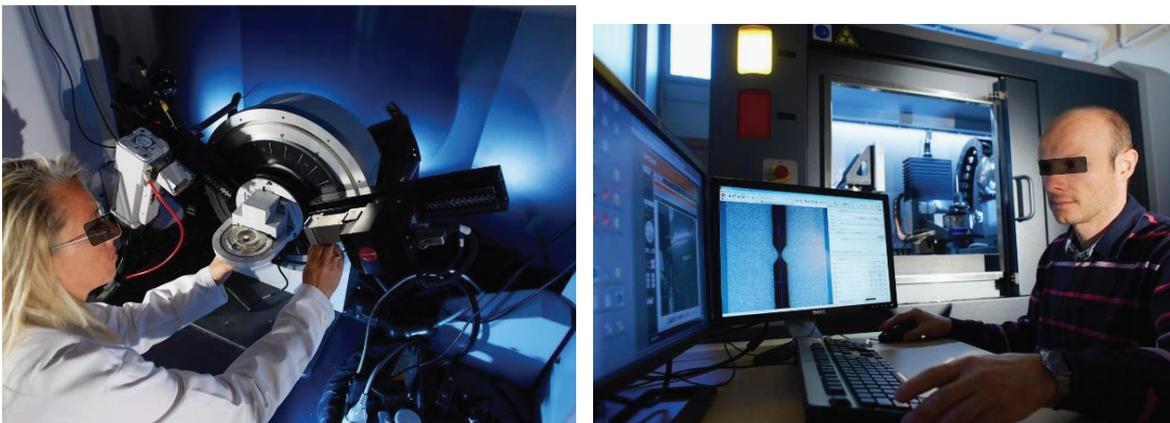


Figure 23 : DRX à gauche et Tomographie Rayons X à droite, Crédit photo : Laboratoire MATEIS, membre Institut Carnot Ingénierie@Lyon

La figure ci-après représente les domaines de pertinence des techniques expérimentales en fonction du pourcentage de phase monoclinique de la zircone.

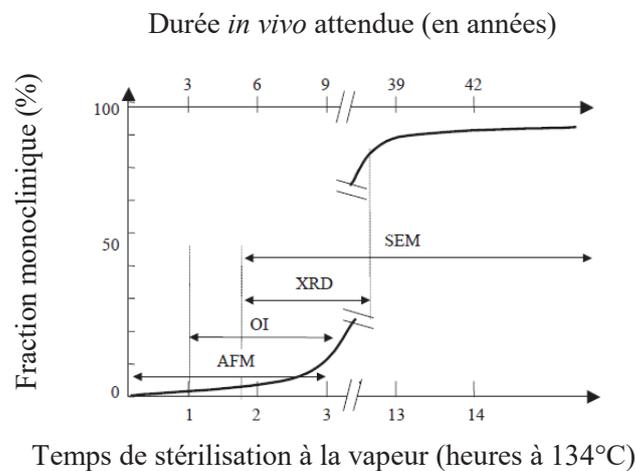


Figure 24 : Pertinence de différentes techniques de mesure pour évaluer le vieillissement de la zircone (51).

iv. Zircone renforcée en alumine, une solution face au vieillissement de la zircone ?

Les nouvelles générations de composites alumine/zircone permettent à la fois de pallier la fragilité de l'alumine et la sensibilité au vieillissement de la zircone. Ces composites se présentent sous la forme ATZ (Alumina Toughened Zirconia), c'est-à-dire une matrice de zircone avec des particules d'alumine ou sous la forme ZTA (Zirconia Toughened Alumina), avec une matrice d'alumine contenant des particules de zircone pour le renforcement. Leurs propriétés varient selon la quantité de zircone introduite et son type (stabilisée ou non) (65).

Dans le cas du 3Y-TZP, il a été démontré que la transformation q – m peut se propager d'un grain au grain voisin, donnant un taux de propagation élevé. Dans le cas des composites alumine-zircone (ZTA), les grains d'alumine entourant chaque grain de zircone entravent la propagation de la transformation vers les grains voisins. Par conséquent, le composite ne présente pas de grandes modifications de surface, comme c'est le cas pour le 3Y-TZP (66).

Une étude a en effet déterminé une concentration limite en Y-TPZ de 16 vol.-% au sein d'un composite alumine/Y-TZP pour éviter les phénomènes de vieillissement. A partir de la quantité critique de 16% en volume de 3Y-TZP, la percolation géométrique permet un chemin continu entre les particules de zircone. Ceci facilite alors le transport des ions hydroxyles et de l'eau dans les microfissures présentes au sein du matériau. L'action de l'eau, combinée aux contraintes de tension dues à la transformation q-m permettent la propagation des fissures et du vieillissement. Pour les échantillons dont la teneur en Y-TPZ

est inférieure ou égale à 14% en volume, après un léger phénomène de vieillissement en surface, aucune évolution n'a été observée, même après 100 heures dans l'autoclave. Ceci serait dû à l'utilisation de faibles taux de zircon, inférieurs au taux de percolation. Les grains de zircon bien dispersés ne sont alors entourés que par la matrice d'alumine et ne permettront pas, de par leur dispersion dans la matrice, une propagation de proche en proche de la transformation allotropique (65,67).

D'après l'évaluation de la microstructure et des propriétés mécaniques de l'alumine pure, de la zircon ainsi que d'un composite (à 20% en poids d' Al_2O_3 + 80% en poids de ZrO_2 (TZ-3Y)) ; il a été constaté que ce composite présentait une ténacité à la rupture plus élevée que les deux céramiques monolithiques. En effet, pour une haute ténacité à la rupture, le système zircon renforcé en alumine (ATZ) convient tandis que l'alumine renforcée en zircon (ZTA) permet une haute dureté mais une ténacité à la rupture relativement faible (68).

Il a également été constaté dans une étude *in vitro* que lorsque le pourcentage d'alumine augmente dans l'ATZ, sa dureté augmente aussi mais la ténacité diminue (15). Or, la résistance à la rupture est un paramètre essentiel dans la conception d'un implant dentaire.

F.Zhang, K. Vanmeensel et al. (69) ont montré qu'outre l'ajout d'alumine, son pourcentage intégré à la structure a un impact crucial sur la dégradation des céramiques Y-TZP. En effet, pour des zircons renforcés en alumine, le pourcentage d'alumine doit être proche des 0.25wt.%. Dépasser ce seuil semblerait augmenter la cinétique de dégradation (69). En présence d'une faible quantité d' Al_2O_3 , nous parlerons d'une céramique Y-TZP alors qu'à des concentrations supérieures nous pourrions parler de céramique composite, avec deux phases (alumine et zircon).

B. La résine PEEK en Implantologie

a. Présentation du matériau

Le Polyétherétherkéton, dit PEEK, fait partie de la famille des PAEK (famille de polymères thermoplastiques semi-cristallins à haute performance). Elle est appelée poly(oxy-1,4-phénylèneoxy-1,4-phénylèncarbonyl-1,4-phénylène) en nomenclature universelle et sa structure chimique présentée ci-dessous est très similaire à celles de ses homologues PAEK. Il s'agit d'un polymère synthétique de faible poids moléculaire. Outre sa légèreté, le PEEK est très résistant à la corrosion, aux produits chimiques ainsi qu'aux hautes températures. Breveté en 1963 puis commercialisé en 1978 il est depuis utilisé dans de nombreux secteurs

tel que l'automobile ou l'aérospatial. Il est également très prisé dans le domaine médical comme matériau bio-implantable.

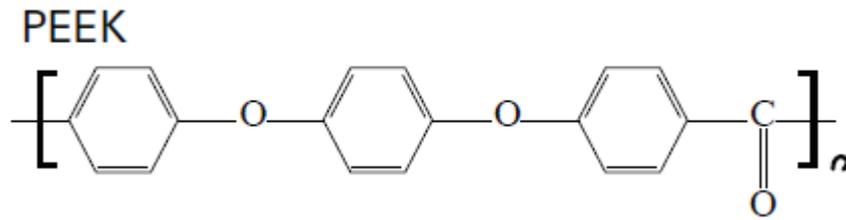


Figure 25 : Structure des PEEKs (70).

b. Propriétés

i. *Biologiques*

1. Biocompatibilité

Ce polymère est biocompatible, des études *in vitro* et *in vivo* chez l'animal ont montré qu'il ne présente aucune cytotoxicité (71–73). Les résultats d'une récente étude *in vitro* suggèrent une adhérence, une viabilité et une prolifération accrues des ostéoblastes et des fibroblastes gingivaux sur les surfaces en zircone et PEEK par rapport au titane (74).

2. Ostéointégration

Avec une adhésion cellulaire limitée due à sa faible énergie de surface, la capacité d'ostéointégration du PEEK est donc relativement faible, ce qui limite son application au domaine de l'implantologie dentaire (75). Le PEEK pur ne présente donc pas un bon potentiel d'ostéointégration, mais les fabricants ont tenté d'y remédier par modulation de la géométrie de surface et par addition de matériaux bioactifs. Des traitements de surface sont donc nécessaires afin d'améliorer l'ostéointégration du PEEK. Outre ses bonnes propriétés mécaniques, les propriétés biologiques du PEEK, avec notamment sa faible capacité d'ostéointégration, représentent son talon d'Achille. De récents progrès des nanotechnologies ont permis de trouver des solutions à ses points faibles. Néanmoins le manque de recul clinique dans le domaine de l'implantologie dentaire impose la prudence et reste actuellement un point négatif indiscutable en contact osseux (73).

ii. *Physiques et mécaniques*

Les propriétés mécaniques du PEEK sont voisines du tissu osseux et de la dentine. Elles sont cependant bien inférieures à celles du titane. Il s'agit néanmoins d'un matériau implantaire et de restauration prothétique approprié, en ce qui concerne les données mécaniques (73,76).

Tableau 2 - Propriétés mécaniques des PEEKs et des PEKKs (purs et chargés) en comparaison avec l'os et les matériaux utilisés en prothèse et en implantologie (70)

	PEEK	PEEK GF30	PEEK CF30	PEKK	PEKK GF30	PEKK CF30	OS CORTICAL	CoCr	Ti6Al4V
Résistance traction	100 MPa	175 MPa	265 MPa	110 MPa	170 MPa	260 MPa	120 MPa	960 MPa	920 MPa
Module élasticité	3,8 GPa	11 GPa	24 GPa	4,4 GPa	11,9 GPa	26,3 GPa	17 GPa	200 GPa	110 GPa

PEEK = polyétheréthercétone, PEKK = polyéthercétonecétone

c. Les applications du PEEK en odontologie

i. *Les implants dentaires*

L'intérêt des PAEKs réside dans leur biocompatibilité et leur faible module d'élasticité, proche de celui de l'os cortical. Il a été décrit en orthopédie un phénomène de *stress-shielding* dû à une rigidité différente entre l'implant métallique et l'os périphérique, entraînant alors une densité osseuse plus faible autour de l'implant (77). Le PEEK pur ou non modifié reste cependant moins ostéoconducteur que le titane et la zircone (75),



Figure 26 : Implants dentaires en résine PEEK : d PEEK Perso A implant (SisoMM); e Win! PEEK implant Champions implants; f Biopik (Biopikimplants)(72)

ii. *Les piliers de cicatrisation et piliers provisoires supportant une couronne transitoire*

L'utilisation du PEEK pour les capuchons de cicatrisation, les piliers de cicatrisation et les piliers temporaires est intéressante du fait de sa tolérance tissulaire, expérimentée chez le chien (78).



Figure 27 : PEEK en implantologie : a pilier provisoire en résine PEEK (DENTIN implants technologies LTD); b Pilier de cicatrisation en PEEK (Nobel Biocare); c pilier provisoire en résine PEEK (SGC Dental) (72).

De plus, la relative facilité à effectuer des soustractions et des apports permet de concevoir une prothèse provisoire adaptée. La majorité des fabricants d'implants commercialisent des piliers et des capuchons en PEEK.



Figure 28 : Retouche d'un pilier implantaire provisoire (79).

iii. Les prothèses amovibles

Des infrastructures pour prothèses amovibles en PEEK peuvent être réalisées en alternative aux alliages Cobalt-chrome (Co-Cr) pour des patients allergiques, se plaignant d'un goût et/ou d'un aspect métallique.

Les crochets en PEEK sont moins rétentifs que les crochets en Co-Cr. Dans le cadre d'une étude clinique randomisée, des cavaliers en PEEK apparaissent plus rétentifs que des cavaliers en POM (polyoxyméthylène, polymère technique) sur des barres implantaires (70).

iv. Les prothèses fixées

Des chapes pour couronnes et des infrastructures pour bridge sont réalisables en PEEK, secondairement recouvertes par une résine composite de laboratoire.

v. Les fils orthodontiques

Comparée au PES (polyéthersulfone, polymère haute performance) et au PVDF (polyfluorure de vinylidène, polymère haute performance), la résine PEEK démontre la meilleure résistance au pliage et au fluage. Une étude a en effet conclu que le PEEK a les caractéristiques optimales pour être utilisé comme fil orthodontique esthétique sans métal (80).

vi. Les vis des piliers implantaires transvissés

Face aux patients désirant des reconstructions sans métal, ce critère doit être respecté pour l'implant, son pilier mais aussi la vis assurant la liaison entre le pilier et l'implant. La résine PEEK apparait alors comme une alternative.

Cependant, Neuman et al. ont montré dans une étude *in vitro* que les vis en résine PEEK ont une résistance à la fracture inférieure comparée aux vis en titane (81), pour des vis de 2,5mm de diamètre et 7,5mm de long (Tableau 3).

Tableau 3 : Résistance à la fracture des vis pour pilier implantaire (moyenne \pm déviation standard) (81).

Vis pour le pilier implantaire	Résistance à la fracture (N)
PEEK	149.5 \pm 33.8 (b)
PEEK renforcée en fibres de carbone	145.2 \pm 43.8 (b)
Titane	512.9 \pm 39.7 (a)

Distinct letters indicate statistical differences between groups (Tukey, $p < 0.05$)

Schwitalla et al. (82) ont étudié la résistance à la traction des vis en PEEK avec un diamètre de 1,6mm, contenant respectivement 15% (sCF-15) et 40% (sCF-40) de fibres de carbone courtes multidirectionnelles ; et plus de 50% de fibres de carbone continues unidirectionnelles (parallèles entre elles) (cCF-50) (Figure 29), en prenant comme groupe contrôle des vis en alliage de titane (Ti6Al4V) (82).

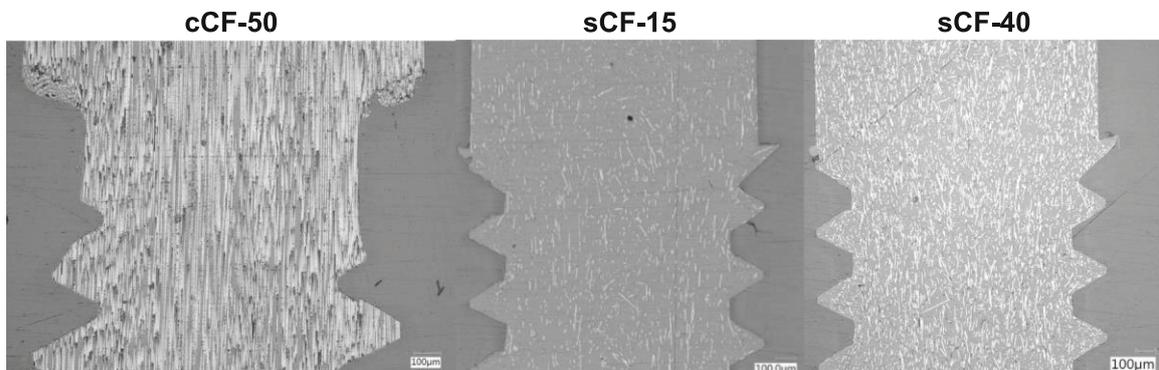


Figure 29 : Images microscopiques de coupes longitudinales des vis PEEK renforcées par des fibres de carbone (82).

Les résultats obtenus dans l'étude montrent que parmi les vis en PEEK, seules les vis de type cCF-50 atteignent des forces de résistance à la traction supérieures ($3 \pm 20\%$ supérieures) à celles du minimum requis de 186 MPa (Tableau 4). De plus, ces dernières ont affiché un comportement à la fracture différent. Alors que les vis se cassent en général au niveau de l'entrée du filetage intérieur, les flancs du filetage se sont cisailés en laissant le corps de la vis intact dans le cas des vis renforcées en fibre de carbone continue (Figure 29) (82).

Tableau 4 : Résistance à la traction des différentes vis étudiées dans l'étude de Schwitalla et al. (69).

Vis pour le pilier implantaire	Résistance à la fracture (N)
Ti	1196.29 ± 21.4
sCF-15	152.67 ± 15.83 ^a
sCF-40	157.29 ± 20.11 ^a
cCF-50	191.69 ± 36.33 ^a

^a significativement différent du Ti

Nous pouvons observer sur l'image ci-dessous que la vis en PEEK renforcée par un grand nombre de fibres de carbone lui donne une couleur noire.



Figure 30 : Photos des échantillons après les essais de traction (82).

L'étude *in vitro* de Stimmelmayer et al. (83) met en garde sur l'utilisation de la résine PEEK en tant que vis implantaire. Elle a en effet observé la fracture d'une vis et de 5 têtes de vis en PEEK sur un échantillon de 12 vis en PEEK, au cours du vissage *in vitro* à 10 Ncm. Les dimensions de cette vis ne sont pas connues et ce système implantaire (SDS 2.0) n'est désormais plus disponible sur le marché. Aucun renforcement par des fibres de carbone n'est mentionné pour la vis étudiée. Cette étude souligne que cette fracture précoce de la vis est un point faible et qu'une résistance moyenne à la fracture de moins de 200N n'apparaît pas viable pour une stabilité suffisante à long terme (83).

Une autre étude *in vitro* étudie un système implantaire 2 pièces tout zircone avec un implant de 4,1 x 12 mm, utilisant une vis en PEEK renforcée en fibres de carbone, avec un couple de vissage de 35 Ncm. Ces vis en PEEK sont renforcées en fibres de carbone continues unidirectionnelles et parallèles entre elles, avec une longueur de 7,5 mm et un diamètre de la tête de vis de 3,3mm (VIVARBO, REF : P16450). Après application de charges statiques et dynamiques, aucune des vis en PEEK ne s'est fracturée, même lors de l'application d'une charge statique jusqu'à fracture des systèmes implantaires. En effet, les piliers implantaires ont fracturé avant la vis (84).

Il apparait donc important que les vis en PEEK soient renforcées par des fibres de carbone continues unidirectionnelles, à un pourcentage proche de 50%, et que les dimensions de la vis soient suffisamment importantes, au risque de créer un effet délétère sur les propriétés mécaniques du PEEK (81,82,84). D'autres études sont nécessaires pour vérifier ces résultats, et de déterminer le pourcentage de renforcement en fibres de carbone et les dimensions optimales pour une vis en PEEK, ainsi que le couple au vissage à appliquer en fonction du diamètre de la vis.

III. Proposition d'un protocole pour une étude pilote visant à étudier le vieillissement des piliers implantaires en zircone ainsi que la vis en PEEK, pour un système implantaire 'tout céramique'.

A. But et objectifs

L'objectif principal de cette étude est d'évaluer le comportement au long terme d'un système implantaire 2-pièces en ATZ (zircone renforcée en alumine). Cette étude comprendra une série de mesures *ex vivo* de la microstructure cristalline du pilier implantaire et de la microstructure de la vis. Il s'agira d'une étude observationnelle.

L'implant étudié, homologué en 2018, est issu d'un partenariat ayant vu le jour en 2017 entre Zeramex[®] et Nobel Biocare[®]. En effet il est commercialisé par Nobel sous le nom de NobelPearl[™] et produit par Zeramex sous le nom de ZERAMEX[®] XT. Ce dernier est le plus récent de la gamme d'implants en céramique de Zeramex. Trois des générations d'implants précédentes (Zeramex T, Zeralock, and Zeramex Plus) ont déjà fait l'objet d'une étude rétrospective montrant des taux de succès allant respectivement de 96,7% après plus de 3 ans, 98,5% après plus de 2 ans et 99,4% sur une période de 1 an. Ces taux de succès s'apparentent cependant plus à un taux de survie car les données ne concernent exclusivement que les échecs implantaires (85). En outre une étude *in vitro* a étudié l'implant ZERAMEX[®] P6 et sa vis VICARBO[®], et a conclu à une résistance suffisante de ce système implantaire pour des forces physiologiques. Aucune fracture de la vis en résine PEEK renforcée en fibres de carbone n'a été observée au cours de la mise en charge statique ou dynamique de l'implant (84). Il est souligné la nécessité de réaliser d'autres études afin de pouvoir comparer les données obtenues sur ces systèmes implantaires.

B. Conception et méthodes

1. Conception de l'étude

Cette étude pilote sera une étude clinique prospective sur 5 ans. Cette étude a reçu l'approbation du comité d'éthique. En effet, une déclaration de conformité au référentiel de méthodologie de référence MR-003 a été réalisée.

Elle se déroulera selon différents temps d'évaluations :

- ✓ t = 0 (après l'implantation, évaluation radiologique seulement),
- ✓ t = 3 mois ou 6 mois après l'implantation (respectivement pour la mandibule et le maxillaire, au cours de la séance de vérification de l'ostéointégration, qui dépend de la localisation de l'implant).
- ✓ t = 1 an, t = 2 ans, t = 3 ans, t = 4 ans et t = 5 ans (après mise en place de la restauration prothétique finale).

Les évaluations comprennent une évaluation clinique (au fauteuil) ainsi que des analyses *ex vivo* (de manière non systématique, concerne les piliers prothétiques et la vis en PEEK et se déroule au laboratoire).

2. Participants et paramètres

a. Paramètres

Tous les patients respectant les critères d'éligibilité seront informés du contenu et de la durée de l'étude, et une proposition d'inclusion à l'étude leur sera faite. La période d'inclusion sera de 6 mois.

b. Critères d'inclusion/d'exclusion

ii. Critères d'inclusion

Les critères d'inclusion seront les suivants :

- Dent absente en secteur postérieur (molaire et prémolaire).
- Le patient doit avoir suffisamment de volume osseux dans la zone d'intérêt pour permettre l'implantation d'un implant d'au moins 4.2mm de diamètre et 8mm de longueur.

iii. Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion seront les suivants :

- La nécessité d'une greffe osseuse.
- Les patients présentant des parafunctions, une parodontite aigue non stabilisée, une hygiène bucco-dentaire absente.
- Patient fumant plus de 5 cigarettes par jour.
- Consommation excessive d'alcool ou de drogues, répertoriée dans le dossier du patient.
- Problèmes de santé ne permettant pas de procédure chirurgicale.
- Prothèse amovible comme antagoniste.

Une fois l'éligibilité établie, le protocole sera présenté et expliqué au patient. L'inclusion sera validée avec la signature du consentement par le patient.

c. Normalisation des opérateurs et évaluateurs

Les opérateurs sont des dentistes expérimentés dans le domaine de l'implantologie et de la prothèse fixée. Pour le recueil des données cliniques, les évaluateurs sont des dentistes expérimentés. Les évaluateurs pour les analyses *ex vivo* sont des chercheurs expérimentés, spécialisés dans le domaine des biomatériaux et avec des connaissances solides dans le domaine de la zircone biomédicale.

d. Motivation des participants

Les participants ne perçoivent pas de compensation financière. Cependant, les traitements chirurgicaux et prothétiques sont réalisés à des prix réduits.

3. Procédure et matériaux

a. Matériaux

Cette étude clinique évalue un système implantaire récemment développé. Celui-ci est sans métal, avec l'implant et son pilier en zircone reliés par une connexion interne (NobelPearl®) ainsi qu'une vis en PEEK.

Les implants et les piliers NobelPearl® sont usinés à partir blocs de zircone (ATZ) comprimés à chaud isostatiquement (HIP).

La vis est composée de polymère polyetheretherketone (PEEK) renforcé de fibres de carbone alignées longitudinalement (vis VICARBO® sans métal).

Vingt-quatre implants en zircone seront répartis en 2 groupes (n = 12): le groupe 1 dont le pilier en zircone est retiré pour des analyses *ex vivo* après t = 1 an, 3 ans et 5 ans. Le groupe 2 aura des analyses *ex vivo* après t = 3 ans et 5 ans. Après chaque retrait du pilier, la vis sera analysée puis changée.

b. Procédure chirurgicale

Une antibioprofylaxie sera mise en place (2 × 1000mg d'amoxicilline dans l'heure précédant la chirurgie ou 2 × 300mg de clindamycine en cas d'allergie à l'amoxicilline).

L'intervention se déroulera sous anesthésie locale. L'incision sera placée au milieu de la crête ou déportée en lingual/palatin, avec des incisions de décharge si nécessaire. Ensuite, un lambeau muco-périosté sera levé.

La mise en place de l'implant sera effectuée conformément aux instructions du fabricant, avec une stabilité primaire suffisante.

Après l'implantation, la vis de couverture sera mise en place et des sutures seront réalisées, tel que recommandé par le fabricant. La mise en place du pilier de cicatrisation sera tout de même envisagée selon la situation clinique.

c. Traitement postopératoire

A la suite de l'intervention chirurgicale, un gel buccal à la chlorhexidine devra être appliqué de manière topique, 24h après l'intervention. Du paracétamol sera prescrit comme analgésique (1g toutes les 6 heures) pendant 4 jours selon les besoins individuels, sans dépasser 4g par 24h. Les sutures seront retirées 7 à 10 jours après l'implantation.

d. Restauration prothétique finale

La restauration finale est réalisée 3 mois après l'intervention chirurgicale à la mandibule (mâchoire inférieure) et 6 mois après l'intervention pour le maxillaire (mâchoire supérieure).

La prothèse définitive est composée d'un pilier en zircone qui est ensuite recouvert d'une couche de céramique cosmétique.

e. Mise en place et retrait de la restauration prothétique finale

i. Mise en place de la restauration prothétique finale

Des analyses *ex vivo* de base du pilier implantaire (et de la vis) sont effectuées avant sa mise en place. Les restaurations vissées sont serrées à 25 Ncm. Le téflon sera placé dans le puits d'accès de la vis et recouvert d'un composite d'une teinte plus foncée (pour faciliter son retrait sans risquer d'endommager la zircone).

ii. Retrait de la restauration prothétique finale

Après 1 an, les restaurations du groupe 1 seront évaluées cliniquement puis déposées pour une série d'analyses *ex vivo*. Le groupe 2 sera évalué cliniquement seulement. Des couronnes provisoires seront alors mises en place pour remplacer celles-ci pendant les analyses en laboratoire, et pour une durée de 24 à 48h. Les restaurations provisoires sont vissées à 15 Ncm. Après ces analyses, les couronnes finales sont replacées dans la bouche du patient, en suivant la même procédure initiale. Une nouvelle vis sera utilisée. Les restaurations auront préalablement été placées dans une solution désinfectante (chlorhexidine alcoolique 2%).

Les évaluations *ex vivo* seront à nouveau effectuées après $t = 3$ ans pour les groupes 1 et 2 puis à 5 ans pour les groupes 1 et 2. Tous les groupes seront évalués cliniquement aux différents temps d'évaluation.

La présence de deux sous-groupes permet d'étudier la performance des vis pour des durées différentes (de 1, 2 et 3ans).

4. Recueil des données

a. *Résultats primaires : vieillissement hydrique du pilier implantaire et évolution de la microstructure de la vis en PEEK, mesurés par :*

- Diffraction des Rayons X (pour la zircone)
- Spectroscopie Raman (pour la zircone)
- Tomographie aux Rayons X (pour le PEEK)

b. *Résultats secondaires: évaluation clinique.*

i. Succès, survie et échec implantaire

Les taux de succès, de survie et d'échec implantaire seront calculés depuis la date de l'implantation, selon les critères fixés lors de la Conférence de consensus de Pisa, tel que décrit dans le tableau ci-dessous (86).

Tableau 5 : Health Scale for Dental Implants (86).

Groupe d'échelle de qualité des implants	Conditions cliniques
I. Succès (santé optimale)	<ul style="list-style-type: none"> a. Pas de douleur ou de sensibilité à la mastication b. Pas de mobilité c. Perte osseuse radiographique < 2 mm par rapport à la date de la chirurgie d. Absence d'épisode de suppuration
II. Survie satisfaisante	<ul style="list-style-type: none"> a. Pas de douleur à la fonction b. Pas de mobilité c. Perte osseuse radiographique de 2 à 4 mm d. Absence d'épisode de suppuration
III. Survie compromise	<ul style="list-style-type: none"> a. Possible sensibilité à la fonction b. Pas de mobilité c. Perte osseuse radiographique > 4 mm (moins de la moitié de la longueur implantaire) d. Possibles antécédents de suppuration
IV. Echec (échec clinique ou absolue)	<ul style="list-style-type: none"> a. Douleur à la fonction b. Mobilité c. Perte osseuse radiographique < à la moitié de la longueur de l'implant d. Suppuration incontrôlée e. N'est plus présent en bouche

ii. Perte osseuse et niveau osseux péri implantaire

Le niveau osseux sera évalué à l'aide d'une radio otho-centrée, réalisée à l'aide d'un angulateur radio.

iii. Succès, survie et échec des restaurations prothétiques

Les taux de succès, de survie et les taux cumulés d'échecs des restaurations prothétiques seront calculés à partir de la date de l'insertion de la prothèse. L'évaluation clinique de la restauration suit les critères USPHS.

Tableau 6 : Critères USPHS modifiés pour évaluer la survie et le succès des restaurations analysées (87).

	Alpha (A)	Bravo (B)	Charlie (C)	Delta (D)
Fracture of framework	No fracture	-	-	Fracture (Loss of reconstruction)
Fracture of veneering ceramic	No fracture	Minor chipping (polishable)	Major chipping (up to framework)	Fracture (Loss of reconstruction)
Occlusal roughness	No roughness	Slight roughness ($\varnothing < 2$ mm)	Obvious roughness ($\varnothing > 2$ mm)	Reconstruction needs to be replaced
Marginal integrity	No visible or soundable gap	Marginal gap slightly soundable	Explorer penetrates a significant crevice	Reconstruction needs to be replaced
Contour of reconstruction	Perfectly contoured	Slightly under- / overcontoured	Pronounced under- / overcontouring	Reconstruction inacceptable
	Success		Survival	Failure

c. Gestion des données

Les données 'matériaux' seront collectées, stockées et traitées à l'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon (INSA Lyon). Les résultats cliniques seront recueillis et stockés au cabinet dentaire du Dr Noharet.

Conclusion

Le titane a su, historiquement, faire ses preuves comme matériau de prédilection en implantologie dentaire. L'appétence grandissante pour une esthétique parfaite nous invite à questionner la place de la zircone comme alternative à ce gold standard.

D'un point de vue esthétique, si la couleur blanche de la zircone est théoriquement un avantage face au gris du titane, il apparaît que les méta-analyses ne concluent pas avec force sur la supériorité de ce nouveau matériau. Néanmoins dans un contexte de biotype fin, la différence est plus marquée et la zircone pourrait être envisagée pour ses qualités esthétiques, notamment dans des réhabilitations du secteur antérieur.

En ce qui concerne la bio-intégration, la zircone semble offrir une biocompatibilité similaire et une inflammation (BOP) légèrement inférieure.

Cependant, le pronostic à long terme de la prothèse reste bien évidemment le critère majeur, or le recul scientifique n'est pas encore suffisant pour l'apprécier, plus particulièrement en ce qui concerne les systèmes en deux blocs (pilier implantaire et implant séparés, s'opposant aux implants monoblocs). L'objectif du protocole proposé est d'apporter des données cliniques supplémentaires concernant le taux de survie d'un système implantaire en zircone 2 pièces, sur une période de 5 ans, ainsi que d'évaluer l'ampleur du vieillissement (si il est confirmé) subi par le pilier implantaire, avec d'éventuelles conséquences sur la rugosité de surface du matériau.

En conclusion, dans des contextes particuliers, la zircone peut avoir sa place dans l'arsenal thérapeutique du praticien, notamment dans un contexte clinique de réhabilitation antérieure, d'un biotype fin, d'une demande esthétique forte du patient, d'hypersensibilité du patient au titane ou encore d'une volonté du patient de ne pas avoir de métal en bouche.

Bibliographie

1. Buser D, Janner SFM, Wittneben J-G, Brägger U, Ramseier CA, Salvi GE. 10-Year Survival and Success Rates of 511 Titanium Implants with a Sandblasted and Acid-Etched Surface: A Retrospective Study in 303 Partially Edentulous Patients: 10-Year Survival and Success Rates of SLA Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. déc 2012;
2. Karoussis IK, Salvi GE, Bragger U, Hammerle CHF, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: a 10-year prospective cohort study of the ITIs Dental Implant System.
3. Fage SW, Muris J, Jakobsen SS, Thyssen JP. Titanium: a review on exposure, release, penetration, allergy, epidemiology, and clinical reactivity. *Contact Dermatitis*. 2016;
4. Mahiat Y. La zircone cette méconnue. *Strat Prothétique*. 2006;6(1).
5. Saridag S, Tak O, Alniacik G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World J Stomatol*. 20 août 2013;
6. Pilathadka S, Vahalová D, Vosáhlo T. The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview. *Prague Med Rep*. 2007;
7. Dejou J. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires.
8. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans*. 2016;
9. Hassan WAS. L'implant zircone: intérêt en zone esthétique antérieure. 2016;
10. Gremillard L. Biocéramiques: des monolithes aux composites. 2009;
11. Gremillard L, Chevalier J. Transformation de phase quadratique - monoclinique dans la zircone : caractéristiques et implications.
12. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent*. 2010;
13. Jiao Y, Wang JD, Deng JP. [Effect of different surface treatments on the crystal structure and properties of zirconia]. *Beijing Da Xue Xue Bao*. 18 févr 2018;
14. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016;
15. Maji A, Choubey G. Microstructure and Mechanical Properties of Alumina Toughened Zirconia (ATZ). *Mater Today Proc*. 2018;
16. Walter B. Prothèse fixée Approche clinique. Editions CdP. 2016. (JPIO).

17. Springate SD, Winchester LJ. An Evaluation of Zirconium Oxide Brackets: A Preliminary Laboratory and Clinical Report. *Br J Orthod.* 1991;
18. Mello CC de, Bitencourt SB, Santos DM dos, Pesqueira AA, Pellizzer EP, Goiato MC. The Effect of Surface Treatment on Shear Bond Strength between Y-TZP and Veneer Ceramic: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Prosthodont.* 2018;
19. Perrin BRM, Braccini M, Bidan CM, Derail C, Papon E, Leterrier Y, et al. Adhesion of surgical sealants used in cardiothoracic and vascular surgery. *Int J Adhes Adhes.* oct 2016;
20. Farah JW, Powers JM. CORE-POST FIBREKOR POST. *Dent Advis Extr Numéro Juin 2003 Vol 20 No 5.*
21. Habibzadeh S, Rajati HR, Hajmiragha H, Esmailzadeh S, Kharazifard M. Fracture resistances of zirconia, cast Ni-Cr, and fiber-glass composite posts under all-ceramic crowns in endodontically treated premolars. *J Adv Prosthodont.* 2017;
22. Bateli M, Kern M, Wolkewitz M, Strub JR, Att W. A retrospective evaluation of teeth restored with zirconia ceramic posts: 10-year results. *Clin Oral Investig.* mai 2014;
23. Zhou TF, Wang XZ. [Clinical observation of the restoration of computer aided designed and manufactured one-piece zirconia posts and cores: a 5-year prospective follow-up study]. *Beijing Da Xue Xue Bao.* 18 août 2018;
24. Bühler NM, Teubner E, Marinello CP. La zircone dans le domaine de la prothèse amovible.
25. 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;
26. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium–titanium and the titanium–zirconia implant–abutment interface: A comparative in vitro study. *Dent Mater.* déc 2012;
27. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000.* 2017;
28. Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* mars 2008;
29. Andreiotelli M, Kohal R-J. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res.* juin 2009;
30. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res.* 2018;

31. Wittneben J-G, Millen C, Brägger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions--a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;
32. Eppe P. Les implants en zircone, l'avenir en implantologie ? *DentistNews*. 2016;
33. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2018;
34. K0013-01_V01-SNOW-PURE Implant System_RGB [Internet]. Disponible sur: https://straumannprod-h.assetsadobe2.com/is/image/content/dam/sites/straumann/xy/dental-professionals/cgi/key-visuals-product-detail-pages/K0013-01_V01-SNOW-PURE%20Implant%20System_RGB_Transparent.png?fmt=png-alpha&wid=720
35. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review | Elsevier Enhanced Reader.
36. Dunn DB. The use of a zirconia custom implant-supported fixed partial denture prosthesis to treat implant failure in the anterior maxilla: A clinical report. *J Prosthet Dent*. déc 2008;
37. Cai H, Chen J, Li C, Wang J, Wan Q, Liang X. Quantitative discoloration assessment of peri-implant soft tissue around zirconia and other abutments with different colours: A systematic review and meta-analysis. *J Dent*. mars 2018;
38. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *J Prosthodont Res*. avr 2018;
39. Pitta J, Zarauz C, Pjetursson B, Sailer I, Liu X, Pradies G. A Systematic Review and Meta-Analysis of the Influence of Abutment Material on Peri-implant Soft Tissue Color Measured Using Spectrophotometry. *Int J Prosthodont*. janv 2020;
40. Lee D-J, Ryu J-S, Shimono M, Lee K-W, Lee J-M, Jung H-S. Differential Healing Patterns of Mucosal Seal on Zirconia and Titanium Implant. *Front Physiol*. 3 juill 2019;
41. Borghetti A, Monnet-Corti V. *Chirurgie plastique parodontale et péri-implantaire*. Editions CdP. 2017. (JPIO).
42. Pieralli S, Kohal R-J, Lopez Hernandez E, Doerken S, Spies BC. Osseointegration of zirconia dental implants in animal investigations: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater*. févr 2018;
43. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies—A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res*. 2019;
44. Hafezeqoran A, Koodaryan R. Effect of Zirconia Dental Implant Surfaces on Bone Integration: A Systematic Review and Meta-Analysis. *BioMed Res Int*. 2017;

45. Sanz-Martín I, Sanz-Sánchez I, Carrillo de Albornoz A, Figuero E, Sanz M. Effects of modified abutment characteristics on peri-implant soft tissue health: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* janv 2018;
46. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Örtengren U. Zirconia as a Dental Implant Abutment Material: A Systematic Review. *Int J Prosthodont.* 2010;
47. 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;
48. dental_professionals/why_zeramex [Internet]. Disponible sur: https://www.zeramexaustralasia.com/dental_professionalswhy_zeramex.html
49. Hosoki M, Nishigawa K, Tajima T, Ueda M, Matsuka Y. Cross-sectional observational study exploring clinical risk of titanium allergy caused by dental implants. *J Prosthodont Res.* oct 2018;
50. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials.* févr 2006;
51. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J Am Ceram Soc.* sept 2009;
52. Inokoshi M, Vanmeensel K, Zhang F, De Munck J, Eliades G, Minakuchi S, et al. Aging resistance of surface-treated dental zirconia. *Dent Mater.* févr 2015;
53. Kim J-W, Covell NS, Guess PC, Rekow ED, Zhang Y. Concerns of Hydrothermal Degradation in CAD/CAM Zirconia. *J Dent Res.* janv 2010;
54. Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Kohal RJ, Coelho PG, Hjerpe J, et al. Low temperature degradation and reliability of one-piece ceramic oral implants with a porous surface. *Dent Mater.* avr 2013;
55. Haro Adánez M, Nishihara H, Att W. A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant–restoration complex. *J Prosthodont Res.* oct 2018;
56. Vechiato-Filho A, Pesqueira A, De Souza G, dos Santos D, Pellizzer E, Goiato M. Are Zirconia Implant Abutments Safe and Predictable in Posterior Regions? A Systematic Review and Meta-Analysis. *Int J Prosthodont.* mai 2016;
57. Deville S, Chevalier J. Martensitic Relief Observation by Atomic Force Microscopy in Yttria-Stabilized Zirconia. *J Am Ceram Soc.* déc 2003;
58. Sanon C, Chevalier J, Douillard T, Cattani-Lorente M, Scherrer SS, Gremillard L. A new testing protocol for zirconia dental implants. *Dent Mater.* janv 2015;
59. Ruptures de têtes des prothèses de hanche en céramique de zircone lots TH - Point d'information - ANSM : Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé [Internet]. Disponible sur: <https://www.ansm.sante.fr/S-informer/Points-d-information-Points-d-information/Ruptures-de-tetes-des-protheses-de-hanche-en-ceramique-de-zircone-lots-TH-Point-d-information>

60. Chevalier J, Taddei P, Gremillard L, Deville S, Fantozzi G, Bartolomé JF, et al. Reliability assessment in advanced nanocomposite materials for orthopaedic applications. *J Mech Behav Biomed Mater.* avr 2011;
61. Alqahtani F, Almansour HM. The Effect of in vitro Aging and Fatigue on the Flexural Strength of Monolithic High-translucency Zirconia Restorations. *J Contemp Dent Pract.* juill 2018;
62. Koenig V, Wulfman CP, Derbanne MA, Dupont NM, Le Goff SO, Tang M-L, et al. Aging of monolithic zirconia dental prostheses: Protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses. *Contemp Clin Trials Commun.* 17 juin 2016;
63. Gremillard L. *Biocéramiques: des monolithes aux composites.* 2009;
64. Wulfman C, Sadoun M, Lamy de la Chapelle M. Interest of Raman spectroscopy for the study of dental material: The zirconia material example. *IRBM.* 1 oct 2010;
65. Biotteau K. *Elaboration et caractérisation de composites Alumine/Zircone à vocation orthopédique.*
66. Chevalier J, Grandjean S, Kuntz M, Pezzotti G. On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials.* oct 2009;
67. Pecharromán C, Bartolomé JF, Requena J, Moya JS, Deville S, Chevalier J, et al. Percolative Mechanism of Aging in Zirconia-Containing Ceramics for Medical Applications. *Adv Mater.* 17 mars 2003;
68. Nevarez-Rascon A, Aguilar-Elguezabal A, Orrantia E, Bocanegra-Bernal MH. On the wide range of mechanical properties of ZTA and ATZ based dental ceramic composites by varying the Al₂O₃ and ZrO₂ content. *Int J Refract Met Hard Mater.* nov 2009;
69. Zhang F, Vanmeensel K, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Van Meerbeek B, et al. Critical influence of alumina content on the low temperature degradation of 2–3mol% yttria-stabilized TZP for dental restorations. *J Eur Ceram Soc.* 1 févr 2015;
70. Jacquot B. *Des polymères thermoplastiques hautes performances en odontologie.* 2017;
71. Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J. PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija.* 2018;
72. Panayotov IV, Orti V, Cuisinier F, Yachouh J. Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *J Mater Sci Mater Med.* juill 2016;
73. Rocchi L. *Utilisation du Polyetheretherketone en implantologie dentaire.* Université de Lorraine - Faculté d'Odontologie; 2016.
74. da Cruz M, Marques J, Peñarrieta-Juanito G, Costa M, Souza J, Magini R, et al. Hard and Soft Tissue Cell Behavior on Polyetheretherketone, Zirconia, and Titanium Implant Materials. *Int J Oral Maxillofac Implants.* janv 2019;

75. Najeeb S, Bds ZK, Bds SZ, Bds MSZ. Bioactivity and Osseointegration of PEEK Are Inferior to Those of Titanium: A Systematic Review. *J Oral Implantol.* 1 déc 2016;
76. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics | Elsevier Enhanced Reader.
77. Lee W-T, Koak J-Y, Lim Y-J, Kim S-K, Kwon H-B, Kim M-J. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* mai 2012;
78. Rea M, Ricci S, Ghensi P, Lang NP, Botticelli D, Soldini C. Marginal healing using Polyetheretherketone as healing abutments: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2017;
79. Screw-retained crown using a PEEK temporary abutment [Internet]. biohorizons; 2016. Disponible sur: <https://vsr.biohorizons.com/GetDocument?DocumentID=52858>
80. Maekawa M, Kanno Z, Wada T, Hongo T, Doi H, Hanawa T, et al. Mechanical properties of orthodontic wires made of super engineering plastic. *Dent Mater J.* 2015;
81. Neumann EAF, Villar CC, França FMG. Fracture resistance of abutment screws made of titanium, polyetheretherketone, and carbon fiber-reinforced polyetheretherketone. *Braz Oral Res.* 4 août 2014;
82. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, et al. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater.* oct 2016;
83. Stimmelmayer M, Lang A, Beuer F, Mansour S, Erdelt K, Krennmair G, et al. Mechanical stability of all-ceramic abutments retained with three different screw materials in two-piece zirconia implants—an in vitro study. *Clin Oral Investig.* mai 2020;
84. Spies BC, Fross A, Adolfsson E, Bagegni A, Doerken S, Kohal R-J. Stability and aging resistance of a zirconia oral implant using a carbon fiber-reinforced screw for implant-abutment connection. *Dent Mater.* 2018;
85. Jank S, Hochgatterer G. Success Rate of Two-Piece Zirconia Implants: A Retrospective Statistical Analysis. *Implant Dent.* avr 2016;
86. Misch CE, Perel ML, Wang H-L, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P, et al. Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference: *Implant Dent.* 2008;
87. Spies BC, Balmer M, Jung RE, Sailer I, Vach K, Kohal R-J. All-ceramic, bi-layered crowns supported by zirconia implants: Three-year results of a prospective multicenter study. *J Dent.* 2017;

Table des illustrations

Figure 1 : La zircone est une céramique composée de l'élément zirconium (Zr) et l'élément oxygène.....	11
Figure 2: Fragment de Baddeleyite (4).....	11
Figure 3 : Changement de structure cristalline de la zircone en fonction de la température, sous 3 phases différentes. (8).....	12
Figure 4 : Mécanisme du renforcement de la céramique Y-TZP (7).....	14
Figure 5 : Schéma illustrant le renforcement par transformation de phase (11).	14
Figure 6 : Microstructure de 3 catégories de zircone renforcées par transformation: (a) Alumine renforcée en zircone (ZTA), (b) Zircone partiellement stabilisée au Mg (Mg-PSZ), (c) zircone stabilisée à l'yttrium (Y-TPZ) (8).	16
Figure 7 : Rupture adhésive ou rupture cohésive (19).....	18
Figure 8: Zircons monolithiques (sans coloration), translucide à gauche et hautement translucide à droite (prothésiste de laboratoire Pierre Bousquet, Laboratoire Zir Tech Center, Frontignan, France) (16).	19
Figure 9: (a) tenon radiculaire en céramique zircone, (b) tenons radiculaires en zircone dans les canaux radiculaires (c) les tenons radiculaires peuvent être équipés de revêtements céramiques par pressée (8).	20
Figure 10 : Inlay-core en zircone produit par conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO).....	20
Figure 11: Prothèse amovible supra implantaire hybride céramique; réalisée en zircone avec revêtement vitrocéramique pour la fausse gencive. Des parties femelles à friction en nylon sont montées dans l'intrados de la prothèse (24).....	21
Figure 12 : Différents types d'implants disponibles en une ou deux pièces (32).....	23
Figure 13 : Implant en céramique monobloc et implant + pilier implantaire (32,34).	24
Figure 14: Situation clinique après 3 mois avec piliers expérimentaux en zircone (côté droit du patient) et en titane (côté gauche du patient) (31).	26
Figure 15: Exemple de préjudice esthétique observable avec un implant + pilier titane, en présence d'un biotype gingival fin : coloration grisâtre de la muqueuse en regard de l'implant titane en 22 (6).....	26
Figure 16: Situation clinique avec légère récession gingivale sur la 41, laissant apparaître le pilier implantaire en titane et coloration grisâtre de la gencive en regard (Collection photographique du Dr Noharet).....	26

Figure 17 : Principales différences entre le modèle parodontal et le modèle péri-implantaire (41).	27
Figure 18: BIC = Zone en pointillés verts / Zone en pointillés bleu x 100, soit le pourcentage d'os mature en contact direct avec la surface de l'implant sur la totalité de la surface implantaire intra osseuse.	28
Figure 19 : Situation après récession gingivale (48)	31
Figure 20: Schéma du processus de vieillissement se produisant dans une coupe transversale, montrant la transformation de proche en proche. Nucléation sur un grain particulier à la surface entraînant des contraintes pour les voisins (a) Croissance de la zone transformée, conduisant à une microfissuration extensive et à une rugosité de surface (b). Les grains transformés sont rouge. Le chemin en bleu clair piqueté représente la pénétration de l'eau (50).	33
Figure 21 : Transformation progressive d'un grain, à des temps de vieillissement artificiel différents (20, 25, 30, 45 min à 383K) (57).....	34
Figure 22 : Schéma illustrant les conséquences du vieillissement sur les implants de hanche en zircone, avec un vieillissement différent selon les contraintes subies, avec un risque de micro fissuration et de défauts de surface (a) pouvant conduire à une fracture (c) et de descellement aseptique suite à la réponse inflammatoire (d) induite par les modifications de surface (b) (11).	34
Figure 23 : DRX à gauche et Tomographie Rayons X à droite, Crédit photo : Laboratoire MATEIS, membre Institut Carnot Ingénierie@Lyon.....	36
Figure 24 : Pertinence de différentes techniques de mesure pour évaluer le vieillissement de la zircone (51).....	37
Figure 25 : Structure des PEEKs (70).	39
Figure 26 : Implants dentaires en résine PEEK : d PEEK Perso A implant (SisoMM); e Win! PEEK implant Champions implants; f Biopik (Biopikimplants)(72).....	40
Figure 27 : PEEK en implantologie : a pilier provisoire en résine PEEK (DENTIN implants technologies LTD); b Pilier de cicatrisation en PEEK (Nobel Biocare); c pilier provisoire en résine PEEK (SGC Dental) (72).	41
Figure 28 : Retouche d'un pilier implantaire provisoire (79).	41
Figure 29 : Images microscopiques de coupes longitudinales des vis PEEK renforcées par des fibres de carbone (82).....	42
Figure 30 : Photos des échantillons après les essais de traction (82).	43

Tableau 1: Propriétés de quelques céramiques à visée biomédicale (8).....	15
Tableau 2 - Propriétés mécaniques des PEEKs et des PEKKs (purs et chargés) en comparaison avec l'os et les matériaux utilisés en prothèse et en implantologie (72).....	40
Tableau 3 : Résistance à la fracture des vis pour pilier implantaire (moyenne \pm déviation standard) (83).....	42
Tableau 4 : Résistance à la traction des différentes vis étudiées dans l'étude de Schwitalla et al. (69).....	Erreur ! Signet non défini.
Tableau 5 : Health Scale for Dental Implants (88).....	49
Tableau 6 : Critères USPHS modifiés pour évaluer la survie et le succès des restaurations analysées.....	50

Table des abréviations

Al_2O_3 : Alumine

ATZ : Alumina Toughened Zirconia

BIC : Bone-Implant contact

BOP : Bleeding on Probing

c : cubique

CA : Commercially Available

CAD/CAM : conception et fabrication assistée par ordinateur

CaO : oxyde de Calcium

CBCT : Cone Beam Computed Tomography

CCC : Couronne Céramo-Céramique

cCF-50 : vis en PEEK contenant plus de 50% de fibres de carbone continues unidirectionnelles

Co-Cr : Cobalt-chrome

DRX : Diffraction des Rayons X

IO : Interférométrie Optique

LTD : low-temperature degradation ou vieillissement en milieu humide

m : monoclinique

MEB : Microscopie électronique à balayage

MFA : Microscopie à Force Atomique

MgO : oxyde de Magnésium

MPa : Mégapascal

NCA : not commercially available

PAEK : polymères thermoplastiques semi-cristallins à haute performance

PEEK : Polyétherétherkétone

PEKK : Polyéthercétonecétone

PES : Polyéthersulfone

POM : polyoxyméthylène

PSZ : zircone partiellement stabilisée

PVDF : Polyfluorure de Vinylidène

q : quadratique

q-m : quadratique à monoclinique

RMIPP : reconstitution corono-radulaire par matériau inséré en phase plastique

RT : Removal Torque

sCF-15 : vis en PEEK contenant 15% de fibres de carbone courtes multidirectionnelles

sCF-40 : vis en PEEK contenant 40% de fibres de carbone courtes multidirectionnelles

Ti : Titane

Ti6Al4V : alliage de titane, Grade 5

Y2O3 : oxyde de Yttrium

Y-TZP : Yttria-doped Tetragonal Zirconia Polycrystal

Zr : Zirconium

ZrO₂ : Zircone ou oxyde de zirconium

ZrSiO₄ : oxyde de silicate et de la zircone

ZTA : Zirconia Toughened Alumina

LABOISSERET Corentin - Présentation d'un protocole clinique visant à étudier un système implantaire exempt de métal, avec étude du vieillissement de la zircone et de la résistance d'une vis en résine PEEK.

Dans le domaine de l'implantologie dentaire, les implants en titane sont le plus fréquemment utilisés, considérés comme un véritable gold standard. Cependant, certains cas d'hypersensibilité ont été décrits dans la littérature et de plus, face à une demande grandissante de réhabilitation prothétique «metal free» et dans un contexte esthétique exigeant, les implants en zircone ont fait leur apparition et représentent une alternative crédible dans certaines indications cliniques. Or, nous savons désormais que la zircone peut présenter un phénomène de dégradation hydrique ou vieillissement de la zircone, que nous aborderons.

Ainsi l'objectif de ce travail est d'élaborer un protocole et de mettre en place une étude clinique visant à étudier le vieillissement hydrique de la zircone dans un système implantaire en particulier. Ce dernier est un système implantaire sans métal, avec l'implant et son pilier en zircone reliés par une connexion interne ainsi qu'une vis en polyétherétherkétone (PEEK). Une analyse bibliographique des systèmes implantaires en zircone sera réalisée en amont. Nous nous intéresserons tout d'abord à la zircone en dentisterie, puis en implantologie et enfin à la résine PEEK.

Nous tenterons donc via l'étude clinique qui découlera de ce protocole d'apporter des données cliniques supplémentaires concernant le taux de survie d'un système implantaire en zircone 2 pièces, sur une période de 5 ans, ainsi que d'évaluer l'ampleur du vieillissement (si il est confirmé) subi par le pilier implantaire, avec d'éventuelles conséquences sur la rugosité de surface du matériau.

Mots Clés :

Système implantaire
Zircone
Polyétherétherkétone
Protocole étude clinique
Vieillissement de la zircone en milieu humide

Jury :

Président : Monsieur le Professeur Pierre FARGE
Assesseurs : Monsieur le Professeur Jérôme CHEVALIER
Monsieur le Docteur Christophe JEANNIN
Monsieur le Docteur Renaud NOHARET

Adresse de l'auteur :

Corentin LABOISSERET
305 Rue Garibaldi, 69007 LYON
corlabois@yahoo.fr