



HAL
open science

Les implants dentaires en Zircone Y-TZP : une alternative fiable aux implants Titane de grade 4 ?

Clément Baudry

► To cite this version:

Clément Baudry. Les implants dentaires en Zircone Y-TZP : une alternative fiable aux implants Titane de grade 4?. Sciences du Vivant [q-bio]. 2019. dumas-02148666

HAL Id: dumas-02148666

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02148666>

Submitted on 5 Jun 2019

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

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



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

AVERTISSEMENT

Cette thèse d'exercice est le fruit d'un travail approuvé par le jury de soutenance et réalisé dans le but d'obtenir le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire. Ce document est mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt toute poursuite pénale.

UNIVERSITÉ PARIS DESCARTES

FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE

Année 2019

N° 032

THÈSE

POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement le : 07 mai 2019

Par

Clément BAUDRY

Les implants dentaires en Zircono Y-TZP : une alternative fiable aux implants Titane de grade 4 ?

Dirigée par Mme le Docteur Radhia Benbelaïd

JURY

Mme le Professeur Tchilalo Boukpepsi

Président

Mme le Docteur Radhia Benbelaïd

Assesseur

M. le Docteur Nicolas Eid

Assesseur

M. le Docteur Philippe Tramba

Assesseur



Tableau des enseignants de la Faculté

DÉPARTEMENTS	DISCIPLINES	PROFESSEURS DES UNIVERSITÉS	MAÎTRES DE CONFÉRENCES
1. DÉVELOPPEMENT, CROISSANCE ET PRÉVENTION	ODONTOLOGIE PÉDIATRIQUE	Mme DAVIT-BÉAL Mme DURSUN Mme VITAL	M. COURSON Mme JEGAT Mme SMAIL-FAUGERON Mme VANDERZWALM
	ORTHOPÉDIE DENTO-FACIALE		Mme BENAHMED M. DUNGLAS Mme KAMOUN-GOLDRAT Mme LE NORCY
	PRÉVENTION, ÉPIDÉMIOLOGIE, ÉCONOMIE DE LA SANTÉ ET ODONTOLOGIE LÉGALE	Mme FOLLIGUET M. PIRNAY	Mme GERMA M. TAVERNIER
2. CHIRURGIE ORALE, PARODONTOLOGIE, BIOLOGIE ORALE	PARODONTOLOGIE	Mme COLOMBIER Mme GOSSET	M. BIOSSE DUPLAN M. GUEZ
	CHIRURGIE ORALE	M. MAMAN Mme RADOI	Mme EJEIL M. GAULTIER M. HADIDA M. MOREAU M. NGUYEN
	BIOLOGIE ORALE	Mme CHAUSSAIN M. GOGLY Mme SÉGUIER Mme POLIARD	M. ARRETO Mme BARDET (MCF) Mme CHARDIN M. FERRE M. LE MAY
3. RÉHABILITATION ORALE	DENTISTERIE RESTAURATRICE ENDODONTIE	Mme BOUKPESSI Mme CHEMLA	Mme BERÈS Mme BESNAULT M. BONTE Mme COLLIGNON M. DECUP Mme GAUCHER
	PROTHÈSES		M. CHEYLAN M. DAAS M. DOT M. EID Mme FOUILLOUX-PATEY Mme GORIN M. RENAULT M. RIGNON-BRET M. TIRLET M. TRAMBA Mme WULFMAN
	FONCTION-DYSFONCTION, IMAGERIE, BIOMATÉRIEAUX	M. SALMON	M. ATTAL Mme BENBELAID Mme BENOÎT A LA GUILLAUME (MCF) M. BOUTER M. CHARRIER M. CHERRUAU M. FLEITER Mme FRON CHABOUIS Mme MANGIONE Mme TILOTTA
	PROFESSEURS ÉMÉRITES	M. BÉRENHOLC Mme BRION M. LASFARGUES M. LAUTROU M. LEVY	M. PELLAT M. PIERRISNARD M. SAFFAR Mme WOLIKOW
Mise à jour le 04 septembre 2018			

Remerciements

À Mme le Professeur Tchilalo BoukpeSSI

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Docteur en Sciences odontologiques

Habilitée à Diriger des Recherches

Professeur des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury. Pour vos enseignements, votre gentillesse et votre bienveillance durant ma formation initiale et mon externat. Veuillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon plus grand respect.

À Mme. le Docteur Radhia Benbelaïd

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris-Sud

Docteur en Sciences

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour l'honneur que vous me faites de diriger cette thèse d'exercice. Pour votre bienveillance, votre gentillesse et votre disponibilité lors de l'élaboration de ce travail. Pour la transmission de votre savoir et vos conseils durant mon externat. Je vous exprime ma plus sincère gratitude et toute ma reconnaissance.

À M. le Docteur Nicolas Eid

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans le jury de cette thèse. Pour la transmission de votre savoir lors de ma formation initiale. Veuillez trouver ici le témoignage de ma profonde reconnaissance et de mon respect.

À M. le Docteur Philippe Tramba

Docteur en Chirurgie dentaire

Docteur de l'Université Paris Descartes

Maître de Conférences des Universités, Faculté de Chirurgie dentaire Paris Descartes

Praticien Hospitalier, Assistance Publique-Hôpitaux de Paris

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans le jury de cette thèse. Pour vos enseignements lors de ma formation initiale et mon externat. Pour votre confiance au cabinet, votre gentillesse et vos conseils qui m'ont permis de progresser et d'évoluer dans ma manière de travailler. Je vous exprime ma plus sincère gratitude et toute ma reconnaissance.

À mes **parents** : pour m'avoir accompagné et soutenu sans relâche tout au long de ces années. Pour avoir tout mis en place afin de garantir ma réussite. Pour toutes les valeurs que vous m'avez transmises sans lesquelles je ne serais rien aujourd'hui. Pour votre amour et vos encouragements qui me sont si précieux. Et pour tant de raisons que je ne saurais exprimer, je vous remercie et je vous aime.

À mon **frère, Thomas** : pour nos années parisiennes passées ensemble, pour toutes nos galères et nos joies. Pour ton soutien sans failles lors de mes études. J'ai de la chance de t'avoir pour frère et je suis fier de toi. À **Cécilia**, pour sa bonne humeur, son soutien et le soin que tu prends de Thomas, un grand merci. Je vous souhaite le meilleur.

À mes **grands-parents** : pour leur soutien, leur amour et leur confiance, je vous aime.

À **Olivier et Dikris**, mes Pignolos. Pour votre patience et votre soutien. Pour nos voyages, le ski, le surf, nos soirées, nos balades et tous les bons moments passés ensemble, je vous remercie. Un jour, Dikris gagnera à Mario Kart...

À **Clémentine et Gorguine**, mon trinôme préféré. Pour nos moments de joies et de galères à Charles-Foix, ça été un plaisir de travailler avec des personnes aussi géniales que vous, votre bonne humeur permanente et votre gentillesse m'ont particulièrement marqué.

Aux **membres du CEOPV** : **Arnaud, Olivier, Kévin** et les autres. Pour tout ce que vous avez apportés à cette association et à nos apéros/réunions qui nous ont fait passer tant de bons moments. Mention spéciale pour Sybille, une présidente en or, je ne saurais te remercier de ton implication au CEOPV et aux Six Roses.

Aux **membres des Six Roses** : **Lucile, Léa, Anna, Astrid, Dikris et Olivier**. Malgré quelques désaccords, merci pour tous ces moments, je suis fier de ce que nous avons réalisé ensemble. Un gros merci à Sybille et Dikris sans qui rien n'aurait été possible.

À **Antoine et Gabi**, mes compagnons de P1. Merci d'avoir été là dans les pires et les meilleurs moments, je me rappellerai toujours nos journées et soirées à la BSG et nos fous rires à chaque pause-café. Je regrette que la vie nous ait éloigné, on va vite se rattraper.

À **Marie**, ma T1. Merci pour tout tes conseils, ton encadrement et la transmission de ta rigueur et de ton empathie envers les patients. Tu as été la meilleure des T1, je ne saurais te remercier assez pour la personne que tu es et tout ce que tu as fait pour moi. Je t'admire et essaierait toujours de garder à cœur tes valeurs et ta combativité.

A Pierre, Yannick, Pauline, Jean, Guillaume, et tant d'autres amis qui m'ont accompagné lors de ces années, je ne vous oublie pas.

Aux Dr. Saffar et Dr. Fouilloux : pour votre encadrement, votre écoute et vos conseils lors de mon externat et mes moments de difficultés. C'est grâce à vous que j'ai pu trouver ma voie et ma place en tant que praticien et je vous en serai toujours reconnaissant.

À Mathieu, tu resteras dans mes pensées.

Table des matières

INTRODUCTION	3
1 : COMPOSITION ET PROPRIETES MECANIQUES DES IMPLANTS EN ZIRCON	4
1.1 COMPOSITION DES IMPLANTS EN ZIRCON	4
1.2 PROPRIETES MECANIQUES COMPAREES DES IMPLANTS EN ZIRCON ET DES IMPLANTS EN TITANE.....	6
1.2.1 Agents de stabilisation	6
1.2.2 Méthodes de fabrication	8
1.2.3 Propriétés mécaniques comparées des matériaux utilisés dans la fabrication des implants en Zircon et du Titane commercialement pur (TiCp).....	9
1.2.4 Résistance à la fracture des implants en Zircon Y-TZP et comparaison avec les implants en TiCp....	10
1.2.5 Modalités de fracture	14
1.3 DISCUSSION SUR LES PROPRIETES MECANIQUES.....	18
2 : INTERACTION COMPAREE DES IMPLANTS EN ZIRCON Y-TZP ET EN TITANE AVEC LA MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE	20
2.1. INTERFACE ENTRE LES TISSUS MOUS ET LES IMPLANTS	20
2.1.1. Espace biologique péri-implantaire	20
2.2. PARAMETRES BIOLOGIQUES ET EVALUATION DE L'INFLAMMATION.....	21
2.2.1. Colonisation bactérienne.....	21
2.2.2. Paramètres histologiques et histochimiques.....	23
2.2.3. Paramètres cliniques	24
2.3. PARAMETRES ESTHETIQUES	26
2.4. DISCUSSION SUR LES INTERACTIONS AVEC LA MUQUEUSE PERI-IMPLANTAIRE	27
3 : OSTEOINTEGRATION COMPAREE DES IMPLANTS EN ZIRCON Y-TZP ET DES IMPLANTS EN TITANE	31
3.1. PRINCIPES CONCERNANT L'OSTEOINTEGRATION.....	31
3.1.1. Critères d'ostéointégration.....	31
3.1.2. Evaluation de l'ostéointégration	33
3.2. STRATEGIE DE RECHERCHE MISE EN PLACE DANS L'EVALUATION COMPAREE DE L'OSTEOINTEGRATION D'IMPLANTS EN ZIRCON Y-TZP ET EN TITANE.	38
3.3. OSTEOINTEGRATION A COURT ET MOYEN TERME	38
3.4. OSTEOINTEGRATION ET SUCCES A LONG TERME	45
3.5. DISCUSSION SUR L'OSTEOINTEGRATION ET LE SUCCES A LONG TERME.....	49
3.6. DISCUSSION SUR LA PERI-IMPLANTITE.....	51

4 : DISCUSSION.....	53
CONCLUSION.....	55
BIBLIOGRAPHIE	56
TABLE DES FIGURES.....	61
TABLE DES TABLEAUX.....	62

Introduction

Depuis l'introduction et le développement de l'implantologie en odontologie par Brånemark et Schroeder dans les années 1960, le Titane commercialement pur (de grade 4) représente le matériau de choix dans les traitements implantaires en raison des bons résultats cliniques à long terme rapportés par la littérature¹. Néanmoins, d'autres matériaux ont été envisagés : des implants en céramique constitués d'alumine polycristalline ont été développés dès 1968 par Sandhaus, suivis par les implants Tübingen, les implants Bionit, puis par le système Bioceram en alumine monocristalline. Mais en raison des propriétés mécaniques de l'alumine et sa tendance à la fracture, ces implants ont été retirés du marché. Aujourd'hui, avec le développement des céramiques polycristallines Zircons et l'amélioration de leurs propriétés mécaniques par rapport aux céramiques conventionnelles, les implants en céramique pourraient constituer une alternative aux implants en Titane. Cette dernière est recherchée pour les raisons suivantes :

- L'amélioration de l'esthétique : la céramique étant blanche et pouvant mimer la teinte naturelle des dents, elle permettrait une meilleure intégration esthétique des implants notamment dans les secteurs antérieurs ; dans le cas de récessions ou de la présence d'un morphotype gingival fin.
- Les particules de Titane et ses produits de corrosions pourraient présenter des risques potentiels pour la santé en provoquant des réactions non désirées chez l'hôte². En effet, des réactions d'hypersensibilité au Titane ont été décrites³ pouvant amener à un échec implantaire et des réactions allergiques commencent à être rapportées⁴. Bien que d'incidence faible et non prouvées, ces hypothèses doivent être prises en compte par les praticiens lors du choix du biomatériau implantaire.
- Le désir de restaurations non métalliques est de plus en plus important chez les patients.

L'objet de ce travail sera donc, par une analyse de la littérature scientifique, de faire le point sur les implants en Zircon Y-TZP et de répondre à la question : représentent-ils une alternative fiable aux implants en Titane commercialement pur ?

¹ Pjetursson et al., « A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years ».

² Tschernitschek, Borchers, et Geurtsen, « Nonalloyed Titanium as a bioinert metal : a review ».

³ Lalor et al., « Sensitivity to Titanium : a cause of implant failure ? »

⁴ Sicilia et al., « Titanium allergy in dental implant patients : a clinical study on 1500 consecutive patients ».

1 : Composition et propriétés mécaniques des implants en Zircon

1.1 Composition des implants en Zircon

Saridag, Talk et Alniacik⁵ nous rappellent que le Zirconium (Zr) est un métal de numéro atomique 40. Il a été découvert en 1789 par le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth. Ce matériau a une densité de 6.49g/cm^3 , une température de fusion de 1852°C et une température d'ébullition de 3580°C . Le Zirconium n'est pas présent dans la nature dans un état pur : il est associé à un oxyde de Silice dans un minerai nommé Zircon ($\text{ZrO}_2 \times \text{SiO}_2$) ou sous forme d'oxyde libre (Zircon : ZrO_2) dans la Baddeleyite. Sous ces formes, il ne peut être utilisé en dentisterie à cause de la présence d'impuretés affectant sa couleur et de la présence de radionucléides naturels comme l'Uranium ou le Thorium le rendant radioactif. Il est donc nécessaire de séparer ces éléments afin de produire une poudre de dioxyde de Zircon pure, la Zircon, qui pourra ensuite être utilisée comme un matériau céramique. La Zircon est une céramique polycristalline qui ne comporte pas de phase vitreuse, ce qui lui confère des propriétés mécaniques élevées. Ces cristaux constituent un obstacle à la propagation des fissures qui peuvent être initiées à partir d'un défaut, augmentant sa résistance à la fracture.

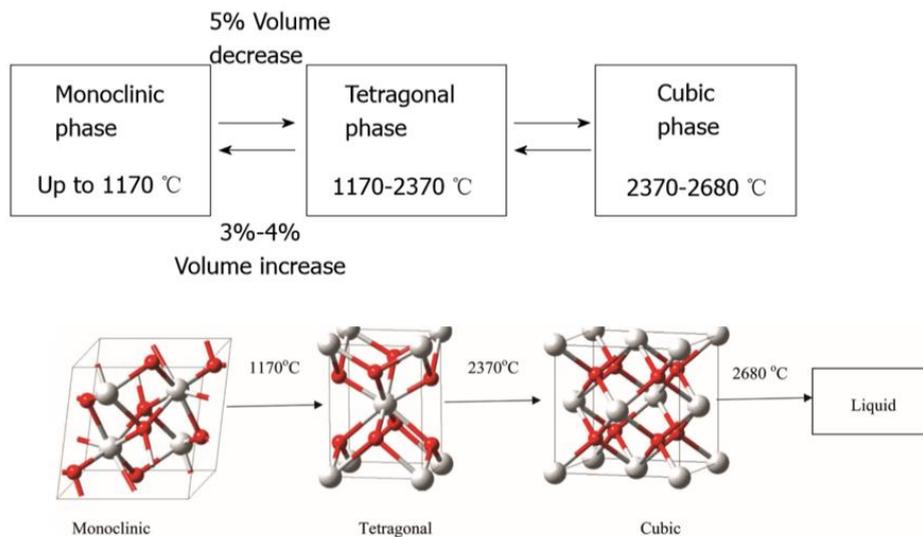
Il existe plusieurs types de Zircon en fonction de leur composition chimique et de leur microstructure. En effet, la Zircon peut se présenter sous trois formes cristallines différentes selon la température (Figure 1) :

- Phase monoclinique : à température ambiante et jusqu'à 1170°C .
- Phase tétragonale : de 1170°C à 2370°C
- Phase cubique : au-dessus de 2370°C

Des changements de volume sont associés lors de ces transformations de phase : le passage de la forme monoclinique à la forme tétragonale s'accompagne d'une réduction de 5 % du volume lors du réchauffement de la Zircon, et une réduction de l'ordre de 3 à 4 % accompagne le processus de refroidissement et le retour de la phase tétragonale à la phase monoclinique.

⁵ Saridag, Tak, et Alniacik, « Basic properties and types of Zirconia : an overview ».

Figure 1 : Illustration schématique de la transformation de phase de la Zircone en fonction de la température



Source : Auteur, d'après Saridag, Tak, et Alniacik, « Basic properties and types of Zirconia », 2013 ; Gautam et al., « Zirconia based dental ceramics : structure, mechanical properties, biocompatibility and applications », 2016.

D'après Piconi et Maccauro⁶, cette réduction de volume lors du refroidissement induit un stress important dans la Zirconie pure pouvant amener à sa fracture. Il a donc été nécessaire de la stabiliser sous sa forme tétragonale ou cubique à l'aide d'agents de stabilisation afin d'obtenir des propriétés optimales. Le plus couramment utilisé en dentisterie et particulièrement en implantologie est l'oxyde d'Yttrium afin de former la Zirconie Y-TZP (Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal), constituant majoritaire des implants en céramique.

⁶ Piconi et Maccauro, « Zirconia as a ceramic biomaterial ».

1.2 Propriétés mécaniques comparées des implants en Zirconie et des implants en Titane

1.2.1 Agents de stabilisation

Comme l'expliquent Saridag, Tak et Alniacik⁷, des oxydes variables peuvent être ajoutés à la Zirconie pour la stabiliser sous sa forme tétragonale ou cubique. Les oxydes de magnésium (MgO), d'Yttrium (Y₂O₃), de Calcium (CaO) ou encore de Cérium (CeO) permettent la production de céramiques Zircons multiphasés appelés Zircons Partiellement Stabilisés (PSZ). Les auteurs indiquent que la Zirconie partiellement stabilisée à l'oxyde de magnésium (Mg-PSZ) est utilisée couramment en ingénierie, mais sa porosité résiduelle, sa granulométrie importante (30-40 µm) et les difficultés à obtenir ses précurseurs dénués d'impuretés ont empêché son application dans le domaine biomédical. Sundh et Sjögren⁸ montrent que le renforcement des propriétés mécaniques de la Zirconie par transformation de phase est moins prononcé pour la Mg-PSZ par rapport à Y-TZP. La Zirconie partiellement stabilisée à l'oxyde de Cérium quant à elle n'a pas été réellement étudiée, bien qu'elle montre une dureté supérieure aux précédentes formes (jusqu'à 20MPa). Selon Chevalier⁹, elle ne présenterait également pas de signes de vieillissement.

La Zirconie Y-TZP est la forme la plus étudiée en implantologie et permet l'obtention de propriétés mécaniques optimales. Cependant la Zirconie partiellement stabilisée au Cérium pourrait être également envisagée mais nécessiterait des études plus poussées.

1.2.1.1. Transformation cristalline à température ambiante

Avec l'adjonction d'une faible quantité d'oxyde d'Yttrium, à hauteur de 3% molaire, la structure cristalline de la Zirconie est modifiée en la forçant à adopter une structure tétragonale à température ambiante : la Zirconie Y-TZP. Selon Mainjot¹⁰, c'est une structure métastable qui acquiert alors une propriété intéressante : la transformation cristalline à température ambiante.

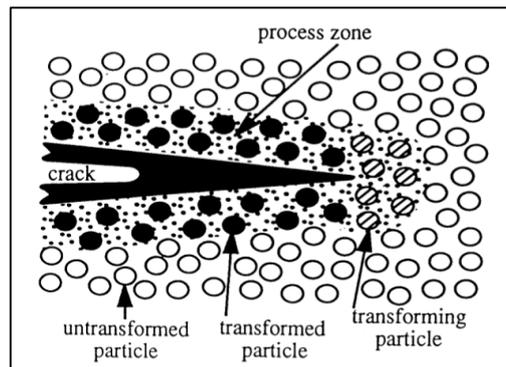
⁷ Saridag, Tak, et Alniacik, « Basic properties and types of Zirconia : an overview ».

⁸ Sundh et Sjögren, « Fracture resistance of all-ceramic Zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering ».

⁹ Chevalier, « What future for Zirconia as a biomaterial ? »

¹⁰ Mainjot, « Zirconie(s). Partie 1, À la rencontre de céramiques pas comme les autres ».

Figure 2 : Illustration schématique du mécanisme de renforcement par transformation de phase



Source : Piconi et Maccauro, « Zirconia as a ceramic biomaterial », 1999.

Sous l'effet d'un stress ou d'un apport énergétique quelconque, les cristaux de Zirconium vont se transformer et passer de la forme tétragonale à leur forme monoclinique et donc augmenter de volume. Ce phénomène permet de limiter la propagation des fissures dans le matériau en mettant cette dernière en compression (Figure 2), et lui confère une résistance à la flexion inégalée par rapport aux autres céramiques : de 900 à 1250MPa pour la Zirconium Y-TZP contre environ 400MPa pour les vitrocéramiques les plus résistantes.

Cependant, l'auteur explique que, du fait de cette propriété, la Zirconium est également un matériau instable et sensible à son environnement : l'incorporation d'un défaut lors du processus de fabrication, un échauffement trop important lors du fraisage de l'implant et du pilier prothétique, ou certains traitements de surface peuvent modifier sa structure cristalline et altérer ses propriétés mécaniques.

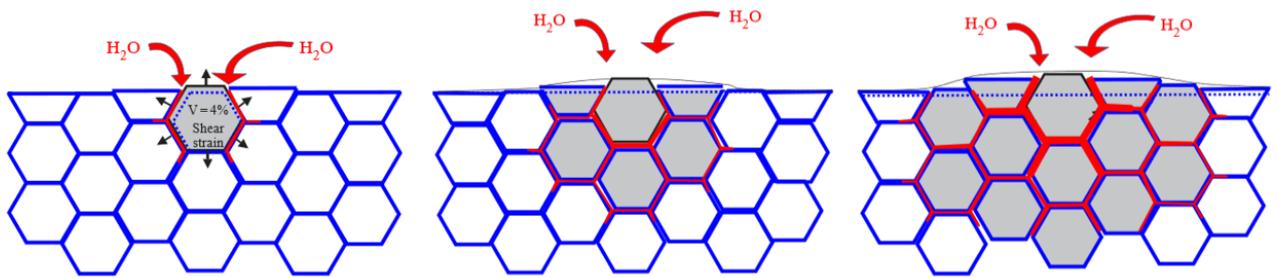
1.2.1.2. Propriétés mécaniques et fatigue hydrique à basse température.

Saridag, Talk et Alniacik¹¹ rapportent que la Zirconium possède une résistance à la traction pouvant atteindre 900 à 1200 MPa et une résistance à la compression proche de 2000 MPa, valeurs similaires à celles de l'acier inoxydable. D'autre part, elle possède une propriété peu étudiée : la fatigue hydrique à basse température. Selon Chevalier¹², en contact prolongé avec l'eau, la couche superficielle de la Zirconium va peu à peu se modifier et passer de la phase tétragonale à la phase monoclinique (Figure 3). Ces transformations vont ensuite se propager au cœur du matériau. Cela induit le développement de rugosités et de microfissures, dégradant progressivement le matériau et aboutissant à la chute de ses propriétés mécaniques.

¹¹ Saridag, Tak, et Alniacik, « Basic properties and types of Zirconium : an overview ».

¹² Chevalier, « What future for Zirconium as a biomaterial ? »

Figure 3 : Illustration schématique du mécanisme de fatigue hydrique à basse température



Source : Chevalier, « What future for Zirconia as a biomaterial ? », 2006.

Selon Chevalier et al.¹³, ce phénomène est majoritairement influencé par différents aspects des étapes de production des implants en Zirconie, comme la taille des grains de céramiques, leur forme macroscopique ou leurs caractéristiques de surface, et par l'agent de stabilisation utilisé. Cependant, il semble encore nécessaire de réaliser des études à long terme sur le devenir de ces implants afin de mieux comprendre et quantifier ce phénomène. En effet, selon les auteurs et bien que les procédés de fabrication se soient améliorés, l'effet de l'usinage de la Zirconie et celui des procédés de changement de son état de surface ne sont pas encore compris et ne permettent pas d'évaluer une durée de vie fiable pour ces implants.

1.2.2 Méthodes de fabrication

Mainjot¹⁴ explique que la Zirconie est une céramique polycristalline et qu'elle ne peut être mise en œuvre qu'à l'aide de procédés de Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur (CFAO). Il existe cependant plusieurs procédés de fabrication aboutissant à des produits chimiquement identiques mais pouvant être légèrement différents au niveau de leurs propriétés mécaniques.

Selon Saridag, Tak et Alniacik¹⁵, l'oxyde de Zirconium utilisé pour la fabrication de la Zirconie se présente sous forme de poudres. Celles-ci sont ensuite pressées par un processus de compaction isostatique à froid pour former des blocs de poudre agglomérée ressemblant à de la craie.

¹³ Chevalier et al., « The tetragonal-monoclinic transformation in Zirconia : lessons learned and future trends ».

¹⁴ Mainjot, « Zirconie(s). Partie 1, À la rencontre de céramiques pas comme les autres ».

¹⁵ Saridag, Tak, et Alniacik, « Basic properties and types of Zirconia : an overview ».

Par la suite, ces blocs peuvent suivre différents processus de fabrication et d'usinage :

- Ces blocs peuvent être directement usinés par CFAO puis frittés aux alentours de 1500°C dans un four spécifique et selon un protocole précis. Lors du frittage, le matériau subit une rétraction de l'ordre de 30%, il faut donc l'anticiper en surdimensionnant l'élément voulu.
- Postcompaction isostatique à froid : les blocs de poudre agglomérée sont de nouveau stabilisés et condensés par un processus de frittage sans pression dans l'atmosphère oxydée d'un four spécifique, formant des blocs de céramiques pré-frittés. Ils peuvent ensuite être usinés par CFAO puis frittés complètement. Ces blocs subiront également une rétraction de volume de l'ordre de 20-25% lors du frittage.
- Postcompaction isostatique à chaud (Hot Isostatic Postcompaction ou HIP) : une compression additionnelle peut être obtenue par ce processus, réalisé à 1000 bar et 50°C sous la température de frittage. L'objectif de la postcompaction isostatique à chaud est de retirer la porosité résiduelle afin de former des blocs denses de céramiques complètement frittés qui seront ensuite usinés.

Andreiotelli, Wenz et Kohal¹⁶ indiquent que tous les implants en Zircon ne subissent pas ce processus HIP, mais qu'il permet de produire des éléments comportant une structure cristalline plus dense et plus compacte, moins poreuse et constituée de grains très fins et de haute pureté en Y-TZP. Selon les auteurs, cela améliorerait leurs propriétés mécaniques et notamment leurs résistances à la fracture. Cependant, ce processus d'usinage est plus long et plus onéreux du fait de la dureté importante des blocs frittés. Par ailleurs, le fraisage de ces blocs générant plus de chaleur il pourrait causer des défauts de surface ou de structure qui conduiraient à des complications cliniques tardives ; encore non définies.

1.2.3 Propriétés mécaniques comparées des matériaux utilisés dans la fabrication des implants en Zircon et du Titane commercialement pur (TiCp)

Selon Nishihara et al.¹⁷, la Zircon Y-TZP possède une résistance à la flexion et un module d'élasticité élevés, respectivement de 1000 à 1300 MPa et de 105 à 110 GPa, qui dépassent largement ceux du TiCp (Tableau 1). Elle possède également une dureté Vickers presque six fois supérieure à celle du TiCp (respectivement 1200 et 200 Vickers).

¹⁶ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

¹⁷ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

Tableau 1 : Propriétés mécaniques comparées du TiCp et des matériaux utilisés dans la fabrication des implants en Zircone

Matériaux	Résistance à la flexion (Mpa)	Ténacité (MPa/m)	Module d'élasticité (GPa)	Dureté (Vickers)
TiCp	390	50 - 80 (Ti)	105 - 110	200
Y-TZP	1000-1300	8.0 - 10	210	1200
ZTA	500	4 - 4,5	280	1120
ATZ	450-700	4 - 5	360 - 420	1700
Ce-TZP	1500	15-18	245	1160

Source : Auteur, d'après Breme et al., « Metallic biomaterials : Titanium and Titanium alloys ». In *Handbook of biomaterial properties*, édité par W. Murphy, J. Black, et G. W. Hastings, 2nd ed., 167-89, 2016 ; Nishihara et al, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests », 2018.

Néanmoins, selon Mahiat¹⁸, sa ténacité est faible comparée à celle du Ti-Cp, ce qui la classe dans les matériaux fragiles. Elle aura donc tendance à se fracturer sous l'effet de contraintes importantes, alors que le Titane qui est un matériau ductile, est capable de subir une déformation élastique sans se fracturer. Selon Nishihara et al., la Zircone stabilisée au Cérium permet d'augmenter la ténacité du matériau et sa résistance à la fatigue hydrique à basse température. Cependant, les auteurs indiquent que la Zircone stabilisée au Cérium présente des propriétés mécaniques plus faibles par rapport à la Zircone Y-TZP.

1.2.4 Résistance à la fracture des implants en Zircone Y-TZP et comparaison avec les implants en TiCp

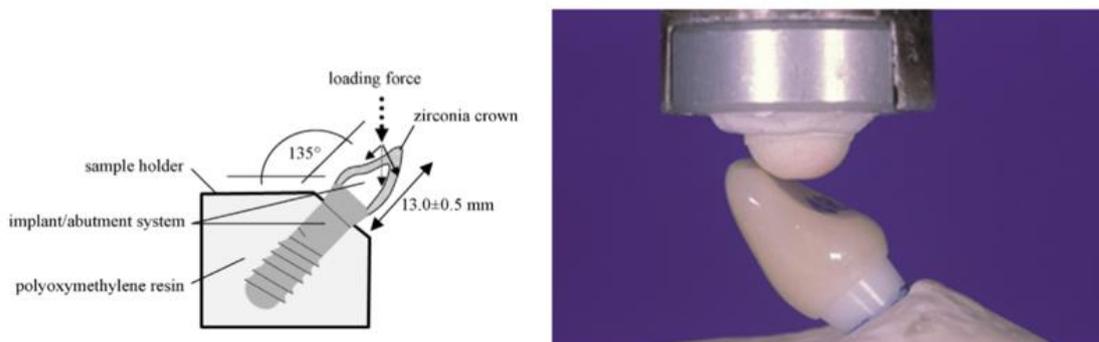
Les recherches ont été conduites dans les bases de données PUBMED, MEDLINE et EMBASE avec comme mots-clés MeSH associés : « fracture », « strenght », « zirconia » et « implant ». La recherche cible les articles ayant moins de 10 ans ce qui a abouti à 83 résultats. Les articles ont ensuite été triés en excluant ceux étudiant uniquement les restaurations supra-implantaires ou uniquement les piliers prothétiques en Zircone, puis par analyse du résumé. Seuls ont été retenus les articles qui traitent précisément du vieillissement accéléré d'implants en Zircone Y-TZP, de l'étude de leur résistance à la fracture et ceux donnant des précisions sur leurs modalités de fracture. Sept articles ont alors été retenu.

¹⁸ Mahiat, « La Zircone : cette méconnue ».

1.2.4.1. Méthode d'évaluation de la résistance à la fracture

Dans les études de Andreiotelli et Kohal¹⁹, de Kohal, Finke et Klaus²⁰ et celle de Rosentritt et al.²¹, la résistance à la fracture des implants est étudiée en laboratoire à l'aide d'un simulateur de mastication associé à l'application de cycles thermiques afin de reproduire les conditions présentes en intra-oral. Les paramètres peuvent varier selon les études mais généralement, l'implant ainsi que le pilier prothétique associé ou non à une couronne sont montés dans un cube de résine en formant un angle vestibulo-lingual de 130 à 135° afin de mimer la position d'une incisive centrale maxillaire (Figure 4). L'antagoniste est constitué d'une bille de stéatite et les forces sont exercées sur la face palatine, 2mm sous le bord libre. Elles sont appliquées généralement 1.2 millions de fois afin de simuler la charge occlusale physiologique subie par la dent pendant 5 ans. L'application de cycles thermiques est simultanée au simulateur de la mastication et est contrôlée par ordinateur. Elle est constituée d'un nombre de cycle défini appliquant de l'eau à 5°C puis à 55°C pendant un temps donné, entrecoupées de pauses entre ces variations de températures.

Figure 4 : Illustration schématique et photographie du montage utilisé lors des tests de résistances à la fracture



Source : à gauche : Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application », 2014 ; à droite : Kohal, Finke, et Klaus, « Stability of prototype two-piece Zirconia and Titanium implants after artificial aging », 2009.

¹⁹ Andreiotelli et Kohal, « Fracture strength of Zirconia implants after artificial aging ».

²⁰ Kohal, Finke, et Klaus, « Stability of prototype two-piece Zirconia and Titanium implants after artificial aging : an in vitro pilot study ».

²¹ Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ».

Les éléments artificiellement vieillis, s'ils ont survécu aux cycles thermomécaniques, sont ensuite placés dans une machine de test universelle appliquant une charge croissante jusqu'au point de rupture des éléments afin de tester la fatigue du matériau et leur résistance à la fracture.

1.2.4.2. Influence de l'architecture monobloc et de celle constituée de deux éléments

Aujourd'hui, de nombreux systèmes implantaires en Zirconium sont disponibles dans le commerce. Ces implants, comme ceux en Titane, peuvent être constitués d'une seule pièce ou de deux éléments.

Comme le rapporte Nishihara et al.²² dans sa revue systématique de littérature, les implants en Zirconium monoblocs ont une résistance moyenne à la fracture *in vitro* qui s'élève à plus de 1000N après préparation et vieillissement artificiel. Les implants en Zirconium à deux éléments, quant à eux, présentent une résistance à la fracture moins élevée, atteignant les 187 à 398N en fonction des systèmes (Tableau 2).

Tableau 2 : Résistances à la fracture comparées des implants en Zirconium et en Titane

	Type of device	Type of test	Group	Value
Andrejotelli et al. [36]	Ti implant	Chewing simulation + fracture strength	Zr implant with preparation	725-850 N
	Zr implant		Zr implant without preparation	539-609 N
Kohal et al. [38]	Ti implant	Chewing simulation + fracture strength	ATZ without preparation	0
	Zr implant		ATZ with preparation	1734 N
			TZP with preparation	1220 N
Kohal et al. [127]	Zr implant	Chewing simulation + fracture strength	White sky with prep	1.2 million cycles
			White sky without prep	1489 N
Silva et al. [37]	Zr implant	Chewing simulation + fracture strength	Y-TZP with prep	5 million cycles
			Y-TZP without prep	1064 N
Spies et al. [128]	Zr implant	Chewing simulation + fracture strength	One-piece Y-TZP with cyclic loading	607 N
			One-piece Y-TZP without cyclic loading	1111 N
			Screw-retained two-piece Y-TZP with cyclic loading	1023 N
			Screw-retained two-piece Y-TZP without cyclic loading	362 N
			Cement-retained two-piece Y-TZP with cyclic loading	399 N
			Cement-retained two-piece Y-TZP without cyclic loading	398 N
				252 N

Source : Nishihara et al., « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests », 2018.

²² Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

Nishihara et al. concluent à un avantage mécanique pour les implants en Zircon monoblocs dont la résistance à la fracture se rapproche de celle des implants en Titane deux éléments, alors que celle des implants en Zircon deux éléments est plus faible. En effet, Preis et al.²³ par exemple, montrent dans leur étude in vitro que les implants en Zircon deux éléments vissés, présentent un taux de fracture plus élevé que celui d'implants en Titane deux éléments. Rosentritt et al.²⁴ montrent, dans leur étude in vitro, que les systèmes monoblocs en Zircon possèdent la plus haute valeur de résistance moyenne à la fracture, suivis par les systèmes deux éléments vissés en Titane, puis par les systèmes deux éléments en Zircons scellés et vissés qui sont comparables. De plus, ils supposent que les implants en Zircon monoblocs seraient moins concernés par le phénomène de fatigue hydrique à basse température que les implants en Zircon deux éléments car ils ont tous survécu au vieillissement accéléré.

1.2.4.3. Influence du type de connexion des implants deux éléments

Les implants en Zircon constitués de deux éléments peuvent présenter, comme ceux en Titane, deux types de connexion entre l'implant et le pilier implantaire : soit scellés, soit vissés. Il existe actuellement peu de systèmes constitués de deux éléments sur le marché et les données cliniques sont rares. Nishihara et al.²⁵ rapportent que les piliers implantaires scellés aux implants en Zircon ne présentent pas de fracture lors des tests de vieillissement accélérés et qu'ils présentent une résistance à la fracture proche de celle des implants deux éléments en Titane. Concernant les systèmes vissés, ils rapportent un certain degré d'échecs dus à des fractures localisées autour de la vis. Rosentritt et al.²⁶ ont montré que les systèmes en Zircon scellés possèdent une résistance à la fracture presque équivalente à celle des systèmes monoblocs. Ils présentent également un taux d'échec plus faible que les systèmes vissés. Ces résultats sont retrouvés dans l'étude in vitro réalisée par Preis et al.²⁷ où les implants deux éléments scellés en Zircon et les implants deux éléments vissés en Titane survivent tous au test de vieillissement accéléré alors que les implants deux éléments vissés en Zircon présentent un taux de fracture élevé.

²³ Preis et al., « In vitro performance of two-piece Zirconia implant systems for anterior application ».

²⁴ Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ».

²⁵ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

²⁶ Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ».

²⁷ Preis et al., « In vitro performance of two-piece Zirconia implant systems for anterior application ».

1.2.5 Modalités de fracture

L'étude des modalités de fracture des implants en zircone est nécessaire afin d'essayer de prévoir les complications cliniques qui pourraient survenir. Cependant, les données présentes dans la littérature scientifique sont encore rares et souvent imprécises. Nous allons donc nous appuyer sur l'étude in vitro réalisée par Rosentritt et al.²⁸ dont un des objectifs étaient de définir ces modalités de fracture. Bien que les implants testés soient des prototypes, l'étude présente l'avantage de décrire précisément les modalités de fracture d'implants de différentes architectures et présentant différents types de connexion.

1.2.5.1. Matériels et méthodes

Rosentritt et al. étudient huit groupes de combinaisons différentes de couples d'implant et de piliers prothétiques constitués de Zircone ou de Titane, scellés ou vissés. La majorité de ces systèmes sont expérimentaux mais le système implantaire de référence utilisé est un implant de grade 4 avec deux éléments à connexion vissée (cf. Tableau 3).

Les diamètres des implants testés sont compris entre 4.0 et 4.5 mm. Les implants ou les piliers prothétiques supportaient une couronne en Zircone réalisée de façon identique pour tous les systèmes testés. Son insertion ne nécessitait pas de préparation de la tête de l'implant ou du pilier prothétique afin d'éviter de fragiliser leurs structures.

Ces systèmes ont été soumis au vieillissement accéléré selon le protocole de simulation de la mastication décrit précédemment (angulation de 135° ; cycle thermique : 2 x 3000 x 5°C/55°C, 2 min de chaque cycle ; forces exercées : 50N appliqué 1,2 million de fois), puis testés par une machine de test de résistance à la rupture.

²⁸ Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ».

Tableau 3 : Systèmes étudiés par Rosentritt et al (Z : Zircone ; T : Titane ; S : vissé (screwed) ; B : scellé (bonded))

Group	Name/Manufacturer	Number of pieces	Implant	Abutment	Connection	Implant diameter/length	Scheme
ZZS	Experimental system	Two-piece	Zirconia	Zirconia	Screwed	4.1 mm/10 mm	
ZZB	Ceramic Implant Prototype Straumann, G	Two-piece	Zirconia	Zirconia	Bonded	4.0 mm/10 mm	
ZZZB	Experimental implant	Three-piece	Zirconia	Zirconia (two-piece)	Bonded	4.1 mm/11 mm	
ZTS	Experimental implant	Two-piece	Zirconia	Titanium	Screwed	4.1 mm/14 mm	
TTS	Experimental system	Two-piece	Titanium	Titanium	Screwed	4.0 mm/10 mm	
TTS reference	Semados S Bego, G	Two-piece	Titanium	Titanium	Screwed	4.1 mm/15 mm	
Z ^a	OMNIS Creamed, G	One-piece		Zirconia		4.5 mm/12 mm	
Z ^b	White Sky 4.0 Bredent, G	One-piece		Zirconia		4.0 mm/10 mm	

Source : Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application », 2013.

1.2.5.2. Résultats

1.2.5.2.1 : Simulation de la mastication et vieillissement accéléré

Indépendamment des matériaux utilisés, la complication la plus fréquente observée pour les systèmes vissés est le desserrage ou la fracture de la vis de connexion pendant la simulation de la mastication. Pour les systèmes vissés en Titane (TTS et TTS reference), la vis s'est fracturée uniquement dans le groupe expérimental mais pas dans le groupe de référence. Ce dernier a résisté à la simulation de la mastication sans échecs.

Concernant les systèmes vissés en Zircone (ZZS), certains échantillons ont montré le desserrage ou la fracture de la vis de connexion, et un échantillon s'est fracturé au niveau du corps de l'implant sous le niveau de la résine. Deux autres échantillons présentaient une fracture de la vis associée à une fracture de l'implant et du pilier implantaire au niveau de l'interface implant/pilier implantaire. Le système mixte implant en Zircone et pilier en Titane vissé (ZTS) présentait dans chaque cas une fracture de la

vis associée à la fracture du col de l'implant en vestibulaire et n'a donc pas pu être soumis au test de charge.

Pour les systèmes scellés en Zircon (ZZZB et ZZB), un échantillon du système ZZZB présente une fracture du pilier implantaire ainsi que de l'implant au niveau du col de l'implant alors qu'aucun échec n'a été observé pour le système ZZB.

Les systèmes Zircons monoblocs n'ont quant à eux subi aucun échec.

1.2.5.2.2: Tests de fatigue

Les implants monoblocs en Zircon ont échoué en raison de la fracture de l'implant. Les auteurs ont constaté que les modalités de fracture sont uniformes entre les échantillons. Pour chaque échantillon, la fracture débute en palatin au niveau de la tête de l'implant près des limites de la restauration coronaire et se propage en diagonales jusqu'à une zone de compression située en vestibulaire au niveau du bloc de résine.

Les systèmes en Zircon scellés ont échoué à cause de la fracture soit du pilier implantaire uniquement, soit de la fracture combinée du pilier implantaire et de celle de l'implant au niveau de son col.

En concordance avec le test simulant la mastication, les systèmes vissés ont tous échoués à cause de la fracture, la déformation, ou le desserrage de la vis de connexion, indépendamment des matériaux utilisés. Les systèmes en Titane vissés ont échoué uniquement au niveau de la vis de connexion qui s'est déformée ou s'est fracturée, par opposition aux systèmes vissés en Zircon dont le desserrage de la vis était toujours associé à la fracture du pilier implantaire ou de l'implant au niveau de son col.

1.2.5.2.3 Discussion des auteurs

Les résultats présentés par Rosentritt et al. montrent que le type de connexion ainsi que la nature du matériau constituant l'implant et le pilier implantaire peuvent avoir une incidence significative sur la résistance à la fracture des systèmes étudiés. Pour les systèmes ayant résisté à la simulation des forces masticatoires, des essais supplémentaires demeurent nécessaires mais l'étude démontre leur potentiel pour une application clinique. Ils montrent également que le fusible des structures vissées est généralement la vis en Titane connectant le pilier implantaire à l'implant, et que la zone située au niveau de la tête de la vis constitue la zone de plus grande concentration des contraintes. Pour les systèmes vissés en Titane, ces forces induisent la déformation ou la fracture de la vis mais n'affectent pas l'implant ni le pilier implantaire. Cependant, pour les systèmes en Zircon, l'implant ou le pilier implantaire est toujours impacté lors des échecs de la vis de connexion. Les auteurs formulent l'hypothèse que ces modalités de fractures sont dues au fait que la Zircon serait peu tolérante aux

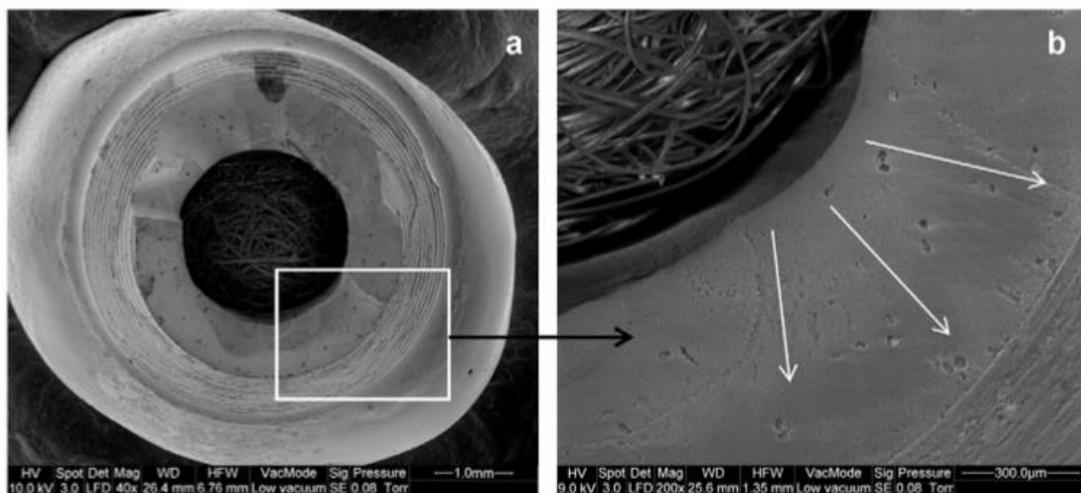
forces de tractions apparaissant autour de la vis de connexion. Ces forces de tractions seraient critiques pour la viabilité du pilier prothétique en céramique selon Tripodakis et al.²⁹.

Selon Rosentritt et al, l'application de forces répétées entraînerait le desserrage de la vis et sa déformation plastique au niveau de son filetage jusqu'à sa déformation complète. Des fêlures au niveau du pilier prothétique apparaissent alors par fatigue du matériau ce qui conduit à la fracture des parties fines de la céramique situées au niveau du col de l'implant (cf. Figure 5).

Pour les systèmes en Zircone scellés, bien qu'ils aient tous résisté au vieillissement accéléré, ils se sont fracturés lors du test de fatigue à des forces relativement faibles. La fracture étant située au niveau de l'implant et du pilier implantaire, le point faible de ces éléments semble être le design des parties de connexion utilisé dans l'étude plutôt que le mode d'assemblage des deux éléments en lui-même.

Figure 5 : Vue globale et détaillée par microscopie électronique à balayage de la fracture d'un implant en Zircone constitué de deux éléments à connexion vissées

Les flèches indiquent la direction de la propagation des fissures.



Source: Preis et al., « In vitro performance of two-piece Zirconia implant systems for anterior application », 2016.

Conclusion des auteurs : les fractures décrites dans l'études ne peuvent être directement appliquées en pratique clinique du fait de l'application d'une force statique d'amplitude faible bien que comprise dans les limites physiologiques. Mais elles apportent des informations utiles sur la localisation des zones de plus fortes contraintes dans les systèmes étudiés et leur possible application clinique.

²⁹ Tripodakis et al., « Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load ».

1.3 Discussion sur les propriétés mécaniques

Aujourd'hui, la Zirconie stabilisée par 3 % molaires d'oxydes d'yttrium est le matériau de choix pour la fabrication et la conception d'implants en céramique³⁰.

En effet, nous avons vu qu'elle présente des propriétés mécaniques et physiques intéressantes dont un module d'élasticité et une résistance en flexion supérieures à celles du Titane. Elle présente également une résistance élevée à la fracture qui découle de la capacité de la Zirconie à se renforcer par transformation de phase, ce qui arrête la propagation de fissures au sein du matériau. Cependant, les propriétés mécaniques d'une pièce usinée en zirconie dépendent selon Mahiat³¹ de sa pureté, de sa densité, de sa porosité, de la taille de ses grains, de sa structure cristalline (proportion de phase tétragonale et de phase monoclinique), de ses caractéristiques géométriques et de son état de surface. Les nouveaux procédés de fabrication, notamment le procédé HIP, permettent d'éliminer la porosité résiduelle présente dans les blocs et d'augmenter la pureté des blocs de zirconie ainsi que leurs densités. Selon Andreiotelli et al.³², cela permettrait d'augmenter leurs propriétés mécaniques et notamment leur résistance à la fracture. L'importance du procédé de fabrication de la Zirconie a été mis en évidence en orthopédie avec l'interdiction en 2002 par l'Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé (ANSM) des prothèses de hanche en Zirconie Prozyr[®], fabriquées par la société « Saint Gobain Céramiques Avancées Desmarquest »³³. Ces prothèses de hanche ont été fabriquées à l'aide d'un procédé « TH », c'est-à-dire frittées dans un four tunnel. Une enquête est ouverte après le signalement de 56 cas de fractures des prothèses entre janvier 1998 et septembre 1999. Il est alors mis en évidence une transformation de phase accélérée du matériau zirconie, de la phase tétragonale vers la phase monoclinique, dans la zone centrale de certaines têtes céramiques. Selon l'ANSM et le rapport d'un laboratoire indépendant, ces fractures sont d'origine multifactorielles. Elles seraient dues à la présence d'un défaut présent avant l'implantation qui entraînerait une porosité et une décohésion des grains de céramique, d'où la fragilisation des implants. Ce défaut aurait pour origine une étape mal maîtrisée du processus de fabrication et de ce fait, seules les têtes réalisées par le procédé TH sont concernées par l'interdiction de mise sur le marché. Bien que les grades de Zirconie

³⁰ Cionca, Hashim, et Mombelli, « Zirconia dental implants : where are we now, and where are we heading ? »

³¹ Mahiat, « La Zirconie : cette méconnue ».

³² Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

³³ Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé, « Suspension d'utilisation de certaines têtes de prothèse de hanche en céramique de zirconie ».

utilisés ne soient pas les mêmes dans le secteur dentaire, cet incident montre que les propriétés de la Zirconie sont dépendantes de son procédé de fabrication. Ces procédés de fabrication ne sont pas toujours décrits dans les études concernant les implants en Zirconie, il est donc difficile de généraliser et d'évaluer les propriétés mécaniques des implants en Zirconie.

De plus, au-delà du procédé de fabrication, les propriétés mécaniques des implants en Zirconie dépendent également de leur morphologie, de l'architecture et du mode de connexion utilisés (monobloc ou deux éléments, scellés ou vissés), de leur diamètre et de leur état de surface. Concernant l'architecture des implants, dans la méta-analyse réalisée par Nishihara et al.³⁴, les auteurs concluent que les implants monoblocs en Zirconie sont plus performants que ceux constitués de deux éléments car ils présentent une résistance à la fracture plus importante que ces derniers (respectivement 1000N et 398N maximum). Par ailleurs, ils montrent que les implants deux éléments en Zirconie sont plus susceptibles à la fracture que les implants deux éléments en Titane. C'est le cas notamment des implants en Zirconie deux éléments à connexion vissée, alors que ceux à connexion scellée ont une résistance à la fracture qui se rapproche de celle des implants en Titane. Ces résultats sont retrouvés dans l'étude in vitro de Rosentritt et al.³⁵ qui décrivent le comportement de fracture d'implants en Zirconie de connexion et de design différents. Cependant, il est important de souligner que les implants utilisés par Rosentritt et al. sont des prototypes, et que la totalité des études incluses dans la méta-analyse de Nishihara et al. testent les implants avec un protocole de mise en charge simulant les forces masticatoires de secteurs antérieurs. Les études de Nishihara et al. et de Roehling et al. remarquent que la majorité des données concernent les implants en Zirconie monoblocs et que peu de données sont disponibles pour les implants deux éléments dans les études pré-cliniques et cliniques. Cela serait dû, selon les auteurs, aux difficultés de fabrication de ces implants deux éléments et à leur tendance à la fracture, notamment pour les systèmes vissés. Nishihara et al.

Les résultats actuellement décrits dans la littérature ne permettent donc pas d'évaluer avec précision les propriétés mécaniques d'implants en Zirconie dans les secteurs postérieurs, ni celui des implants en Zirconie constitués de deux éléments. Il semble cependant que les implants en Zirconie monoblocs présentent des propriétés mécaniques suffisantes dans les études pré-cliniques pour constituer une alternative potentielle aux implants en Titane, bien que ces résultats doivent être confirmés par des études cliniques sur le long terme.

³⁴ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

³⁵ Rosentritt et al., « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ».

2 : Interaction comparée des implants en Zirconie Y-TZP et en Titane avec la muqueuse péri-implantaire

2.1. Interface entre les tissus mous et les implants

2.1.1. Espace biologique péri-implantaire

2.1.1.1. Description

L'interface entre les tissus mous et les implants est étudiée par Berglundh et al.³⁶ dans une étude expérimentale in vivo chez les chiens. Selon lui, la muqueuse péri-implantaire forme un espace biologique similaire à celui retrouvé autour des dents. Cependant, celui-ci atteint une hauteur significativement différente pour le Titane par rapport à celui des dents car il atteint 3,8 mm en moyenne contre 3,17 mm pour les dents. Il est constitué d'un épithélium de jonction long de 2,14 mm de hauteur en moyenne, et d'un tissu conjonctif de 1,66 mm. Contrairement à la gencive, les fibres conjonctives de la muqueuse péri-implantaire s'insèrent au niveau de la crête alvéolaire et sont orientées parallèlement au pilier prothétique. Au niveau du contenu de la matrice extra-cellulaire du tissu conjonctif, la muqueuse péri-implantaire comporte significativement plus de collagène et moins de fibroblastes que la gencive. Ces résultats ont été confirmés par la suite dans d'autres études expérimentales chez le chien³⁷, mais aussi chez l'homme par la réalisation de biopsies³⁸.

2.1.1.2. Comparaison histométrique de l'espace biologique péri-implantaire des implants en Zirconie avec celui des implants en Titane

Dans une étude expérimentale chez le chien, Koch et al.³⁹ évaluent l'histométrie des tissus mous autour d'implants monoblocs en Zirconie par rapport à des implants monoblocs en Titane et à un nouvel implant en Zirconie enduit d'un revêtement bioactif. Ils retrouvent la configuration décrite par Berglundh et al. Dans l'étude, la hauteur de muqueuse péri-implantaire, la hauteur de l'épithélium de

³⁶ Berglundh et al., « The soft tissue barrier at implants and teeth ».

³⁷ Cochran et al., « Biologic width around Titanium implants : a histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible ».

³⁸ Tomasi et al., « Morphogenesis of peri-implant mucosa revisited : an experimental study in humans ».

³⁹ Koch et al., « Soft tissue healing at one-piece Zirconia implants compared to Titanium and PEEK implants of identical design : a histomorphometric study in the dog ».

jonction et celle du tissu conjonctif ne présentent pas de différences significatives entre les systèmes étudiés. Thoma et al.⁴⁰ réalisent également une étude expérimentale chez le chien dont l'objectif est de comparer l'histométrie des tissus mous péri-implantaires des implants en Zirconie monoblocs ou 2 éléments par rapport aux implants monoblocs en TiCp. Ils montrent que ces implants ont un épithélium de jonction et une hauteur de muqueuse implantaire similaire en termes de dimension avec ceux des implants en Titane, indépendamment du matériau ou de l'architecture implantaire utilisée.

Liñares et al.⁴¹ confirment ces résultats dans une étude chez le cochon nain, mais décrivent une différence significative concernant la hauteur de l'épithélium sulculaire. Celle-ci est plus courte pour les implants en Zirconie, bien que la hauteur de l'espace biologique reste comparable à celle des implants en Titane. Ils mettent également en évidence une plus grande densité des fibres de collagène autour de l'implant en Zirconie.

Concernant l'orientation des fibres de collagène autour du col d'implants en Zirconie et en Titane, Tetè et al.⁴² décrivent chez le porc, une orientation parallèle ou parallèle-oblique des fibres sans différence significative entre les deux types d'implants.

2.2. Paramètres biologiques et évaluation de l'inflammation

2.2.1. Colonisation bactérienne

Dans une étude in vivo chez l'homme, Scarano et al.⁴³ montrent que la surface recouverte par des bactéries sur un disque en Zirconie (12,1 %) est significativement plus faible que sur celle d'un disque en Titane (19,3 %) après 24 heures d'incubation intra-orale. De plus, Nascimento et al.⁴⁴ mettent en évidence que des disques en Zirconie présentent un nombre significativement moins important de bactéries que des disques usinés ou coulés en Titane. Ces disques permettent également l'adhésion d'un nombre plus limité d'espèces par rapport aux disques en Titane. En effet, toutes les espèces étudiées sont retrouvées sur les disques coulés en Titane. Les espèces suivantes : *B. fragilis*, *C. gingivalis*, *F. periodonticum*, *K. pneumoniae*, *M. salivarium*, and *P. micra* ne sont pas présentes sur les

⁴⁰ Thoma et al., « Histological analysis of loaded Zirconia and Titanium dental implants : an experimental study in the dog mandible ».

⁴¹ Liñares et al., « Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant : a pilot study in the minipig ».

⁴² Tetè et al., « Collagen fiber orientation around machined Titanium and Zirconia dental implant necks : an animal study ».

⁴³ Scarano et al., « Bacterial adhesion on commercially pure Titanium and Zirconium oxide disks : an in vivo human study ».

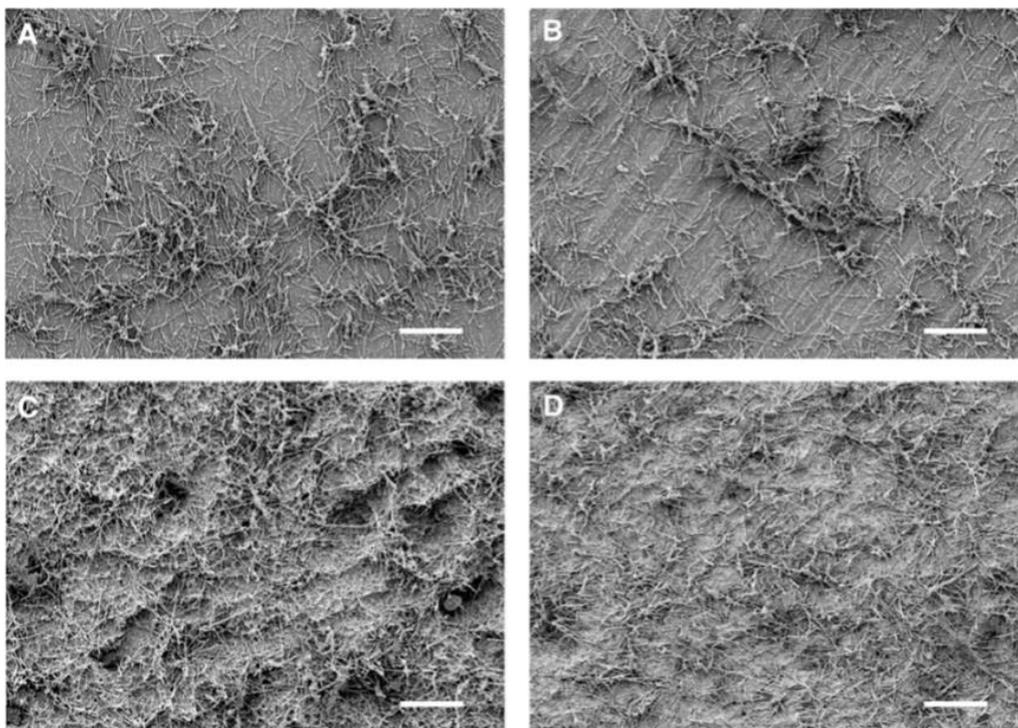
⁴⁴ Nascimento et al., « Bacterial adhesion on the Titanium and Zirconia abutment surfaces ».

disques en Zircane. Les résultats de l'étude montrent que les disques coulés en Titane possèdent le plus haut taux de bactéries parodontopathogènes.

Dans une étude récente in vitro, Roehling et al.⁴⁵ ont souhaité s'affranchir du biais associé au patient pouvant subvenir dans les études in vivo. La culture d'échantillons de plaque dentaire et celle d'un complexe de trois bactéries parodontopathogènes ont été réalisées sur des disques en Zircane ou en Titane dans un milieu anaérobique in vitro. Ce complexe est constitué de *Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum*, et *Porphyromonas gingivalis*. Concernant la plaque dentaire, la Zircane induit la formation d'un biofilm moins épais et comportant moins de bactéries que le Titane. Pour le complexe de bactéries parodontopathogènes, un biofilm moins épais est observé sur la Zircane par rapport au Titane (cf. Figure 6).

Figure 6 : Images acquises par microscopie électronique à balayage de la formation de biofilm par le complexe de bactéries parodontopathogènes après 72 h d'incubation

Des agrégats sont présents sur Ti usiné (A), Zr usiné (B) et Zr-ZLA (D). Cependant, sur la surface Ti-SLA, une plaque homogène et plus structurée est observée. (Magnifié 500 fois, l'échelle indique 30µm.)



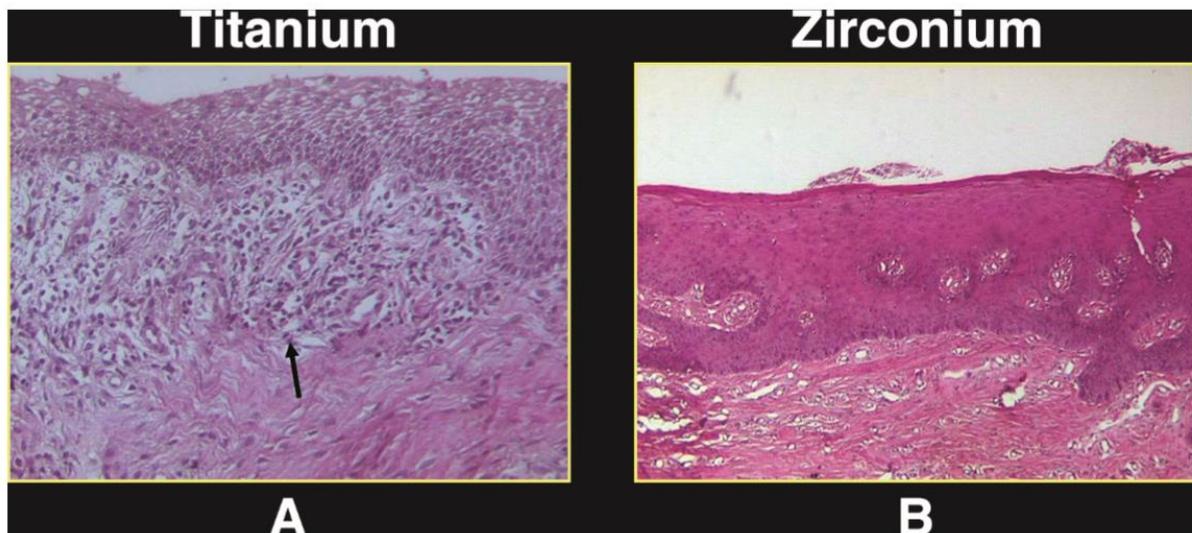
Source: Roehling et al., « In vitro biofilm formation on Titanium and Zirconia implant surfaces », 2017.

⁴⁵ Roehling et al., « In vitro biofilm formation on Titanium and Zirconia implant surfaces ».

2.2.2. Paramètres histologiques et histochimiques

Degidi et al.⁴⁶ ont conduit une étude chez l'homme afin de comparer les paramètres histologiques pouvant marquer une inflammation des tissus mous autour de vis de cicatrisation en Titane ou en Zirconie. Ils réalisent des biopsies gingivales autour des vis de cicatrisation, 6 mois après leur pose. Ils décrivent que l'infiltrat inflammatoire est plus étendu autour des vis en Titane qu' autour des vis en Zirconie (Figure 7). Celui-ci est constitué de lymphocytes, de plasmocytes et d'histiocytes. Des micro-ulcérations de la muqueuse sont décrites autour du Titane mais pas de la Zirconie.

Figure 7 : Coupe histologique de la muqueuse présente autour de vis de cicatrisation en Titane (A) ou en Zirconie (B)



On peut noter la présence d'un infiltrat inflammatoire marqué pour le Titane (flèche). Image agrandie 10 fois.
Source: Degidi et al., « Inflammatory Infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around Titanium and Zirconium oxide healing caps », 2006.

Ils décrivent également que des micro-vaisseaux sont présents en plus grande nombre autour du Titane par rapport à la Zirconie (le nombre moyen de vaisseaux atteint respectivement $29,1 \pm 5,216$ et $15,8 \pm 2,44$). De plus, ils montrent que l'expression du facteur de croissance de l'endothélium

⁴⁶ Degidi et al., « Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around Titanium and Zirconium oxide healing caps ».

vasculaire (VEGF) et l'expression de l'enzyme oxyde nitrique synthase (NOS) sont plus élevés dans la muqueuse présente autour des vis en Titane. Ce qui révèle un plus haut taux de processus liés à l'inflammation autour des vis en Titane.

Ces résultats sont cohérents avec l'étude réalisée par Kumar et al.⁴⁷. Ils montrent que le fluide sulculaire présent autour de piliers prothétiques en Titane, 1 à 3 mois après leur mise en place, comporte significativement plus de Métalloprotéinase matricielle 8 (MMP8) que le fluide sulculaire autour de piliers en Zirconie. Cette différence n'est cependant pas retrouvée à 1 an, ce qui suggère la présence de phénomènes de remodelage et/ou inflammatoire plus importants autour du Titane dans les premiers temps mais pas à 1 an. Ces résultats sont appuyés par une étude clinique réalisée par Cionca et al.⁴⁸ qui étudient la concentration de cytokines pro-inflammatoires présentes dans le fluide sulculaire autour d'implants en Zirconie et en Titane après 2 ans de mise en fonction, en moyenne. Ils ne relèvent aucune différence significative pour l'antagoniste du récepteur à l'interleukine-1, l'interleukine-8, le facteur stimulant les colonies de granulocytes (G-CSF), la protéine-1-bêta inflammatoire des macrophages (MIP-1 β), et le facteur de nécrose tumorale alpha (TNF- α).

2.2.3. Paramètres cliniques

De nombreux indices cliniques peuvent permettre d'évaluer la santé parodontale notamment en quantifiant son état inflammatoire. C'est le cas de l'indice gingival, de l'indice de plaque, de la profondeur de poche parodontale, du saignement au sondage ou encore de la hauteur des récessions⁴⁹. Ces indices sont encore peu relevés dans les études réalisées sur les implants en Zirconie. En effet, seul deux études pré-cliniques ont cherché à les évaluer. Les résultats sont présentés dans le Tableau 4 ci-dessous. Dans ces études, les animaux sont soumis à un contrôle de plaque et les indices évaluent donc l'état inflammatoire des tissus péri-implantaires dans des situations non pathologiques. Dans l'étude de Liñares et al., l'indice de plaque utilisé est celui décrit par Mombelli et al. en 1987 et définit comme :

- 0 : pas de plaque visible
- 1 : plaque mise en évidence par le passage d'une sonde
- 2 : plaque visible à l'œil nu
- 3 : plaque abondante

⁴⁷ Kumar et al., « Influence of different forms and materials (Zirconia or Titanium) of abutments in peri-implant soft-tissue healing using matrix metalloproteinase-8 : a randomized pilot study ».

⁴⁸ Cionca et al., « Pro-inflammatory cytokines at Zirconia implants and teeth : a cross-sectional assessment ».

⁴⁹ Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, « Parodontopathies : diagnostic et traitements ».

Tableau 4 : Etudes des paramètres cliniques d'évaluation de la santé gingivale dans les études pré-cliniques chez le cochon

	Paramètres étudiés	Implants ZrO ₂	Implants Ti
Liñares et al. ⁵⁰	Hauteur de récession	0,3+/-0,4	-0,4+/-0,7
	Indice de plaque modifié	Inférieur à 1	Inférieur à 1
	Profondeur de poche	2,6+/-0,6mm	2,4+/-0,9mm
	Saignement au sondage	1 sur 9 implants	2 sur 9 implants
Tetè et al. ⁵¹	Indice gingival	0-1	0-1
	Profondeur de poche	2+/-0,2mm	2,2+/-0,2mm
	Récession	Légère	Légère

Source : Auteur, 2019.

Le saignement au sondage est binaire : présence ou absence d'un saignement au sondage. La profondeur de poche est mesurée par une sonde parodontale. Elle est évaluée du sommet de la muqueuse marginale jusqu'au fond du sulcus sur trois sites (lingual, mésio-vestibulaire et disto-vestibulaire). La hauteur de récession est mesurée entre le sommet de la muqueuse péri-implantaire et le col de l'implant.

Dans l'étude de Tetè, la profondeur de sondage est évaluée de la même façon que dans l'étude réalisée par Liñares. Cependant, il utilise l'indice gingival décrit par Loe⁵² afin de qualifier l'inflammation :

- 0 : gencive normale de couleur rose corail sans signe d'inflammation
- 1 : léger changement de couleur sans œdème ni saignement
- 2 : rougeur associée à un œdème et au saignement au sondage
- 3 : rougeur et œdème prononcés associés à un saignement spontané et/ou des ulcérations

Bien que les indices utilisés soient différents, les deux auteurs concluent à une absence d'inflammation cliniquement visible et ne montrent aucune différence significative entre les paramètres autour des deux implants étudiés.

⁵⁰ Liñares et al., « Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant : a pilot study in the minipig ».

⁵¹ Tetè et al., « Collagen fiber orientation around machined Titanium and Zirconia dental implant necks : an animal study ».

⁵² Loe, « The gingival index, the plaque index and the retention index systems ».

Pour comparaison, la méta-analyse de Linkevicius⁵³ sur les piliers prothétiques en Titane et ceux en Zircône ne montre également pas de différence significative sur la profondeur de poche, le saignement au sondage et la hauteur de récession entre les deux matériaux.

2.3. Paramètres esthétiques

Il est rapporté dans la littérature que les piliers prothétiques en Titane pourraient induire une coloration grisâtre de la muqueuse environnante^{54 55}. Dans une étude *in vitro*, Jung et al.⁵⁶ ont cherché à évaluer objectivement à l'aide d'un spectrophotomètre l'incidence du Titane ou de la Zircône sur la couleur de la gencive de porc. Ils montrent qu'en présence d'une épaisseur de gencive de 1,5 mm, tous les spécimens induisent une modification de couleur de la muqueuse détectable par l'œil humain, quel que soit le matériau. Cependant, la variation de couleur la plus importante est rapportée pour le Titane. Sur une épaisseur de muqueuse égale ou supérieure à 2 mm, la Zircône n'induit pas de modifications de couleur détectable par l'œil, alors que le Titane induit une différence visible jusqu'à 2 mm d'épaisseur de muqueuse. Des résultats comparables sont détectés concernant les variations de luminosité de la muqueuse. Ils concluent donc que la Zircône pourrait montrer de meilleurs résultats esthétiques que le Titane, particulièrement en présence d'un morphotype parodontal fin.

Aucune étude analysant le devenir esthétique comparé des implants en Zircône par rapport à ceux en Titane n'est à ce jour disponible. Cependant, des travaux ont été réalisés sur l'issue esthétique des piliers prothétiques en Zircône et en Titane, ce qui peut nous orienter sur les résultats attendus pour les implants.

Chez l'homme, la méta-analyse réalisée par Linkevicius et al.⁵⁷ porte sur neuf études et vise à comparer les effets de piliers prothétiques en Zircône et en Titane sur les tissus mous environnants. Trois de ces neuf études analysent par colorimétrie ou spectrophotométrie les variations de couleurs de la muqueuse et la méta-analyse montre une différence significative en faveur de la Zircône. Cependant, les autres études utilisant des indices cliniques multifactoriels ne montrent pas de différences significatives entre les deux matériaux en termes de résultat esthétique excepté une étude qui utilise

⁵³ Linkevicius et Vaitelis, « The effect of Zirconia or Titanium as abutment material on soft peri-implant tissues : a systematic review and meta-analysis ».

⁵⁴ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

⁵⁵ Heydecke, Kohal, et Gläser, « Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system : a case report ».

⁵⁶ Jung et al., « In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials ».

⁵⁷ Linkevicius et Vaitelis, « The effect of Zirconia or Titanium as abutment material on soft peri-implant tissues : a systematic review and meta-analysis ».

le Pink Esthetic Score (PES). Ce PES évalue le niveau d'intégration esthétique de l'implant au niveau du secteur antérieur maxillaire en étudiant 7 variables définies : la forme de la papille mésiale, celle de la papille distale ; le niveau, la texture et le contour des tissus mous ; le défaut du procès alvéolaire absent, diffus ou marqué, et la couleur des tissus.

De plus, Linkevicius et al. ne montrent aucune différence significative dans les deux études utilisant une échelle visuelle analogique afin d'analyser le ressenti esthétique du patient. Les résultats ne montrent donc pas d'avantage conséquent à la Zirconie sur leur devenir esthétique par rapport au Titane et la variabilité des indices utilisés rend difficile le consensus.

2.4. Discussion sur les interactions avec la muqueuse péri-implantaire

Les études pré-cliniques s'intéressant à l'interface biologique présente autour des implants en Zirconie sont rares et elles s'intéressent en grande majorité à l'histométrie de cette interface. Nishihara et al.⁵⁸ concluent dans sa méta-analyse réalisée en 2018 que la plupart des études ne montrent pas de différence significative dans l'organisation des tissus péri-implantaires d'implants en Zirconie ou en Titane. Cependant, certaines études semblent favoriser les implants en Zirconie par rapport au Titane. Chez le cochon, Liñares et al.⁵⁹ observent un épithélium sulculaire plus court et une densité de fibres de collagène plus importante autour d'implants en Zirconie monoblocs ZLA qu'autour du Titane SLA. Ils émettent l'hypothèse que l'épithélium de jonction plus long associé à la plus haute densité de fibres de collagènes pourrait réduire l'infiltrat inflammatoire autour des implants en Zirconie. Cette organisation et la densité augmentée de fibres de collagènes autour de la Zirconie pourraient être liées à sa plus grande affinité envers les fibroblastes que le Titane. En effet, Yamano et al.⁶⁰ analysent in vitro le comportement de fibroblastes humains sur différentes surfaces. Ils montrent après 48 et 72h d'incubation que la prolifération de ces fibroblastes est plus rapide sur un disque lisse en Zirconie que sur un disque en Zirconie rugueux et que sur des disques en Titane lisses ou rugueux. Ils montrent également que les fibroblastes se répartissent de façon plus harmonieuse sur les disques en Zirconie. L'expression d'intégrines $\alpha 2$ à 3 heures, d'intégrines $\alpha 5$ et de collagène de type I à 48h est également augmentée sur les disques en Zirconie. Les auteurs concluent que la Zirconie pourrait promouvoir l'absorption de protéines à la surface de l'implant et l'attachement ainsi que la diffusion des

⁵⁸ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

⁵⁹ Liñares et al., « Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant : a pilot study in the minipig ».

⁶⁰ Yamano et al., « The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression ».

fibroblastes. L'ensemble de ces éléments pourraient montrer, selon Cionca et al.⁶¹, que la Zircone entraînerait la formation d'une muqueuse péri-implantaire plus mature que le Titane.

De plus, Roehling et al.⁶² montrent *in vitro* que la colonisation de bactéries et la formation de plaque sont significativement moins importantes sur des disques de Zircone. Ces résultats sont confirmés par Scarano et al.⁶³ et Nascimento et al.⁶⁴ *in vivo*. Du fait de ces propriétés, Cionca et al. émettent l'hypothèse que la muqueuse péri-implantaire des implants en Zircone serait moins à risque d'infection. Les études s'intéressant aux paramètres inflammatoires histochimiques présents dans la muqueuse péri-implantaire permettent de conclure, selon Degidi et al.⁶⁵ que les tissus présents autour du Titane subissent un taux d'inflammation plus important qu'autour de la Zircone. Ces résultats sont cohérents avec ceux de Kumar et al.⁶⁶ qui montrent que la muqueuse présente autour de piliers prothétiques en Titane subissent plus de phénomènes de remodelage et d'inflammation pendant les 3 mois suivant la mise en place du pilier prothétique. Cependant, ces résultats ne sont pas retrouvés à 1 an par Kumar et al., ni par Cionca et al. à 2 ans. Kumar et al. supposent que ce remodelage plus important dans les premiers temps serait dû à la présence de plaque en plus grande quantité sur le Titane. Cionca et al. ne mettent en évidence aucune différence significative entre les biomarqueurs péri-implantaires d'implants en Zircone et en Titane et émettent l'hypothèse que la réponse inflammatoire dépendrait de paramètres spécifiques au patient qui ne sont pas localement modifiés par la nature du matériau.

L'ensemble de ces études permet de conclure que les tissus péri-implantaires réagissent similairement au Titane et à la Zircone sur le plan inflammatoire, mais la Zircone aurait tendance, par son affinité pour les fibroblastes augmentée et par son affinité bactérienne faible, à mettre en place une muqueuse péri-implantaire plus mature et moins à risque d'infections que le Titane. Cependant, il convient de rester prudent sur ces hypothèses car ces études *in vitro* portent sur des échantillons réduits et leurs résultats n'ont pas encore été confirmés par des études comparatives chez l'homme. Les études pré-cliniques sont également réalisées sur des modèles animaux et selon des protocoles

⁶¹ Cionca, Hashim, et Mombelli, « Zirconia dental implants : where are we now, and where are we heading ? »

⁶² Roehling et al., « *In vitro* biofilm formation on Titanium and Zirconia implant surfaces ».

⁶³ Scarano et al., « Bacterial adhesion on commercially pure Titanium and Zirconium oxide disks : an *in vivo* human study ».

⁶⁴ Nascimento et al., « Bacterial adhesion on the Titanium and Zirconia abutment surfaces ».

⁶⁵ Degidi et al., « Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around Titanium and Zirconium oxide healing caps ».

⁶⁶ Kumar et al., « Influence of different forms and materials (Zirconia or Titanium) of abutments in peri-implant soft-tissue healing using matrix metalloproteinase-8 : a randomized pilot study ».

variés, il est donc difficile de transposer ces résultats chez l'homme. Elles font également l'impasse sur un certain nombre de paramètres comme la morphologie de l'implant, le type de connexion, l'état de surface (caractérisé par sa microstructure, sa mouillabilité ou son hydrophobicité par exemple), ou des paramètres intrinsèques aux patients (pathologies, présence de souches bactériennes spécifiques) qui pourraient influencer l'adhésion bactérienne et les processus d'inflammation péri-implantaires. Les rares données cliniques évaluant l'inflammation de la muqueuse péri-implantaire ne montrent d'ailleurs pas de différences significatives entre la Zirconie et le Titane, selon Tetè et al.⁶⁷ et Liiñares et al.⁶⁸. L'ensemble de ces hypothèses doit donc être confirmé par des études spécifiques et de plus haut niveau de preuve.

Sur le plan esthétique, la Zirconie présente selon de nombreux auteurs des qualités esthétiques supérieures au Titane^{69 70}. Cela serait dû à sa couleur blanche qui permettrait d'éviter l'apparition d'un liseré grisâtre de la muqueuse environnante. Cependant, hormis le cas où une maladie parodontale ou un facteur traumatique induit une récession, Jung et al.⁷¹ ne montrent un bénéfice esthétique pour les implants en Zirconie qu'en présence d'un parodonte fin d'épaisseur inférieure à 2 mm, et sur les 3 mm les plus coronaires de la muqueuse.

Les données évaluant l'esthétique d'implants en Zirconie sont rares. Linkevicius et al.⁷² ne montrent pas dans leur méta-analyse de différence significative entre le PES de piliers prothétiques en Zirconie et en Titane. En 2015, Payer et al.⁷³ ne montrent aucune différence significative concernant le PES à 24 mois pour des implants en Zirconie et en Titane deux éléments. En 2013⁷⁴, ils ne montrent aucune différence significative pour le PES d'implants monoblocs en Zirconie ou en Titane. Ces résultats ne sont pas significatifs car les auteurs ne font pas la différence entre les implants bone level ou tissue level, il est donc difficile de conclure sur la supériorité d'un des matériaux constituant les piliers prothétiques et les implants. En effet, dans le cas d'un implant bone level, c'est la prothèse qui est en regard de la

⁶⁷ Tetè et al., « Collagen fiber orientation around machined Titanium and Zirconia dental implant necks : an animal study ».

⁶⁸ Liñares et al., « Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant : a pilot study in the minipig ».

⁶⁹ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

⁷⁰ Cionca, Hashim, et Mombelli, « Zirconia dental implants : where are we now, and where are we heading ? »

⁷¹ Jung et al., « In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials ».

⁷² Linkevicius et Vaitelis, « The effect of Zirconia or Titanium as abutment material on soft peri-implant tissues : a systematic review and meta-analysis ».

⁷³ Payer et al., « All-ceramic restoration of Zirconia two-piece implants : a randomized controlled clinical trial ».

⁷⁴ Payer et al., « Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants, a prospective case series : results after 24 months of clinical function ».

muqueuse péri-implantaire et qui sera évaluée par le PES et non pas le pilier prothétique ou l'implant en lui-même. Dans le cas d'un implant tissu level, le col de l'implant est situé en regard de la gencive et peut donc influencer le devenir esthétique. L'avantage esthétique potentiel de la Zirconie serait donc limité aux implants tissu level.

Les résultats concernant l'esthétique d'implants en Zirconie sont rares et ne montrent pas de différence significative. Il est donc difficile de conclure sur un avantage esthétique significatif de la Zirconie par rapport au Titane en l'absence d'études longues évaluant précisément les paramètres esthétiques de ces implants. On peut donc conclure que, dans l'hypothèse où cet avantage existe pour la Zirconie, celui-ci est limité aux cas où un morphotype parodontal fin est présent, dans le cas de récessions ou dans le cas d'implants tissu level. De plus, Payer et al.⁷⁵ rapportent en 2015 une préoccupation supplémentaire sur le devenir esthétique d'implants en Zirconie deux éléments, dues au protocole chirurgical utilisé dans l'étude. En effet, des capuchons de cicatrisation en Zirconie n'étaient pas disponibles lors de la réalisation de l'étude et la mise en place du pilier prothétique a été réalisée lors d'un 2ème temps opératoire de découverte de l'implant, à la différence du Titane. Un lambeau d'accès a été réalisé afin de contrôler le saignement sur le site opératoire et d'aménager une visibilité suffisante au retrait du ciment après le scellement du pilier prothétique. Payer et al. émettent l'hypothèse que ce deuxième temps chirurgical invasif pour les implants en Zirconie pourrait être à l'origine d'un phénomène de remodelage plus important et entraîner des résultats esthétiques potentiellement réduits.

⁷⁵ Payer et al., « All-ceramic restoration of Zirconia two-piece implants : a randomized controlled clinical trial ».

3 : Ostéointégration comparée des implants en Zircono Y-TZP et des implants en Titane

3.1. Principes concernant l'ostéointégration

3.1.1. Critères d'ostéointégration

Le terme « d'ostéointégration » a été défini pour la première fois par Brånemark et Albrektsson dans un article publié en 1981⁷⁶, comme un « contact direct entre l'os et la surface d'un implant mis en charge, identifié par microscopie optique ». A la suite de ces travaux, Brånemark précise cette définition en 1986 comme « une attache structurelle et fonctionnelle directe entre un tissu osseux vivant organisé et la surface d'un implant mis en charge »⁷⁷. En 1976, Schroeder, qui travaillait en parallèle de Brånemark, propose de la définir comme une « ankylose fonctionnelle résultant de l'ancrage d'un implant par formation osseuse directe à sa surface sans interposition de tissu fibreux. » Ces définitions sont centrées sur l'interface histologique entre l'os et l'implant en fonction, difficilement évaluable cliniquement ou radiographiquement. Albrektsson et al.⁷⁸ proposent alors des critères de succès de l'ostéointégration selon Brånemark :

- Pas de mobilité cliniquement décelable pour un implant unitaire non relié
- Absence de radio-clarté péri-implantaire décelable sur une radiographie
- Perte osseuse verticale inférieure à 1.5mm la première année de mise en fonction, puis 0.2mm par an
- Absence de signes persistants et/ou irréversibles et de symptômes tels que la douleur, l'infection, les neuropathies, paresthésies ou effraction du canal mandibulaire.

Aujourd'hui, le paradigme concernant la perte osseuse marginale et la péri-implantite change. En 2017, Albrektsson et al.⁷⁹ expliquent que lors de la mise en place d'un implant dentaire, le métabolisme osseux est confronté à un corps étranger. Il existe alors deux réactions possibles à ce corps étranger : une encapsulation par un tissu fibreux qui peut amener au rejet de l'implant, ou l'encapsulation de

⁷⁶ Albrektsson et al., « Osseointegrated Titanium implants : requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man ».

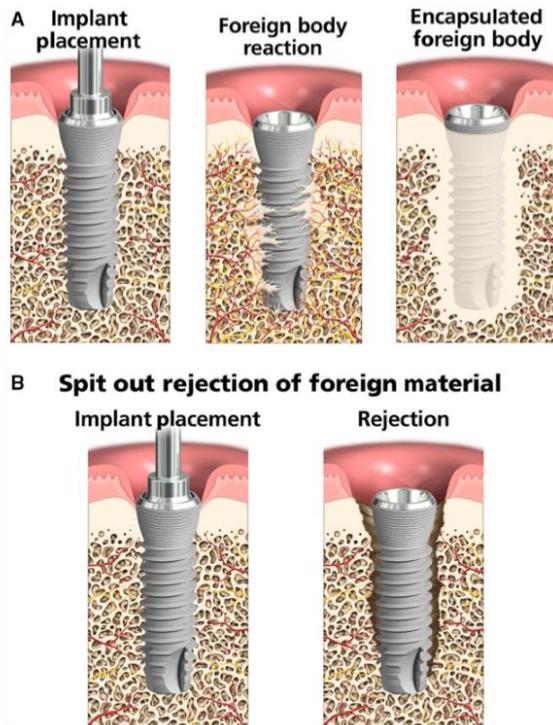
⁷⁷ Brånemark et al., « Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry ».

⁷⁸ Albrektsson et al., « The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success ».

⁷⁹ Albrektsson et al., « Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants ».

l'implant par un tissu osseux afin d'isoler le corps étranger des tissus environnants. Les auteurs indiquent que la première réaction d'encapsulation par un tissu fibreux correspond aux phénomènes biologiques induisant les échecs implantaire précoces, et que le deuxième processus est observé lors de l'ostéointégration d'implants en TiCp.

Figure 8 : Schéma détaillant les deux voies de la réaction induites par la mise en place d'un implant



A : l'ostéointégration induit une réponse osseuse protectrice afin d'isoler les tissus du corps étranger et permet à l'implant d'être toléré par le système immunitaire.

B : Certains implants peuvent subir des échecs précoces qui dépend d'un mécanisme de rejet d'origine immunologique. Les échecs tardifs dus à la perte osseuse marginale pourraient aussi dépendre d'une maladie de type immunologique.

Source: Albrektsson et al., « Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants », 2017.

D'après Albrektsson et al., la perte osseuse marginale avant 1 an est due au trauma chirurgical induit par la mise en place de l'implant. Puis, après la 1^{ère} année de mise en fonction, certains implants pourraient subir une réaction de rejet secondaire se traduisant par une perte osseuse marginale continue. Cette résorption osseuse ne serait pas toujours due à une péri-implantite, mais plutôt à une complication du traitement. Les auteurs expliquent que la perte osseuse marginale observée sur un implant initialement ostéointégré serait le résultat d'un déséquilibre dans l'activité des ostéoclastes et des ostéoblastes. Cela serait dû à une surcharge occlusale, à la présence de débris de ciment, au design de l'implant, au protocole chirurgical et prothétique ou à des facteurs inhérents au patient. Cette situation peut, par la suite, évoluer en infection secondaire : la péri-implantite. Les auteurs concluent que la péri-implantite n'est pas la même maladie bactérienne que la parodontite. Elle correspondrait à une réaction immunologique de rejet induisant une perte osseuse marginale continue et se compliquant par la suite par une infection et une inflammation de la muqueuse péri-implantaire.

Selon eux, la péri-implantite serait responsable d'une perte osseuse marginale à 10 ans sur seulement 1 à 2 % des implants. Cependant, la prévalence de la péri-implantite fait aujourd'hui débat du fait de la variété de ces définitions et des difficultés à la caractériser cliniquement.

3.1.2. Evaluation de l'ostéointégration

3.1.2.1. Stabilité primaire et secondaire

Bosshard, Chapuis et Buser⁸⁰ rapportent que la stabilité mécanique de l'implant est un prérequis au succès de son ostéointégration, à court et à long terme. L'ostéointégration est un phénomène dynamique durant lequel la stabilité précoce, dite primaire, est progressivement remplacée par la stabilité tardive, dite secondaire. Immédiatement après la mise en place de l'implant, la stabilité de l'implant est assurée par la stabilité primaire, c'est-à-dire le contact direct entre la surface des parois osseuses du lit implantaire et la surface de l'implant. Elle est d'origine mécanique, et peut être influencée par :

- La morphologie de l'implant et son ajustement aux parois osseuses, fonction de son diamètre ; de sa longueur ; de l'architecture des spires ; de son profil effilé ou cylindrique.
- Sa position verticale par rapport à la crête osseuse
- L'état de surface de l'implant
- La qualité osseuse du site implantaire

La stabilité secondaire résulte de l'apposition d'os néoformé sur la surface de l'implant et est d'origine biologique. L'apposition osseuse démarre au niveau de l'os trabéculaire, plus précocement qu'au niveau de l'os cortical qui doit d'abord être résorbé. La stabilité primaire, qui diminue au fil du temps et la stabilité secondaire, qui augmente, constituent le reflet de l'ostéointégration.

3.1.2.2. Méthodes d'évaluation de l'ostéointégration

3.1.2.2.1 : Méthodes invasives

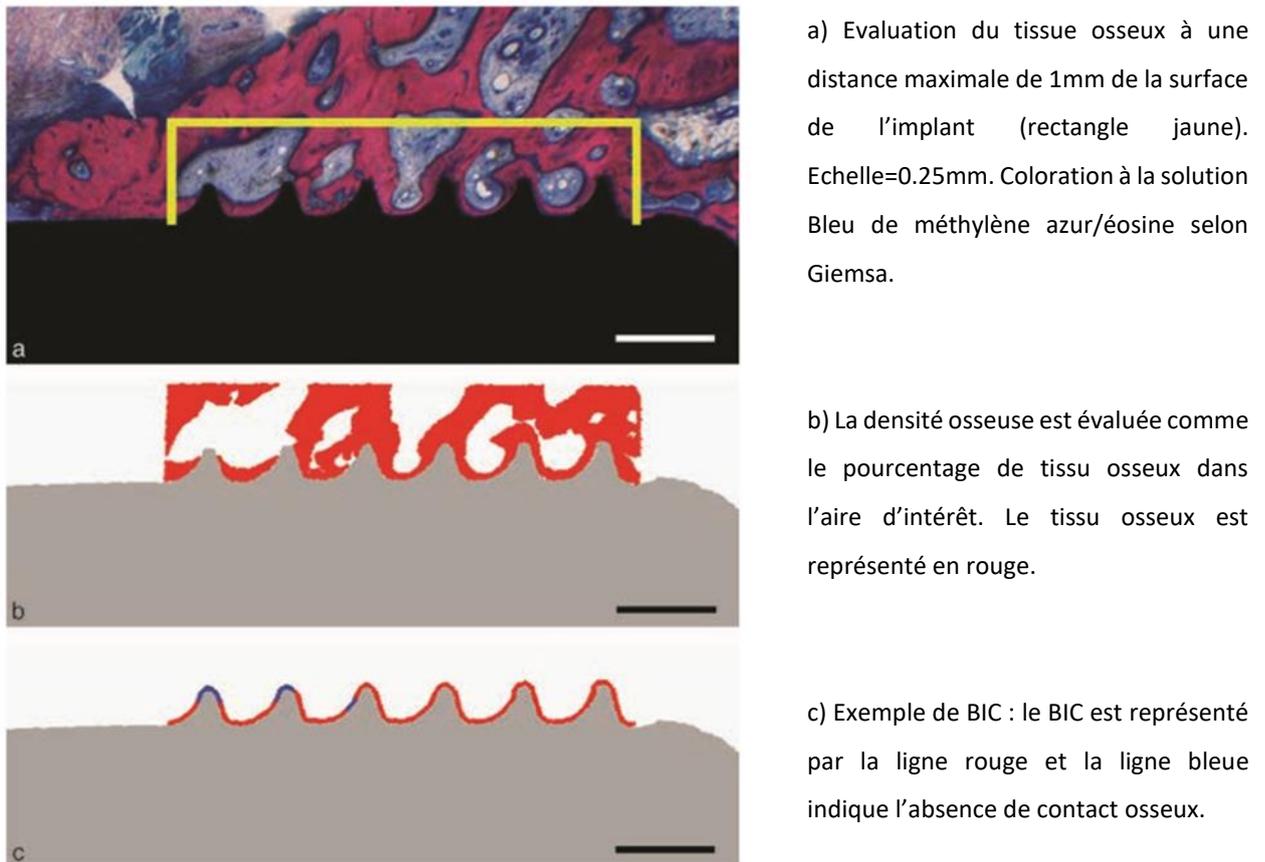
Ces méthodes nécessitent la dépose de l'implant ou la rupture de l'interface entre l'os et l'implant afin d'évaluer son ostéointégration. Elles restent donc limitées aux études précliniques ou expérimentales :

- L'analyse histomorphométrique : selon Bosshardt, Chapuis et Buser, elle est obtenue en calculant la quantité osseuse péri-implantaire et la surface de contact entre l'os et l'implant (BIC : Bone-Implant Contact) sur une coupe histologique d'un implant et de ses tissus de soutien (Figure 9). Le BIC est exprimé en pourcentage et traduit la proportion de surface de

⁸⁰ Bosshardt, Chappuis, et Buser, « Osseointegration of Titanium, Titanium alloy and Zirconia dental implants : current knowledge and open questions ».

l'implant en contact direct avec l'os. Il constitue la méthode de référence d'évaluation de l'ostéointégration. Les auteurs indiquent que le BIC peut servir à évaluer les différences de vitesse d'apposition osseuse entre différents matériaux ou états de surfaces mais qu'il ne permet pas à lui seul d'obtenir des informations sur la stabilité mécanique de l'implant.

Figure 9 : Exemple d'évaluation du BIC et de la densité osseuse sur une coupe histologique d'un implant et de son interface osseuse



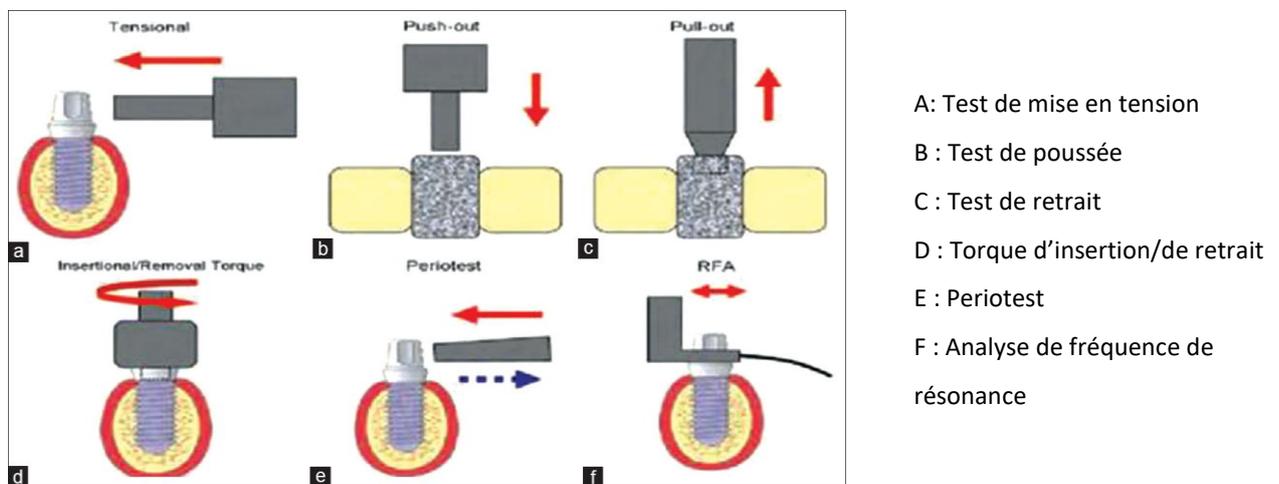
Source : Gahlert et al., « In vivo performance of Zirconia and Titanium implants », 2012.

- Le test de mise en tension : d'après Swami et al.⁸¹, il est réalisé en appliquant une force de tension afin de détacher la tête de l'implant de l'os environnant. Selon les auteurs, il est peu utilisé car les résultats obtenus dépendent principalement de la morphologie de l'implant (cf. Figure 10).

⁸¹ Swami, Vijayaraghavan, et Swami, « Current trends to measure implant stability ».

- Le test de retrait/poussée : Il mesure la force de cisaillement nécessaire à l'extraction d'un implant en cours d'ostéointégration. Cette force est appliquée parallèlement à l'interface entre l'os et l'implant jusqu'à son point de rupture (cf. Figure 10).
- Le couple de retrait (RTQ) : c'est la valeur du couple nécessaire à la rupture de l'interface entre l'os et l'implant, traduisant la résistance biomécanique de l'interface. Zanetti et al.⁸² montrent que le RTQ ne peut être considéré indépendamment de la géométrie de l'implant et qu'il est limité aux études expérimentales ou pré-cliniques car il entraîne la destruction de l'interface entre l'os et l'implant (cf. Figure 10).

Figure 10 : Schéma des différents tests évaluant la stabilité d'un implant



Source : Swami, Vijayaraghavan, et Swami, « Current trends to measure implant stability. », 2016.

3.1.2.2.2 : Méthodes non-invasives

Ces méthodes non-invasives permettent de préserver l'implant et les tissus environnants :

- La perception tactile de l'opérateur : selon Swami et al.⁸³, lors de la mise en place d'un implant, le praticien peut évaluer la stabilité primaire par la bonne assise de l'implant lors de son insertion. Cette évaluation est opérateur dépendante et ne permet pas de comparaisons, mais elle peut apporter des informations valables sur la stabilité primaire de l'implant. Elle dépend du procédé chirurgical utilisé lors de la préparation du site implantaire, de la morphologie de l'implant, de son état de surface.

⁸² Zanetti et al., « Clinical assessment of dental implant stability during follow-up : what is actually measured, and perspectives ».

⁸³ Swami, Vijayaraghavan, et Swami, « Current trends to measure implant stability ».

- Le test de percussion : selon Swami et al., un son clair et métallique à la percussion de l'implant à l'aide d'un instrument métallique indique sa bonne ostéointégration. C'est un test réalisé après la période de cicatrisation osseuse et peut être effectué avant ou après la mise en fonction de l'implant. Il est opérateur dépendant et subjectif et ne permet pas de comparaisons.
- Le couple d'insertion : c'est la valeur maximale du couple atteint à la fin de l'insertion de l'implant. Elle donne une indication de la stabilité primaire de l'implant et dépend, d'après Swami et al., de la morphologie de l'implant, de la procédure chirurgicale et de la qualité osseuse du site implantaire (cf. Figure 10).
- Evaluation radiographique : d'après Zanetti et al.⁸⁴, les radiographies per ou post opératoires permettent l'évaluation de la stabilité d'un implant en évaluant la proximité de l'os avec l'implant, l'homogénéité des trabéculations osseuses et la mise en évidence ou non d'un liseré radioclaire autour de l'implant. Elles permettent également d'évaluer dans le temps la perte osseuse marginale. Les méthodes les plus communes utilisées sont les radiographies panoramique et rétro-alvéolaire, ainsi que le Cone Beam Computed Tomography (CBCT). Les auteurs indiquent que les examens radiographiques donnent des informations qualitatives du tissu osseux (à l'exception du CBCT), car les résultats obtenus dépendent principalement de la morphologie osseuse. Elles ne permettent pas d'évaluer les propriétés mécaniques de l'interface entre l'os et l'implant.
- Le Periotest : d'après Zanetti et al., c'est un appareil électronique permettant d'évaluer la mobilité d'un implant après une percussion axiale (Figure 10). Il percute l'implant selon une force donnée et mesure le temps écoulé entre le premier contact et le rebond de l'implant. Ce temps écoulé est ensuite converti en une « valeur Periotest » donnant une indication sur la mobilité de l'implant. Cependant, selon Atsumi, Park, et Wang⁸⁵, la sensibilité de l'appareil serait trop faible pour discerner différents niveaux d'intégration. Il ne permet donc pas de qualifier avec précision l'ostéointégration d'un implant.
- Analyse de fréquence de résonance (RFA) : d'après Sennerby et Meredith⁸⁶, c'est un appareil qui analyse la fréquence de résonance d'un transducteur attaché au corps ou au pilier de l'implant. L'appareil applique des forces de flexion sur l'interface os/implant et mesure le

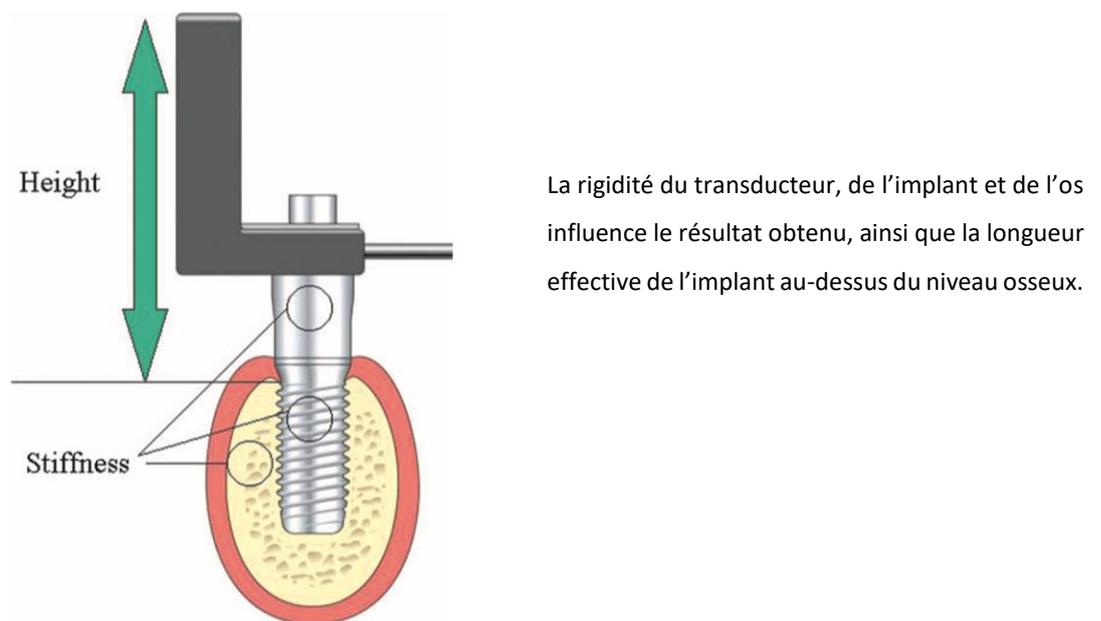
⁸⁴ Zanetti et al., « Clinical assessment of dental implant stability during follow-up : what is actually measured, and perspectives ».

⁸⁵ Atsumi, Park, et Wang, « Methods used to assess implant stability : current status ».

⁸⁶ Sennerby et Meredith, « Implant stability measurements using resonance frequency analysis : biological and biomechanical aspects and clinical implications ».

déplacement de l'implant (cf. Figure 11). Le transducteur est soumis à des impulsions magnétiques et l'appareil lit sa fréquence de résonance afin de la traduire en une valeur ISQ (Implant Stability Quotient). Cet ISQ est compris entre 0 (stabilité basse) et 100 (stabilité élevée). Ce test peut être appliqué à n'importe quel moment de la thérapeutique implantaire. Cependant, Zanetti et al. rapportent que l'Association Européenne d'Ostéointégration aurait émis des réserves sur son utilisation. Cela est dû au fait que la valeur obtenue par la RFA est affectée par les caractéristiques osseuses mais aussi par la longueur, le diamètre et les caractéristiques de surface de l'implant. Les auteurs expliquent que ce serait une des raisons pour laquelle il n'y a actuellement pas de valeur standardisée pour le RFA, et que le suivi de l'évolution de ces valeurs serait plus pertinent que sa valeur absolue dans l'évaluation de l'ostéointégration.

Figure 11 : Schéma montrant le principe de l'analyse de fréquence de résonance



Source: Sennerby et Meredith, « Implant stability measurements using resonance frequency analysis », 2008.

3.2. Stratégie de recherche mise en place dans l'évaluation comparée de l'ostéointégration d'implants en Zircon Y-TZP et en Titane.

Pour identifier les études éligibles, des recherches sur la base de données PubMed ont été effectuées et réalisées avec les mots suivants : « YTTRIUM », « ZIRCONIA », « TITANIUM », « IMPLANT », « OSSEOINTEGRATION ». Les mots-clés ont été utilisés dans différentes combinaisons de recherche. Seuls les articles publiés dans les dix dernières années ont été recherchés. La sélection s'est effectuée par la lecture des résumés pertinents. Les bibliographies des articles sélectionnés ont été étudiées pour compléter les recherches.

3.3. Ostéointégration à court et moyen terme

En 2009, Andreiotelli et al.⁸⁷ ont réalisé une revue systématique de la littérature afin d'évaluer l'ostéointégration comparée des implants en Zircon par rapport aux implants en Titane. Concernant les implants en Zircon, neuf études ont été analysées : six évaluant des implants en zircon non mis en fonction, trois autres études, des implants mis en fonction. Selon les études, l'ostéointégration est évaluée entre 2 semaines et 24 mois sur différents modèles animaux, dans différents sites implantaire et sous des conditions différentes de mise en fonction. Le BIC est compris entre 2 %, deux semaines après l'implantation dans le tibia de lapins (Chang et al. 1996) ; et 86,8 %, 96 semaines après l'implantation dans le tibia de chiens (Hayashi et al. 1992). La valeur moyenne du BIC rapporté dans les études est supérieure à 60 %.

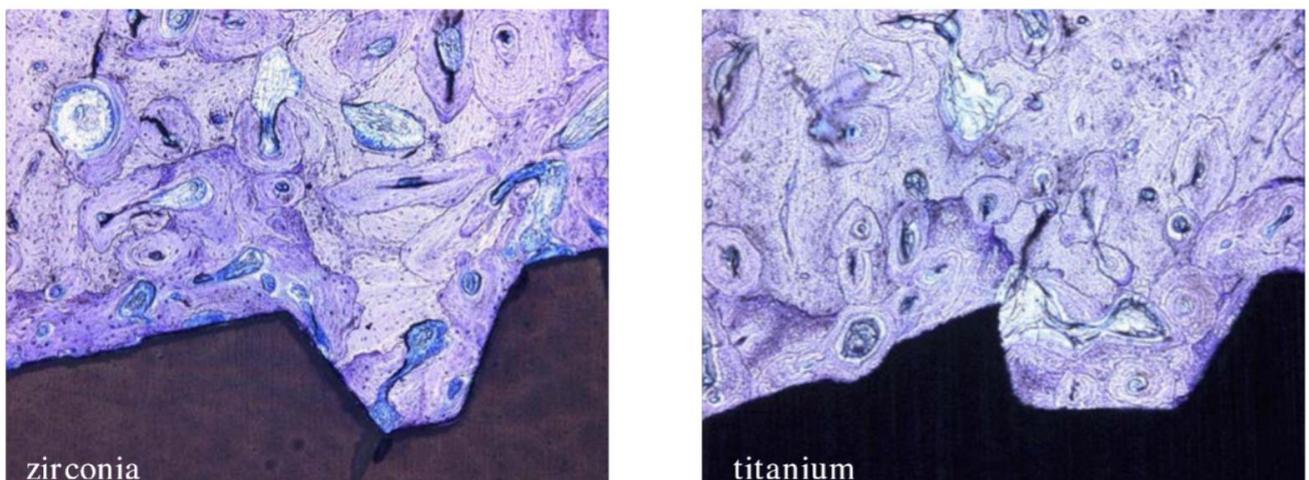
Sur les neuf études analysées, cinq études comparent les implants en Zircon aux implants en Titane (Dubruille et al. en 1999 ; Kohal et al. en 2004 ; Sennerby et al. en 2005 ; Deprich et al. en 2008 ; Hoffmann et al. en 2008). Selon les auteurs, elles montrent que le tissu osseux réagit de façon similaire à la Zircon et au Titane, sans différence significative quel que soit le modèle animal utilisé.

Seules deux de ces études se sont intéressées à l'état de surface des implants et à leur influence sur leur ostéointégration (Sennerby et al. en 2005 ; Deprich et al. en 2008).

⁸⁷ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

Chez le lapin et six semaines après l'implantation, Sennerby et al.⁸⁸ évaluent la réponse du tissu osseux face à des implants en Y-TZP ayant deux états de surface différents, et comparent d'une part, à des implants en Zircane usinés non modifiés et d'autre part, à des implants en Titane. Ils rapportent que les implants Y-TZP comportant un état de surface modérément rugueux (Sa égale à 1,24 μm et 1,3 μm) ont un RTQ quatre à cinq fois supérieur à celui d'implants en Zircane usinés non modifiés (Sa égale à 0,75 mm), mais similaire à celui des implants en Titane de rugosité comparable (Sa égale à 1,3 μm). Depprich et al.⁸⁹ relèvent quant à eux chez le cochon nain des BIC similaires entre les implants en Zircane et ceux en Titane bien qu'ils aient deux rugosités différentes (Y-TZP : Ra 0,598 μm Ti: Ra 1,77 μm ; cf. figure 12).

Figure 12 : Coupe histologique à 12 semaines montrant un contact osseux direct avec la surface implantaire d'implants en Zircane et en Titane chez le cochon nain



Coloration au bleu de Toluidine, bleu : noyaux cellulaires et cytoplasmes, violet : tissu osseux. Magnifié 100 fois.

Source : Depprich et al., « Osseointegration of Zirconia implants compared with Titanium », 2008.

Les résultats de Depprich et al. sont comparables à ceux de Gahlert et al.^{90 91}. En 2009 et 2012, ils réalisent deux études sur la mâchoire de porc afin de comparer l'ostéointégration d'implants en Zircane mordancés par de l'acide hydrofluorique à des implants en Titane sablés et mordancés (SLA).

⁸⁸ Sennerby et al., « Bone tissue responses to surface-modified Zirconia implants : a histomorphometric and removal torque study in the rabbit ».

⁸⁹ Depprich et al., « Osseointegration of Zirconia implants compared with Titanium : an in vivo study ».

⁹⁰ Gahlert et al., « Osseointegration of Zirconia and Titanium dental implants : a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs ».

⁹¹ Gahlert et al., « In vivo performance of Zirconia and Titanium implants : a histomorphometric study in mini pig maxillae ».

Les résultats obtenus sont rassemblés dans le tableau ci-dessous (cf. Tableau 5). Dans les deux études, les auteurs concluent que l'ostéointégration des implants en Zirconie ne présente pas de différence significative par rapport à celle des implants en Titane SLA en termes de BIC et de densité osseuse à 12 semaines, indépendamment de l'état de surface.

Tableau 5 : Analyse de la densité osseuse et du BIC dans les études réalisées chez le porc

	Implants	Rugosité (Sa en μm)	Densité osseuse à 4 semaines (%)	Densité osseuse à 8 semaines (%)	Densité osseuse à 12 semaines (%)	BIC moyen 4 semaines (%)	BIC moyen 12 semaines (%)
2009	Zirconie mordancée	0,55+/-0,01	42,3+/-14,5	52,6+/-5,7	54,6+/-11,5	27,1+/-3,5	51,1+/-12,4
	Titane (SLA)	1,17+/-0,04	29+/-10	44,1+/-18	51,6+/-8,6	23,5+/-7,5	58,5+/-11,4
2012	Zirconie mordancée	0,63+/-0,05	60,4+/-9,9	65,4+/-13,8	63,3+/-21,5	70+/-14,5	68,3+/-22,8
	Titane (SLA)	1,26+/-0,02	61,1+/-6,2	63,6+/-6,8	68,2+/-5,8	64,7+/-9,4	83,7+/-10,3

Source : Auteur, d'après Gahlert et al., 2009⁹² et 2012⁹³.

Bien qu'elles soient cohérentes avec celles retrouvées dans la littérature, les différences d'amplitude des valeurs entre les deux études sont dues, selon les auteurs, aux protocoles appliqués. En effet, la morphologie des implants et leur profondeur d'insertion sont différentes entre les deux études. De plus, dans l'étude de 2009, les dents antagonistes n'ont pas été meulées comme ce fut le cas en 2012 afin de limiter les forces masticatoires antagonistes pendant la période de cicatrisation, et l'utilisation d'un pilier de cicatrisation aurait induit un taux d'inflammation des tissus péri-implantaires plus élevé.

⁹² Gahlert et al., « Osseointegration of Zirconia and Titanium dental implants : a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs ».

⁹³ Gahlert et al., « In vivo performance of Zirconia and Titanium implants : a histomorphometric study in mini pig maxillae ».

En 2014, Manzano et al.⁹⁴ réalisent une étude systématique de la littérature afin de comparer les valeurs de RTQ et celles du BIC rapportées dans les modèles animaux pour des implants en Zirconie et en Titane. Ils extraient seize études publiées entre 2004 et 2012 et comparent les résultats pour chaque modèle animal étudié (porc, lapin, rat, singe, chien et mouton). L'analyse du BIC et du RTQ pour les deux modèles les plus étudiés (porc et lapin) montre, selon les auteurs, que la qualité de l'ostéointégration observée est similaire pour les implants en Zirconie et ceux en Titane indépendamment des traitements de surface utilisés.

Concernant le BIC dans l'ensemble des modèles animaux, les auteurs rapportent qu'il n'existe pas de différence significative entre les implants en Zirconie et ceux en Titane. Cependant, deux études rapportent un BIC significativement plus faible pour la Zirconie par rapport au Titane (Schliephake et al ; Lee et al., Tableau 6).

Dans l'étude de Schliephake et al.⁹⁵, le BIC et le RTQ de trois différents types d'implants ont été évalués dans le maxillaire de cochons nains. A 4 semaines, aucune différence significative n'est relevée entre les trois groupes pour le BIC, mais il est significativement plus faible pour les implants en Zirconie après 13 semaines d'implantation (cf. Tableau 6). Les auteurs expliquent cette différence par une augmentation continue du BIC pour le Titane. Celle-ci serait due selon eux à des différences d'ostéoconductivité dans les phases précoces d'ostéointégration entre le Titane et la Zirconie, du fait des différences de rugosité entre les différents implants et des différences de charge de surface. In vivo, la Zirconie a un caractère neutre alors que le Titane est chargé négativement. Ces paramètres pourraient influencer l'absorption des protéines favorisant l'attachement des cellules, leur prolifération et leur différenciation.

Dans l'étude chez le lapin de Lee et al.⁹⁶, le BIC à 3 semaines est significativement plus faible pour les implants en Zirconie enduits par rapport à celui en Titane, mais cette différence n'est pas retrouvée à 6 semaines (cf. Tableau 6). Les auteurs concluent que toutes les surfaces étudiées sont ostéoconductives et que le revêtement en Phosphate de Calcium n'améliore pas cette propriété. Selon eux, les différences chimiques et de micro- ou nano-topographies entre les surfaces expliquent la différence significative de BIC à 3 semaines.

⁹⁴ Manzano, Herrero, et Montero, « Comparison of clinical performance of Zirconia implants and Titanium implants in animal models : a systematic review ».

⁹⁵ Schliephake et al., « Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified Zirconia in minipigs ».

⁹⁶ Lee et al., « Evaluation of nano-technology-modified Zirconia oral implants : a study in rabbits ».

Tableau 6 : Tableau récapitulatif des résultats concernant le BIC, le RTQ et la densité osseuse. (sem= semaines)

	Animaux	Type d'implant	BIC		RTQ (Ncm)		Densité osseuse	
			4 sem	13 sem	4 sem	13 sem	4 sem	13 sem
Schliephake et al. (2010)	Cochon nain		4 sem	13 sem	4 sem	13 sem	4 sem	13 sem
		TiCp sablé et mordancé	69,3 %	78,9 %	244,5	221,9	65,3 %	80,5 %
		Zr sablé	57,5 %	54,6 %	55,9	99,4	61,3 %	70,9 %
		Zr sablé et mordancé	66,7 %	57,6 %	111,8	100,3	72,1 %	70,7 %
Lee et al. (2009)	Lapin		3 sem	6 sem	/		/	
		Zr enduits CaP (50nm)	64,6 %	68,6 %				
		Zr enduits CaP (200nm)	62,2 %	64,5 %				
		ZiUnite	70,5 %	69,7 %				
		TiUnite	77,6 %	67,1 %				
Hoffman et al. (2012)	Lapin		6 sem	12 sem	6 sem	12 sem	/	
		Zr frittés	32,99 %	33,75 %	35,41	40,59		
		Zr sablés	39,61 %	41,35 %	19,59	28,73		
		Zr modifié par laser	39,97 %	43,87 %	26,31	39,70		
		TiCp	34,16 %	34,81 %	39,82	51,91		
Calvo-Guirado et al. (2015)	Chien		1 mois	3 mois	/		/	
		Zr modifié par laser	44,68 %	47,94 %				
		TiCp	51,36 %	61,73 %				
Siddiqi et al. (2016)	Mouton		Fémur (12 sem)	Mandibule (12 sem)	/		/	
		Zr mordancée	85,5 %	72,2 %				
		TiCp sablés et mordancés	79,0 %	60,2 %				
Janner et al. (2018)	Chien		4 sem	16 sem	/		4 sem	12 sem
		Zr deux éléments sablée et mordancée	76,76 %	73,20 %			57,51 %	65,45 %
		TiCp deux éléments	77,25 %	70,31 %			60,89 %	62,35 %
Thoma et al. (2015)	Chien		6 mois		/		/	
		Zr monobloc	78,6 % et 87,7 %					
		Zr deux éléments	84,17 %					
		TiCp monobloc SLA	87,9 %					

Source : Auteur, 2019.

Concernant le RTQ, Manzano et al. extraient neuf articles de la littérature. Seul cinq de ces articles ne rapportent pas de différences significatives entre la Zirconie et le Titane. Les études de Schliephake et al., Gahlert et al. précédemment citées, et celle réalisée par Hoffman et al. font partie des quatre autres études mettant en évidence une différence significative en termes de RTQ.

Schliephake et al.⁹⁷ montrent, dans l'étude développée précédemment, une différence significative en termes de RTQ en faveur du Titane aussi bien à 4 semaines qu'à 13 semaines, bien que le BIC soit semblable à 4 semaines pour les deux matériaux (cf. Tableau 6). Les auteurs émettent l'hypothèse que cette contradiction peut être expliquée par un engrainement mécanique augmenté entre l'os et la surface des implants en Titane qui serait dû à sa plus grande rugosité. De plus, selon les auteurs, le BIC ne pourrait pas traduire cet engrainement à cause de la résolution des procédés de microscopie optique utilisée pour l'évaluer.

A 6 et à 12 semaines chez le lapin, Hoffman et al.⁹⁸ relèvent que le RTQ des implants en Titane est significativement supérieur à celui des implants en Zirconie sablés à 6 ou à 12 semaines (cf. Tableau 6). Les auteurs mettent également en évidence une tendance montrant que le BIC autour des implants en Zirconie modifiés par laser serait plus important par rapport aux autres groupes, mais la différence n'est pas significative. Cette tendance n'est pas vérifiée dans une étude chez le chien réalisée par Calvo-Guirado et al.⁹⁹ en 2015. Ils comparent le BIC d'implants en Zirconie modifiés par femtoseconde laser et des implants en Titane. Selon les auteurs, le femtoseconde laser est un oscillateur Ti : Saphir qui produit des impulsions d'une centaine de femtoseconde à des longueurs d'ondes proches de l'infrarouge (795 nm), d'énergie 10 kJ et à une fréquence de 80 MHz. Cela permettrait de modifier l'état de surface de la Zirconie en augmentant sa rugosité. Les valeurs du BIC pour les implants en Zirconie sont inférieures à celles des implants en Titane à 1 et 3 mois, bien que la différence ne soit pas significative (cf. Tableau 6).

Dans une revue systématique parue en 2018, Nishihara et al.¹⁰⁰ analysent 42 études précliniques dont l'objectif est de comparer l'ostéointégration d'implants en Zirconie par rapport au Titane. Ils relèvent un BIC moyen allant de 25 à 88 % pour le Titane, et de 24 à 85 % pour la Zirconie. Ils concluent que la

⁹⁷ Schliephake et al., « Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified Zirconia in minipigs ».

⁹⁸ Hoffmann et al., « Osseointegration of Zirconia implants with different surface characteristics : an evaluation in rabbits ».

⁹⁹ Calvo-Guirado et al., « Histological and histomorphometric evaluation of Zirconia dental implants modified by femtosecond laser versus Titanium implants : an experimental study in fox hound dogs ».

¹⁰⁰ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

majorité des études ne montrent pas de différence significative en termes de BIC, indépendamment des modifications de surfaces. Certaines études montrent que les implants en Zirconie peuvent développer de meilleures capacités d'intégration osseuse que les implants en Titane. C'est le cas de l'étude de Gahlert et al.¹⁰¹ en 2009, dans laquelle les résultats histologiques chez le même animal montrent que la densité osseuse présente autour des implants en Zirconie est plus importante de façon marquée que pour les implants en Titane, mais cette différence n'est pas significative au niveau du groupe d'étude. C'est également le cas dans l'étude de Siddiqi et al.¹⁰². L'implantation est réalisée dans le fémur ou dans la mandibule de mouton. Pour les implants implantés dans le fémur, ils relèvent une différence significative du BIC en faveur des implants en Zirconie par rapport au Titane (cf. Tableau 6). Cette différence n'est cependant pas retrouvée pour les implants implantés dans la mandibule où aucune différence significative n'est montrée entre les implants en Zirconie et ceux en Titane. Ils rapportent également un taux d'échec important pour les implants en Zirconie implantés dans la mandibule où cinq des dix implants ne se sont pas ostéointégrés. Ils expliquent ces échecs et les variations de BIC par la différence de la qualité et composition osseuse des sites implantaires, par la différence de la rugosité de surface entre les implants et par le fait que les implants implantés dans la mandibule ne sont pas enfouis et donc soumis à des forces exercées par la langue et lors de la mastication.

Une des rares études à analyser l'ostéointégration d'implants en Zirconie mis en fonction est celle réalisée par Janner et al.¹⁰³. Les auteurs ne montrent pas de différence significative pour le BIC, la densité osseuse et la perte osseuse marginale (cf. Tableau 6) et ne rapportent pas d'échecs d'ostéointégration ou d'échecs prothétiques quel que soit le matériau. Ils montrent cependant que la durée de mise en fonction a impacté de façon significative les paramètres étudiés indépendamment du matériau. De plus, pour les implants en Titane, la durée de mise en fonction entraîne dans l'étude une baisse significative du BIC ce qui n'est pas le cas pour celui des implants en Zirconie où les variations ne sont pas significatives.

Ces résultats sont cohérents avec ceux relevés par Thoma et al. dans son étude chez le chien. Ils ne relèvent aucune différence significative en termes de BIC à 6 mois (cf. Tableau 6) pour les implants étudiés mais rapportent un taux de fracture important pour les implants en Zirconie.

¹⁰¹ Gahlert et al., « Osseointegration of Zirconia and Titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs ».

¹⁰² Siddiqi et al., « One-piece Zirconia ceramic versus Titanium implants in the jaw and femur of a sheep model: a pilot study ».

¹⁰³ Janner et al., « Bone response to functionally loaded, two-piece Zirconia implants: a preclinical histometric study ».

3.4. Ostéointégration et succès à long terme

Roehling et al.¹⁰⁴ se sont intéressés aux performances des implants en Zircones et ont effectué une méta-analyse des différents données présentes dans la littérature jusqu'en mars 2017. Les critères d'inclusion ciblent les études de tout niveau de preuve portant sur l'homme et évaluant les paramètres sur une durée d'un an au moins. Ils extraient 18 articles de la littérature. Les échecs implantaires sont définis comme les échec précoces ; perte de l'implant avant la mise en fonction ; les échecs tardifs ; perte de l'implant après la mise en fonction ; et les implants fracturés après leur mise en fonction.

Les complications mécaniques et prothétiques inclues la fracture du pilier prothétique ainsi que le desserrement, la fracture ou les éclats de céramiques de la prothèse supra-implantaire. Les complications biologiques concernent une perte osseuse supérieure à 2mm sur la période observée et la présence d'un œdème, d'une fistule, d'une mucosite ou le diagnostic d'une péri-implantite.

Les auteurs font également la distinction entre les implants qui sont disponibles dans le commerce (CA) et ceux qui ne sont que des prototypes ou qui ont été étudiés mais pas commercialisés (NCA). Les six études donnant des précisions sur la nature des échecs tardifs ou précoces indiquent que les implants présentaient des signes de mobilité sans signes cliniques d'infection.

Concernant les implants NCA, neuf études d'un fort degré d'hétérogénéité rapportent des taux de survie allant de 71,2 % à 100 % sur des périodes d'observation allant de 1 à 6 ans. Concernant les implants CA, neuf études prospectives ou rétrospectives rapportent des taux de survie entre 93,3 et 100 %. La méta-analyse réalisée par les auteurs met en évidence une hausse significative du taux de survie à 1 an des implants CA par rapport aux implants NCA (cf. Tableau 7). De plus, Roehling et al. évaluent que l'implantation immédiate, la temporisation immédiate ou la mise en fonction immédiate n'ont pas d'effets significatifs sur les taux de survie à 1 an.

La méta-analyse met aussi en évidence des taux de survie plus importants pour les implants en Zircon monoblocs que pour les implants deux éléments, bien que la différence ne soit pas significative. Sur un échantillon réduit d'implants CA, une méta-analyse à 2 ans est réalisée par les auteurs et évalue à 97,2 % leur taux de survie à 2 ans. Cependant, un degré d'hétérogénéité modéré est rapporté pour les études ayant permis l'estimation des taux de succès des implants CA à 1 an et à 2 ans.

¹⁰⁴ Roehling et al., « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies : a meta-analysis ».

Tableau 7 : Performances des implants en Zircone à 1 an selon la méta-analyse de Roehling et al

	Taux de survie à 1 an	Perte osseuse marginale à 1 an	Complications mécaniques et prothétiques	Fractures	Complications biologiques	Échecs	
						Précoces	Tardifs
Implants NCA	91,2 % (n=618)	1,0 mm (n=251)	5 % (n=140)	3,40 % (n=618)	7,3 % (n=689)	5,8 % (n=618)	2,6 % (n=618)
Implants CA	98,3 % (n=510)	0,7 mm (n=376)	1,6 % (n=123)	0,20 % (n=510)	4,2 % (n=428)	1,6 % (n=510)	0,6 % (n=510)
Global	92,5 % (n=1128)	NR	3,4 % (n=263)	2 % (n=1128)	NR	3,9 % (n=1128)	1,7 % (n=1128)

Source : Auteur, d'après Roehling et al., « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies : a meta-analysis. », 2018.

Les auteurs indiquent que les taux de survie à 1 an et à 2 ans des implants en Zircone CA sont comparables aux taux de survie d'implants en Titane rapportés dans les revues systématiques (qui varient de 96,8 % à 99,5 %). Les taux de survie des implants CA calculés par la méta-analyse de Roehling et al. sont cependant supérieurs à ceux observés dans les méta-analyses réalisées par Hashim et al.¹⁰⁵ en 2016 et par Pieralli et al.¹⁰⁶ en 2017 (cf. Tableau 8).

Roehling et al.¹⁰⁷ extraient les données concernant la perte osseuse marginale péri-implantaire à 1 an, évaluée à l'aide de radiographies rétro-alvéolaires dans 12 études. Ils ne rapportent pas de différence significative entre la perte osseuse marginale à 1 an des implants NCA et celle des implants CA. Les auteurs estiment que la perte osseuse moyenne à 1 an des implants NCA et CA est cohérente avec les données présentes dans la méta-analyse de Pieralli et al. et qu'elle est comparable à la perte osseuse moyenne relevée à 1 an et à 5 ans autour des implants en Titane selon la revue systématique réalisée en 2017 par Karl et Albrektsson¹⁰⁸.

Les cinq études apportant des informations sur les complications mécaniques et prothétiques décrivent des éclats de céramiques sur des couronnes scellées unitaires (2,9 % pour les implants NCA et 0,8 % pour les implants CA), des fractures des piliers prothétiques (1,4 % des implants NCA, 0,8 % des implants CA) et le descellement d'une couronne (0,7 % des implants NCA). Dans les deux groupes, les fractures du pilier ne sont pas associées à la fracture des implants.

¹⁰⁵ Hashim et al., « A systematic review of the clinical survival of Zirconia implants ».

¹⁰⁶ Pieralli et al., « Clinical outcomes of Zirconia dental implants : a systematic review ».

¹⁰⁷ Roehling et al., « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies : a meta-analysis ».

¹⁰⁸ Karl et Albrektsson, « Clinical performance of dental implants with a moderately rough (TiUnite) surface : a meta-analysis of prospective clinical studies ».

L'étude rétrospective réalisée par Roehling et al.¹⁰⁹ en 2016 évalue le taux de survie d'implants en Zirconie sablés après une période d'observation d'environ 7 ans après la mise en fonction. Elle recense 18 des 22 fractures rapportées par la méta-analyse. Ils montrent une baisse significative du taux de survie pour les implants de 3,25 mm de diamètre par rapport à ceux de 4 mm de diamètre et mettent en évidence que 15 des 18 implants fracturés sont des implants de 3,25 mm de diamètre (cf. Tableau 8). De plus, selon cette étude, le taux de survie des implants de 4,0 mm de diamètre est comparable à celui rapporté dans la littérature pour des implants en Titane usinés dont l'état de surface est similaire à celui des implants en Zirconie utilisés.

Tableau 8 : Tableau récapitulatif des résultats concernant la survie d'implants en Zirconie et en Titane

	Durée observation	Type d'implant /diamètre	Taux de survie	Taux de fractures	Échecs		MBL
					Précoces	Tardifs	
Roehling et al. (2018)	1 ans	Zr	92,5 %	2 %	3,9 %	1,7 %	0,7 mm - 1 mm
Roehling et al. (2017)	7 ans	Zr : 3,25 mm	58,5 %	29,4 %	/	/	1mm
		Zr : 4 mm	88,9 %	3,7 %	/	/	
		Zr : 5 mm	78,6 %	0 %	/	/	
		Global	77,3 %	11,2 %	8,6 %	2,5 %	
Hashim et al. (2016)	1 an	Zr	92%	/	/	/	/
Pieralli et al. (2017)	1 an	Zr	95,6 %	/	4,4 %	/	0,79 mm
Payer et al. (2015)	2 ans	Zr	93,3 %	0	1 échec		1,48 mm
		TiCp	100 %	0	0		1,43 mm
Osman et al. (2014)	1 an	Zr	71,2 %	4,1 %	28,7 %		0,42 mm
		TiCp	82,1 %	0	17,8 %		0,18 mm
Karl et Albrektsson (2017)	1 an	TiUnite	99,5 %	0	/		0,4 mm
	5 à 10 ans	TiUnite	95,8 % (à 10 ans)	0	/		0,89 mm (à 5 ans)

Source : Auteur, 2019.

¹⁰⁹ Roehling et al., « A retrospective clinical study with regard to survival and success rates of Zirconia implants up to and after 7 years of loading ».

Concernant les complications biologiques, pour les implants NCA, une hypertrophie gingivale est rapportée chez un patient dans l'étude de Cannizzaro et al.¹¹⁰ ; et deux études réalisées par Kohal et al. en 2012 et 2013 relèvent une perte osseuse marginale moyenne de plus de 2 mm chez 41 % d'implants monoblocs en Zirconie restaurés par une couronne unitaire scellée¹¹¹ et chez 39 % d'implants monoblocs en Zirconie restaurés par un bridge de petite étendue¹¹². Pour les implants CA, une étude réalisée par Becker et al.¹¹³ rapporte des cas de « péri-implantite initiale » sur 37,5 % des implants deux éléments en Zirconie.

Seules deux des études extraites dans la méta-analyse comparent directement les implants en Zirconie et ceux en Titane : ce sont les essais cliniques randomisés effectués par Payer et al. en 2015 et par Osman et al. en 2014. Payer et al.¹¹⁴ comparent 16 implants en Zirconie deux éléments restaurés par des piliers et des couronnes scellés en céramique à 15 implants en Titane de même morphologie et restaurés de façon identique. Lors de la pose des implants, aucune thérapie de régénération osseuse n'est mise en place. Les auteurs relèvent un seul échec constitué par la perte tardive d'un implant en Zirconie, mais ils n'évoquent pas les modalités de l'échec. Ils ne montrent pas de différence significative entre le taux de survie à 2 ans des implants Zirconie deux éléments et celui des implants en Titane (cf. Tableau 8). De plus, ils ne rapportent aucune différence significative entre les implants en Zirconie et ceux en Titane en ce qui concerne le PI, le BOP, le PES, ou la hauteur osseuse marginale. Cependant, selon Payer et al., le faible échantillon étudié dans l'étude et la courte durée d'observation ne permettent pas de généralisations.

Osman et al.¹¹⁵ réalisent quant à eux un essai clinique randomisé visant à comparer des implants monoblocs en Zirconie et en Titane dans le cas d'une prothèse amovible complète supra-implantaire maxillaire ou mandibulaire. Ils mettent en place un nouveau protocole de répartition des implants recevant la PAC : elle est supportée au maxillaire par trois implants implantés dans l'os alvéolaire des sites prémolo-molaires et par un implant implanté au niveau de la suture palatine ; et à la mandibule par deux implants alvéolaires et un implant symphysaire. Les auteurs montrent que les taux de survies

¹¹⁰ Cannizzaro et al., « Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single Zirconia implants : a multicentre pragmatic randomised clinical trial ».

¹¹¹ Kohal et al., « One-piece Zirconia oral implants : one-year results from a prospective cohort study. 1, Single tooth replacement ».

¹¹² Kohal et al., « One-piece Zirconia oral implants : one-year results from a prospective case series. 2, Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction ».

¹¹³ Becker et al., « Clinical performance of two-piece Zirconia implants in the posterior mandible and maxilla : a prospective cohort study over 2 years ».

¹¹⁴ Payer et al., « All-ceramic restoration of Zirconia two-piece implants : a randomized controlled clinical trial ».

¹¹⁵ Osman et al., « Ceramic implants (Y-TZP) : are they a viable alternative to Titanium implants for the support of overdentures ? : a randomized clinical trial ».

obtenus dans leur étude sont bas comparés à ceux présents dans la littérature, que ce soit pour le Titane ou la Zirconie (cf. Tableau 8). Ils expliquent ces différences par le fait que les implants supportent une PAC et donc une charge occlusale importante, alors que les autres études n'évaluent que des implants unitaires ou supportant des bridges de petite étendue. Ils rapportent également des fractures pour les implants en Zirconie, mais pas pour ceux en Titane. Selon eux, ces fractures sont dues au diamètre et au design inadaptés de ces implants pour le support d'une prothèse amovible complète. Ils relèvent aussi une perte osseuse moyenne statistiquement plus élevée pour les implants en Zirconie par rapport à ceux en Titane, qui pourrait être due selon les auteurs aux différences de rugosité de surface entre les deux implants ($R_a = 0,5-0,8 \mu\text{m}$ pour la Zirconie, contre $R_a = 1-2 \mu\text{m}$ pour le Titane). Osman et al. concluent que les implants en Zirconie peuvent être indiqués pour la réalisation de prothèses amovibles complètes supra-implantaires. Cependant, du fait de leur perte osseuse marginale augmentée et de leur taux de fracture élevé par rapport aux implants en Titane, ils conseillent que leur utilisation soit limitée aux cas d'allergies prouvées au Titane ou de reconstructions prothétiques sans métaux.

3.5. Discussion sur l'ostéointégration et le succès à long terme

On ne peut actuellement pas conclure à une supériorité de la Zirconie ou du Titane dans leurs capacités d'ostéointégration à court terme. Les méta-analyses réalisées par Andreiotelli et al.¹¹⁶, Manzano et al.¹¹⁷ et Nishihara et al.¹¹⁸ ne mettent en évidence aucune différence significative dans l'évaluation du BIC et du RTQ entre les implants en Zirconie et ceux en Titane, indépendamment des modifications de surfaces.

Cependant, les études sont difficilement comparables bien que les auteurs obtiennent des résultats semblables. En effet, Sennerby et al.¹¹⁹ montrent dans leur étude que le RTQ peut être influencé par la rugosité de la surface implantaire ce qui n'est pas systématiquement évaluée dans l'ensemble des études. Par ailleurs, Depprich et al.¹²⁰ ne relèvent pas de différence significative entre le BIC d'implants en Zirconie et en Titane dont la rugosité n'est pas comparable et émet l'hypothèse que la réaction

¹¹⁶ Andreiotelli, Wenz, et Kohal, « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ».

¹¹⁷ Manzano, Herrero, et Montero, « Comparison of clinical performance of Zirconia implants and Titanium implants in animal models : a systematic review ».

¹¹⁸ Nishihara, Haro Adanez, et Att, « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ».

¹¹⁹ Sennerby et al., « Bone tissue responses to surface-modified Zirconia implants : a histomorphometric and removal torque study in the rabbit ».

¹²⁰ Depprich et al., « Osseointegration of Zirconia implants compared with Titanium : an in vivo study ».

osseuse biologique ne dépend pas uniquement de son état de surface. Gahlert et al. en 2009¹²¹ et 2012¹²² obtiennent également des résultats comparables pour le BIC et la densité osseuse autour d'implants en Zircon et en Titane mais trouvent une amplitude de résultats différente entre les deux études. Ils expliquent que cette différence serait due au design des implants et aux différences de protocoles chirurgicaux et de mises en fonction mis en place dans les deux études. L'hypothèse que le protocole de mise en fonction et la durée de mise en fonction peuvent influencer l'ostéointégration des implants est confirmée par l'étude de Janner et al.¹²³.

Schliephake et al.¹²⁴ obtiennent des résultats contradictoires par rapport aux autres études car ils mettent en évidence un BIC et un RTQ augmenté à 13 semaines pour les implants en Titane par rapport à la Zircon et expliquent ces différences par des différences d'ostéoconductivité entre les deux surfaces. Elles seraient dues à la rugosité de l'état de surface et aux charges de surface variables selon les matériaux. A 4 semaines, ils obtiennent un RTQ significativement augmenté pour les implants en Titane mais un BIC semblable à celui des implants en Zircon. Ces résultats seraient imputables selon les auteurs à un meilleur engrainement mécanique lié à la rugosité du Titane. Ils supposent que le BIC est limité du fait de sa résolution et que la microscopie optique ne peut mettre en évidence cet engrainement augmenté. L'étude de Siddiqi et al.¹²⁵ montre également que la composition et la qualité osseuse du site d'implantation peut faire varier les résultats obtenus. L'ensemble de ces résultats démontre que l'ostéointégration des implants en Zircon est un phénomène complexe et multifactoriel qui nécessiterait des études standardisées. En effet, les variabilités des modèles animaux, des protocoles et des états de surfaces utilisés dans les études actuelles ne permettent pas d'extrapoler le comportement du tissu osseux pour des implants en Zircon chez l'homme.

Concernant le succès à long terme des implants en Zircon, les données sont encore limitées et les études de courtes durées. Les taux de survies actuellement obtenus dans les méta-analyses ne couvrent qu'une durée de 1 an ou 2 ans. Ils sont issus d'études à faible niveaux de preuves (études rétrospectives ou prospectives non contrôlées) et très hétérogènes comme le montre la méta-analyse effectuée par Roehling et al.¹²⁶. Ils expliquent en effet que certains des paramètres cliniques pertinents

¹²¹ Gahlert et al., « Osseointegration of Zirconia and Titanium dental implants: a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs ».

¹²² Gahlert et al., « In vivo performance of Zirconia and Titanium implants: a histomorphometric study in mini pig maxillae ».

¹²³ Janner et al., « Bone response to functionally loaded, two-piece Zirconia implants: a preclinical histometric study ».

¹²⁴ Schliephake et al., « Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified Zirconia in minipigs ».

¹²⁵ Siddiqi et al., « One-piece Zirconia ceramic versus Titanium implants in the jaw and femur of a sheep model: a pilot study ».

¹²⁶ Roehling et al., « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies: a meta-analysis ».

n'ont pu être intégrés dans la méta-analyse du fait de l'absence d'uniformité entre les données. Il est donc impossible de conclure sur l'influence du diamètre de l'implant, de sa localisation, du moment de l'implantation (immédiate ou retardée), de la présence ou non d'une procédure de régénération osseuse dans le protocole de l'étude ou encore du type de reconstruction prothétique. De plus, seuls deux essais cliniques randomisés comparant les implants en Zirconie et en Titane ont pour l'instant été réalisés mais leurs résultats ne peuvent être généralisés. Celui de Payer et al.¹²⁷ ne porte que sur un échantillon limité et inclut une durée de suivi courte et celui réalisé par Osman et al.¹²⁸ comporte de nombreux biais dus à la conception de l'étude et au nouveau protocole de mise en charge d'une PAC mis en place.

Roehling et al. expliquent que la généralisation des données n'est pas possible car la plupart des études ne font pas la distinction entre les implants actuellement disponibles dans le commerce et ceux qui sont des prototypes ou qui ont été retirés du marché. Cela pourrait constituer un biais de confusion car Roehling et al. montrent une amélioration significative des taux de succès d'implants CA par rapport aux implants NCA. Ils arrivent aussi à dégager une tendance selon laquelle les implants en Zirconie monoblocs CA pourraient constituer une option thérapeutique fiable jusqu'à 2 ans. Mais des études contrôlées et randomisées sur le long terme sont encore nécessaires afin de confirmer ces résultats à court terme.

3.6. Discussion sur la péri-implantite

A ce jour, aucun cas de péri-implantite n'a encore été décrit pour les implants en Zirconie.

Seule une étude réalisée par Becker et al.¹²⁹ rapporte des cas de « péri-implantite initiale » sur 37,5 % des implants deux éléments en Zirconie étudiés dans leur étude prospective. Cependant, les auteurs décrivent des « niveaux osseux minimes qui n'excèdent pas 25 % de la hauteur de l'implant » associés à « une profondeur de sondage moyenne », mais aucune information n'est donnée sur la perte osseuse marginale. Pour Roehling et al.¹³⁰, il faudrait plutôt considérer cette diminution du niveau osseux comme le résultat d'un phénomène physiologique de remodelage qui est augmenté à cause du design de l'implant ou du protocole chirurgical utilisé.

¹²⁷ Payer et al., « All-ceramic restoration of Zirconia two-piece implants : a randomized controlled clinical trial ».

¹²⁸ Osman et al., « Ceramic implants (Y-TZP) : are they a viable alternative to Titanium implants for the support of overdentures ? : a randomized clinical trial ».

¹²⁹ Becker et al., « Clinical performance of two-piece Zirconia implants in the posterior mandible and maxilla : a prospective cohort study over 2 years ».

¹³⁰ Roehling et al., « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies : a meta-analysis ».

Par manque de données, il n'est pas possible de conclure sur l'incidence et l'évolution de la péri-implantite autour d'implants en Zirconie. Cependant, selon Roehling et al., les résultats pour les implants en Zirconie contrastent avec ceux obtenus pour les implants en Titane. Pour ces derniers, la raison principale des échecs précoces est l'inflammation des tissus péri-implantaires suivie d'une perte de l'ostéointégration. Pour les implants en Zirconie, lorsque les échecs précoces ou tardifs sont détaillés, les auteurs rapportent l'apparition soudaine d'une mobilité implantaire sans signes d'infection ou d'inflammation. Cionca et al.¹³¹ expliquent leurs échecs par un phénomène de « descellement aseptique », ce qui rejoindrait les hypothèses de Albrektsson et al.¹³² sur l'origine immunologique de la perte osseuse marginale et de la péri-implantite.

¹³¹ Cionca, Müller, et Mombelli, « Two-piece Zirconia implants supporting all-ceramic crowns : a prospective clinical study ».

¹³² Albrektsson et al., « Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants ».

4 : Discussion

Les études pré-cliniques in vitro et in vivo ont montré que la Zirconie avait le potentiel pour être considérée comme une alternative aux implants en TiCp. En effet, elle présente un module d'élasticité et une résistance en flexion supérieures à celles du TiCp et une résistance élevée à la fracture qui découle de sa capacité à se renforcer par transformation de phase. Les études montrent par ailleurs que les implants en Zirconie sont capables de tolérer les forces masticatoires exercées dans les secteurs antérieurs. Cependant, aucune donnée n'est actuellement disponible sur l'évaluation précise des propriétés mécaniques de ces implants dans les secteurs postérieurs. Les difficultés de fabrication des implants en Zirconie constitués de deux éléments induisent un manque de données en ce qui concerne leurs propriétés mécaniques et font que la majorité des données actuelles concernent les implants monoblocs. Des études pré-cliniques sont donc encore nécessaires afin d'étudier les propriétés mécaniques des implants en Zirconie constitués de deux éléments et leur type de connexion idéal. Le comportement mécanique des implants en Zirconie dans les secteurs postérieurs indépendamment de leur architecture doit également être étudié.

La Zirconie serait également intéressante au niveau de ses propriétés biologiques car les études dégagent certaines tendances : sa biocompatibilité serait équivalente au TiCp, mais son affinité serait plus faible pour la plaque dentaire et elle est favorisée l'adhésion et la prolifération des fibroblastes. Cela permettrait de diminuer le risque d'inflammation et d'infection péri-implantaire par la mise en place d'un espace biologique plus mature associé à une colonisation bactérienne limitée par rapport au TiCp. Les capacités d'ostéointégration à court terme d'implants en Zirconie seraient également similaires à celles du TiCp. Cependant, l'ensemble de ces hypothèses ont été évaluées in vitro ou sur des modèles animaux et selon des protocoles variables. Il convient donc de ne pas généraliser leurs résultats et il semble nécessaire de confirmer ses hypothèses chez l'homme par des études contrôlées, randomisées et uniformisées.

Actuellement, les données évaluant les performances des implants Zirconie sont rares mais permettent de conclure que les implants monoblocs actuellement commercialisés pourraient constituer une option thérapeutique fiable jusqu'à 2 ans. Sur le plus long terme, il est aujourd'hui impossible de conclure sur la pérennité des implants en Zirconie par manque de données, contrairement au TiCp dont le recul clinique et les performances à long terme sont avérées. Des études cliniques contrôlées et randomisées de longues durées sont donc nécessaires à ce jour. De plus, il est important que ces

études à long terme détaillent le choix et la qualité du site implantaire, le protocole de mise en fonction, l'état de surface et les échecs implantaires afin d'uniformiser les données.

Ces études vont également être nécessaires afin d'évaluer l'influence de la dégradation hydrique à basse température sur les implants Y-TZP. Les travaux en orthopédie ont montré que cette dégradation hydrique à basse température peut entraîner une baisse significative des propriétés mécaniques de la Zirconie, ce qui peut conduire à la fracture de l'implant comme ce fut le cas pour les prothèses de hanches Prozyr®. Ces travaux ont également montré l'influence majoritaire des méthodes de fabrication et du choix de l'agent de stabilisation dans ce processus de dégradation. Les procédés de stérilisation et de modification de la surface implantaire pourraient également accélérer cette dégradation. Il est donc de la responsabilité du praticien de contrôler et de maîtriser l'ensemble de ces paramètres afin d'informer ses patients des risques encourus et de limiter la survenue de fractures implantaires comme ce fut le cas en orthopédie. Dans le secteur dentaire, il existe actuellement un manque de données concernant cette dégradation hydrique à basse température et leurs risques sur le long terme. Il semble donc convenable d'appliquer un principe de précaution pour l'utilisation des implants en Zirconie en implantologie dentaire et de limiter ses indications aux cas avérés d'allergie au Titane et aux cas où le patient demande la mise en place de restaurations non métalliques. Dans ces cas, l'information et le consentement éclairés du patient sont fondamentaux.

Conclusion

Les études pré-cliniques in vitro et in vivo ont montré que la Zirconie Y-TZP, par ses propriétés mécaniques et biologiques, avait le potentiel pour être considérée comme une alternative aux implants en TiCp. Cependant, les taux de fractures rapportés dans la littérature, le manque de données scientifiques chez l'homme et le recul clinique limité réduisent ses indications aux secteurs antérieurs, dans le cas d'allergies avérées au Titane ou d'un désir de restaurations non métalliques.

De nombreuses pistes de recherche sont proposées pour les systèmes implantaires en Zirconie. Des améliorations du procédé de fabrication permettraient la conception et la commercialisation d'implants à étages (implants et piliers prothétiques) fiables, mais qui sont encore peu disponibles aujourd'hui. Cela autoriserait une meilleure gestion de l'axe prothétique implantaire par rapport aux implants de conception « monoblocs », et rendrait également possible l'enfouissement de ces implants afin d'éviter leur mise en fonction précoce. Des recherches basées sur différents agents de stabilisation, comme la Zirconie stabilisée à l'Alumine ou au Cérium, sont en cours afin de diminuer la cinétique de dégradation hydrique à basse température. Cependant, leurs propriétés mécaniques sont plus faibles que celle de la Y-TZP. Le défi des années à venir semble donc être l'obtention d'un matériau moins exposé à la dégradation hydrique à basse température, qui conserverait toutefois des propriétés mécaniques optimales.

Bibliographie

- Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé. « Parodontopathies : diagnostic et traitements ». Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé, 2002. https://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/Parodontopathies_recos.pdf.
- Agence nationale de sécurité du médicament et des produits de santé. « Suspension d'utilisation de certaines têtes de prothèse de hanche en céramique de zircone », 16 août 2001. <https://ansm.sante.fr/S-informer/Informations-de-securite-Autres-mesures-de-securite/Suspension-d-utilisation-de-certaines-tetes-de-prothese-de-hanche-en-ceramique-de-zircone>.
- Albrektsson, T., P. I. Brånemark, H. A. Hansson, et J. Lindström. « Osseointegrated Titanium implants : requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man ». *Acta orthopaedica scandinavica* 52, n° 2 (1981): 155-70. <https://doi.org/10.3109/17453678108991776>.
- Albrektsson, T., B. Chrcanovic, P. Östman, L. Sennerby, et P. Östman. « Initial and long-term crestal bone responses to modern dental implants ». *Periodontology 2000* 73, n° 1 (2017): 41-50. <https://doi.org/10.1111/prd.12176>.
- Albrektsson, T., G. Zarb, P. Worthington, et A. R. Eriksson. « The long-term efficacy of currently used dental implants : a review and proposed criteria of success ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 1, n° 1 (1986): 11-25.
- Andreiotelli, M., et R. J. Kohal. « Fracture strength of Zirconia implants after artificial aging ». *Clinical implant dentistry and related research* 11, n° 2 (2009): 158-66. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00105.x>.
- Andreiotelli, M., H. J. Wenz, et R. J. Kohal. « Are ceramic implants a viable alternative to Titanium implants ? : a systematic literature review ». *Clinical oral implants research* 20, n° Suppl. 4 (2009): 32-47. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01785.x>.
- Atsumi, M., S. H. Park, et H. L. Wang. « Methods used to assess implant stability : current status ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 22, n° 5 (2007): 743-54.
- Becker, J., G. John, K. Becker, S. Mainusch, G. Diedrichs, et F. Schwarz. « Clinical performance of two-piece Zirconia implants in the posterior mandible and maxilla : a prospective cohort study over 2 years ». *Clinical oral implants research* 28, n° 1 (2017): 29-35. <https://doi.org/10.1111/clr.12610>.
- Berglundh, T., J. Lindhe, I. Ericsson, C. P. Marinello, B. Liljenberg, et P. Thomsen. « The soft tissue barrier at implants and teeth ». *Clinical oral implants research* 2, n° 2 (1991): 81-90.
- Bosshardt, D. D., V. Chappuis, et D. Buser. « Osseointegration of Titanium, Titanium alloy and Zirconia dental implants : current knowledge and open questions ». *Periodontology 2000* 73, n° 1 (2017): 22-40. <https://doi.org/10.1111/prd.12179>.
- Brånemark, P.-I., G. A. Zarb, T. Albrektsson, et H. M. Rosen. « Tissue-integrated prostheses : osseointegration in clinical dentistry ». *Plastic and reconstructive surgery* 77, n° 3 (1986): 496.
- Calvo-Guirado, J. L., A. Aguilar-Salvatierra, R. A. Delgado-Ruiz, B. Negri, M. P. D. Fernández, J. E. Maté Sánchez de Val, G. Gómez-Moreno, et G. E. Romanos. « Histological and histomorphometric evaluation of Zirconia dental implants modified by femtosecond laser versus Titanium implants : an experimental study in fox hound dogs ». *Clinical implant dentistry and related research* 17, n° 3 (2015): 525-32. <https://doi.org/10.1111/cid.12162>.
- Cannizzaro, G., C. Torchio, P. Felice, M. Leone, et M. Esposito. « Immediate occlusal versus non-occlusal loading of single Zirconia implants : a multicentre pragmatic randomised clinical trial ». *European journal of oral implantology* 3, n° 2 (2010): 111-20.

- Chevalier, J. « What future for Zirconia as a biomaterial ? » *Biomaterials* 27, n° 4 (2006): 535-43. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2005.07.034>.
- Chevalier, J., L. Gremillard, A. V. Virkar, et D. R. Clarke. « The tetragonal-monoclinic transformation in Zirconia : lessons learned and future trends ». *Journal of the american ceramic society* 92, n° 9 (2009): 1901-20. <https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2009.03278.x>.
- Cionca, N., D. Hashim, J. Cancela, C. Giannopoulou, et A. Mombelli. « Pro-inflammatory cytokines at Zirconia implants and teeth : a cross-sectional assessment ». *Clinical oral investigations* 20, n° 8 (2016): 2285-91. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1729-z>.
- Cionca, N., D. Hashim, et A. Mombelli. « Zirconia dental implants : where are we now, and where are we heading ? » *Periodontology* 2000 73, n° 1 (2017): 241-58. <https://doi.org/10.1111/prd.12180>.
- Cionca, N., N. Müller, et A. Mombelli. « Two-piece Zirconia implants supporting all-ceramic crowns : a prospective clinical study ». *Clinical oral implants research* 26, n° 4 (2015): 413-18. <https://doi.org/10.1111/clr.12370>.
- Cochran, D. L., J. S. Hermann, R. K. Schenk, F. L. Higginbottom, et D. Buser. « Biologic width around Titanium implants : a histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible ». *Journal of periodontology* 68, n° 2 (1997): 186-97. <https://doi.org/10.1902/jop.1997.68.2.186>.
- Degidi, M., L. Artese, A. Scarano, V. Perrotti, P. Gehrke, et A. Piattelli. « Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around Titanium and Zirconium oxide healing caps ». *Journal of periodontology* 77, n° 1 (2006): 73-80. <https://doi.org/10.1902/jop.2006.77.1.73>.
- Depprich, R., H. Zipprich, M. Ommerborn, C. Naujoks, H. P. Wiesmann, S. Kiattavorncharoen, H. C. Lauer, U. Meyer, N. R. Kübler, et J. Handschel. « Osseointegration of Zirconia implants compared with Titanium : an in vivo study ». *Head and face medicine* 4 (2008): 30. <https://doi.org/10.1186/1746-160X-4-30>.
- Gahlert, M., S. Roehling, C. M. Sprecher, H. Kniha, S. Milz, et K. Bormann. « In vivo performance of Zirconia and Titanium implants : a histomorphometric study in mini pig maxillae ». *Clinical oral implants research* 23, n° 3 (2012): 281-86. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2011.02157.x>.
- Gahlert, M., S. Röhling, M. Wieland, C. M. Sprecher, H. Kniha, et S. Milz. « Osseointegration of Zirconia and Titanium dental implants : a histological and histomorphometrical study in the maxilla of pigs ». *Clinical oral implants research* 20, n° 11 (2009): 1247-53. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2009.01734.x>.
- Hashim, D., N. Cionca, D. S. Courvoisier, et A. Mombelli. « A systematic review of the clinical survival of Zirconia implants ». *Clinical oral investigations* 20, n° 7 (2016): 1403-17. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1853-9>.
- Heydecke, G., R. Kohal, et R. Gläser. « Optimal esthetics in single-tooth replacement with the Re-Implant system : a case report ». *The international journal of prosthodontics* 12, n° 2 (1999): 184-89.
- Hoffmann, O., N. Angelov, G. G. Zafiroopoulos, et S. Andreana. « Osseointegration of Zirconia implants with different surface characteristics : an evaluation in rabbits ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 27, n° 2 (2012): 352-58.
- Janner, S. F. M., M. Gahlert, D. D. Bosshardt, S. Roehling, S. Milz, F. Higginbottom, D. Buser, et D. L. Cochran. « Bone response to functionally loaded, two-piece Zirconia implants : a preclinical histometric study ». *Clinical oral implants research* 29, n° 3 (2018): 277-89. <https://doi.org/10.1111/clr.13112>.
- Jung, R. E., I. Sailer, C. H. F. Hämmerle, T. Attin, et P. Schmidlin. « In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials ». *International journal of periodontics and restorative dentistry* 27, n° 3 (2007): 250-57.

- Karl, M., et T. Albrektsson. « Clinical performance of dental implants with a moderately rough (TiUnite) surface : a meta-analysis of prospective clinical studies ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 32, n° 4 (2017): 717-34. <https://doi.org/10.11607/jomi.5699>.
- Koch, F. P., D. Weng, S. Kramer, et W. Wagner. « Soft tissue healing at one-piece Zirconia implants compared to Titanium and PEEK implants of identical design : a histomorphometric study in the dog ». *The international journal of periodontics and restorative dentistry* 33, n° 5 (2013): 669-77. <https://doi.org/10.11607/prd.1043>.
- Kohal, R. J., H. C. Finke, et G. Klaus. « Stability of prototype two-piece Zirconia and Titanium implants after artificial aging : an in vitro pilot study ». *Clinical implant dentistry and related research* 11, n° 4 (2009): 323-29. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2008.00116.x>.
- Kohal, R. J., M. Knauf, B. Larsson, H. Sahlin, et F. Butz. « One-piece Zirconia oral implants : one-year results from a prospective cohort study. 1, Single tooth replacement ». *Journal of clinical periodontology* 39, n° 6 (2012): 590-97. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2012.01876.x>.
- Kohal, R. J., S. B. M. Patzelt, F. Butz, et H. Sahlin. « One-piece Zirconia oral implants : one-year results from a prospective case series. 2, Three-unit fixed dental prosthesis (FDP) reconstruction ». *Journal of clinical periodontology* 40, n° 5 (2013): 553-62. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12093>.
- Kumar, Y., V. Jain, S. S. Chauhan, V. Bharate, D. Koli, et M. Kumar. « Influence of different forms and materials (Zirconia or Titanium) of abutments in peri-implant soft-tissue healing using matrix metalloproteinase-8 : a randomized pilot study ». *The journal of prosthetic dentistry* 118, n° 4 (2017): 475-80. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2016.11.017>.
- Lalor, P. A., P. A. Revell, A. B. Gray, S. Wright, G. T. Railton, et M. A. Freeman. « Sensitivity to Titanium : a cause of implant failure ? ». *The journal of bone and joint surgery*. 73, n° 1 (1991): 25-28.
- Lee, J., J. H. Sieweke, N. A. Rodriguez, P. Schüpbach, H. Lindström, C. Susin, et U. M. E. Wikesjö. « Evaluation of nano-technology-modified Zirconia oral implants : a study in rabbits ». *Journal of clinical periodontology* 36, n° 7 (2009): 610-17. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2009.01423.x>.
- Liñares, A., L. Grize, F. Muñoz, B. E. Pippenger, M. Dard, O. Domken, et J. Blanco-Carrión. « Histological assessment of hard and soft tissues surrounding a novel ceramic implant : a pilot study in the minipig ». *Journal of clinical periodontology* 43, n° 6 (2016): 538-46. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12543>.
- Linkevicius, T., et J. Vaitelis. « The effect of Zirconia or Titanium as abutment material on soft peri-implant tissues : a systematic review and meta-analysis ». *Clinical oral implants research* 26, n° Suppl. 11 (2015): 139-47. <https://doi.org/10.1111/clr.12631>.
- Löe, H. « The gingival index, the plaque index and the retention index systems ». *Journal of periodontology* 38, n° Suppl. 6 (1967): 610-16. <https://doi.org/10.1902/jop.1967.38.6.610>.
- Mahiat, Y. « La Zircone : cette méconnue ». *Stratégie prothétique* 6, n° 1 (2006): 55-66.
- Mainjot, A. « Zircone(s). Partie 1, À la rencontre de céramiques pas comme les autres ». *Biomatériaux dentaires cliniques* 3, n° 1 (2018): 22-32.
- Manzano, G., L. R. Herrero, et J. Montero. « Comparison of clinical performance of Zirconia implants and Titanium implants in animal models : a systematic review ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 29, n° 2 (2014): 311-20.
- Nascimento, C. D., M. S. Pita, F. H. N. C. Fernandes, V. Pedrazzi, R. F. De Albuquerque Junior, et R. F. Ribeiro. « Bacterial adhesion on the Titanium and Zirconia abutment surfaces ». *Clinical oral implants research* 25, n° 3 (2014): 337-43. <https://doi.org/10.1111/clr.12093>.
- Nishihara, H., M. Haro Adanez, et W. Att. « Current status of Zirconia implants in dentistry : preclinical tests ». *Journal of prosthodontic research*, 2018. <https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.07.006>.
- Osman, R. B., M. V. Swain, M. Atieh, S. Ma, et W. Duncan. « Ceramic implants (Y-TZP) : are they a viable alternative to Titanium implants for the support of overdentures ? : a randomized clinical trial ». *Clinical oral implants research* 25, n° 12 (2014): 1366-77. <https://doi.org/10.1111/clr.12272>.

- Payer, M., V. Arnetzl, R. Kirmeier, M. Koller, G. Arnetzl, et N. Jakse. « Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants, a prospective case series : results after 24 months of clinical function ». *Clinical oral implants research* 24, n° 5 (2013): 569-75. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02425.x>.
- Payer, M., A. Heschl, M. Koller, G. Arnetzl, M. Lorenzoni, et N. Jakse. « All-ceramic restoration of Zirconia two-piece implants : a randomized controlled clinical trial ». *Clinical oral implants research* 26, n° 4 (2015): 371-76. <https://doi.org/10.1111/clr.12342>.
- Piconi, C., et G. Maccauro. « Zirconia as a ceramic biomaterial ». *Biomaterials* 20, n° 1 (1999): 1-25. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(98\)00010-6](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(98)00010-6).
- Pieralli, S., R. J. Kohal, R. E. Jung, K. Vach, et B. C. Spies. « Clinical outcomes of Zirconia dental implants : a systematic review ». *Journal of dental research* 96, n° 1 (2017): 38-46. <https://doi.org/10.1177/0022034516664043>.
- Pjetursson, B. E., D. Thoma, R. Jung, M. Zwahlen, et A. Zembic. « A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years ». *Clinical oral implants research* 23, n° Suppl. 6 (2012): 22-38. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x>.
- Preis, V., A. Kammermeier, G. Handel, et M. Rosentritt. « In vitro performance of two-piece Zirconia implant systems for anterior application ». *Dental materials* 32, n° 6 (2016): 765-74. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.03.028>.
- Roehling, S., M. Astasov-Frauenhoffer, I. Hauser-Gerspach, O. Braissant, H. Woelfler, T. Waltimo, H. Kniha, et M. Gahlert. « In vitro biofilm formation on Titanium and Zirconia implant surfaces ». *Journal of periodontology* 88, n° 3 (2017): 298-307. <https://doi.org/10.1902/jop.2016.160245>.
- Roehling, S., K. A. Schlegel, H. Woelfler, et M. Gahlert. « Performance and outcome of Zirconia dental implants in clinical studies : a meta-analysis ». *Clinical oral implants research* 29, n° Suppl. 16 (2018): 135-53. <https://doi.org/10.1111/clr.13352>.
- Roehling, S., H. Woelfler, S. Hicklin, H. Kniha, et M. Gahlert. « A retrospective clinical study with regard to survival and success rates of Zirconia implants up to and after 7 years of loading ». *Clinical implant dentistry and related research* 18, n° 3 (2016): 545-58. <https://doi.org/10.1111/cid.12323>.
- Rosentritt, M., A. Hagemann, S. Hahnel, M. Behr, et V. Preis. « In vitro performance of Zirconia and Titanium implant/abutment systems for anterior application ». *Journal of dentistry* 42, n° 8 (2014): 1019-26. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.03.010>.
- Saridag, S., O. Tak, et G. Alniacik. « Basic properties and types of Zirconia : an overview ». *World journal of stomatology* 2, n° 3 (2013): 40-47. <https://doi.org/10.5321/wjs.v2.i3.40>.
- Scarano, A., M. Piattelli, S. Caputi, G. A. Favero, et A. Piattelli. « Bacterial adhesion on commercially pure Titanium and Zirconium oxide disks : an in vivo human study ». *Journal of periodontology* 75, n° 2 (2004): 292-96. <https://doi.org/10.1902/jop.2004.75.2.292>.
- Schliephake, H., T. Hefti, F. Schlottig, P. Gédet, et H. Staedt. « Mechanical anchorage and peri-implant bone formation of surface-modified Zirconia in minipigs ». *Journal of clinical periodontology* 37, n° 9 (2010): 818-28. <https://doi.org/10.1111/j.1600-051X.2010.01549.x>.
- Sennerby, L., A. Dasmah, B. Larsson, et M. Iverhed. « Bone tissue responses to surface-modified Zirconia implants : a histomorphometric and removal torque study in the rabbit ». *Clinical implant dentistry and related research* 7 (2005): 13-20. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2005.tb00070.x>.
- Sennerby, L., et N. Meredith. « Implant stability measurements using resonance frequency analysis : biological and biomechanical aspects and clinical implications ». *Periodontology* 2000 47, n° 1 (2008): 51-66. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0757.2008.00267.x>.
- Sicilia, A., S. Cuesta, G. Coma, I. Arregui, C. Guisasola, E. Ruiz, et A. Maestro. « Titanium allergy in dental implant patients : a clinical study on 1500 consecutive patients ». *Clinical oral implants research* 19, n° 8 (2008): 823-35. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2008.01544.x>.

- Siddiqi, A., W. J. Duncan, R. K. De Silva, et S. Zafar. « One-piece Zirconia ceramic versus Titanium implants in the jaw and femur of a sheep model : a pilot study ». *Biomed research international*, 2016, 6792972. <https://doi.org/10.1155/2016/6792972>.
- Sundh, A., et G. Sjögren. « Fracture resistance of all-ceramic Zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering ». *Dental materials* 22, n° 8 (2006): 778-84. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.006>.
- Swami, V., V. Vijayaraghavan, et V. Swami. « Current trends to measure implant stability ». *Journal of indian prosthodontic society* 16, n° 2 (2016): 124-30. <https://doi.org/10.4103/0972-4052.176539>.
- Tetè, S., F. Mastrangelo, A. Bianchi, V. Zizzari, et A. Scarano. « Collagen fiber orientation around machined Titanium and Zirconia dental implant necks : an animal study ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 24, n° 1 (2009): 52-58.
- Thoma, D. S., G. I. Benic, F. Muñoz, R. Kohal, I. Sanz Martin, A. Cantalapiedra, C. H. F. Hämmerle, et R. E. Jung. « Histological analysis of loaded Zirconia and Titanium dental implants : an experimental study in the dog mandible ». *Journal of clinical periodontology* 42, n° 10 (2015): 967-75. <https://doi.org/10.1111/jcpe.12453>.
- Tomasi, C., F. Tessarolo, I. Caola, J. Wennström, G. Nollo, et T. Berglundh. « Morphogenesis of peri-implant mucosa revisited : an experimental study in humans ». *Clinical oral implants research* 25, n° 9 (2014): 997-1003. <https://doi.org/10.1111/clr.12223>.
- Tripodakis, A. P., J. R. Strub, H. F. Kappert, et S. Witkowski. « Strength and mode of failure of single implant all-ceramic abutment restorations under static load ». *International journal of prosthodontics* 8, n° 3 (1995): 265-72.
- Tschernitschek, H., L. Borchers, et W. Geurtsen. « Nonalloyed Titanium as a bioinert metal : a review ». *Quintessence international* 36, n° 7-8 (2005): 523-30.
- Yamano, S., A. Kwok-Yui Ma, Rabie M. Shanti, S. W. Kim, K. Wada, et C. Sukotjo. « The influence of different implant materials on human gingival fibroblast morphology, proliferation, and gene expression ». *The international journal of oral and maxillofacial implants* 26, n° 6 (2011): 1247-55.
- Zanetti, E. M., G. Pascoletti, M. Cali, C. Bignardi, et G. Franceschini. « Clinical assessment of dental implant stability during follow-up : what is actually measured, and perspectives ». *Biosensors* 8, n° 3 (2018). <https://doi.org/10.3390/bios8030068>.

Table des figures

Figure 1 : Illustration schématique de la transformation de phase de la Zircone en fonction de la température	5
Figure 2 : Illustration schématique du mécanisme de renforcement par transformation de phase.....	7
Figure 3 : Illustration schématique du mécanisme de fatigue hydrique à basse température	8
Figure 4 : Illustration schématique et photographie du montage utilisé lors des tests de résistances à la fracture	11
Figure 5 : Vue globale et détaillée par microscopie électronique à balayage de la fracture d'un implant en Zircone constitué de deux éléments à connexion vissées	17
Figure 6 : Images acquises par microscopie électronique à balayage de la formation de biofilm par le complexe de bactéries parodontopathogènes après 72 h d'incubation	22
Figure 7 : Coupe histologique de la muqueuse présente autour de vis de cicatrisation en Titane (A) ou en Zircone (B)	23
Figure 8 : Schéma détaillant les deux voies de la réaction induites par la mise en place d'un implant	32
Figure 9 : Exemple d'évaluation du BIC et de la densité osseuse sur une coupe histologique d'un implant et de son interface osseuse.....	34
Figure 10 : Schéma des différents tests évaluant la stabilité d'un implant	35
Figure 11 : Schéma montrant le principe de l'analyse de fréquence de résonance	37
Figure 12 : Coupe histologique à 12 semaines montrant un contact osseux direct avec la surface implantaire d'implants en Zircone et en Titane chez le cochon nain	39

Table des tableaux

Tableau 1 : Propriétés mécaniques comparées du TiCp et des matériaux utilisés dans la fabrication des implants en Zircone	10
Tableau 2 : Résistances à la fracture comparées des implants en Zircone et en Titane.....	12
Tableau 3 : Systèmes étudiés par Rosentritt et al (Z : Zircone ; T : Titane ; S : vissé (screwed) ; B : scellé (bonded)).....	15
Tableau 4 : Etudes des paramètres cliniques d'évaluation de la santé gingivale dans les études pré-cliniques chez le cochon.....	25
Tableau 5 : Analyse de la densité osseuse et du BIC dans les études réalisées chez le porc.....	40
Tableau 6 : Tableau récapitulatif des résultats concernant le BIC, le RTQ et la densité osseuse. (sem= semaines)	42
Tableau 7 : Performances des implants en Zircone à 1 an selon la méta-analyse de Roehling et al....	46
Tableau 8 : Tableau récapitulatif des résultats concernant la survie d'implants en Zircone et en Titane	47

Vu, le Directeur de thèse

Vu, le Doyen de la Faculté de Chirurgie dentaire
de l'Université Paris Descartes

Docteur Radhia BENBELAÏD

Professeur Louis MAMAN

Vu, le Président de l'Université Paris Descartes

Professeur Frédéric DARDEL

Pour le Président et par délégation,

Le Doyen Louis MAMAN

Les implants dentaires en Zirconium Y-TZP : une alternative fiable aux implants Titane de grade 4 ?

Résumé :

Depuis les travaux de Brånemark sur l'ostéointégration et les succès à long terme des implants dentaires, la compensation des édentements par une thérapeutique implantaire est majoritairement réalisée au moyen d'implants en alliages de Titane, considérés comme le traitement de référence.

Néanmoins, des études prospectives ainsi que des rapports de cas relèvent chez certains patients une hypersensibilité potentielle, ainsi que des réactions allergiques immédiates ou retardées aux particules de titane, ou à leurs produits de corrosion. Ce qui pourrait expliquer certains échecs implantaires. De nombreux alliages de Titane comportent également une concentration plus ou moins importante d'aluminium dont l'utilisation commence à être discutée. Ces hypothèses devront être confirmées ou infirmées par des études à plus haut niveau de preuve. D'autre part, un certain nombre de patients cherchent à éviter les réhabilitations à l'aide d'alliages métalliques pour des raisons biologiques et/ou esthétiques. C'est pourquoi, ce travail se propose de faire le point sur les alternatives aux alliages de Titane, en s'intéressant plus particulièrement aux implants en Zirconium Y-TZP. Par une analyse de la littérature scientifique, nous chercherons ainsi à étudier l'ostéointégration de ces implants, leurs propriétés biologiques, mécaniques et esthétiques ainsi que les échecs qui ont été rapportés. Ce qui nous permettra d'évaluer si les implants en Zirconium peuvent constituer une alternative fiable.

Discipline :

Implantologie

Mots clés français (fMeSH et Rameau) :

Zirconium -- Dissertations universitaires ; Titane -- Dissertations universitaires ; Implants dentaires -- Thèses et écrits académiques ; Ostéo-intégration (odontostomatologie) -- Thèses et écrits académiques

English keywords (MeSH) :

Zirconium -- Academic Dissertations ; Titanium -- Academic Dissertations

Université Paris Descartes
Faculté de Chirurgie dentaire
1, rue Maurice Arnoux
92120 Montrouge