

**UTILISATION DES PILIERS CÉRAMIQUES  
EN PROTHÈSE FIXÉE IMPLANTAIRE**

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

*Présentée et soutenue publiquement par*

**CRAUSTE Eléonore**

Née le 02 octobre 1987 à CHERBOURG

Le 27 octobre 2015 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN

Assesseur : Monsieur le Docteur Aurélien FRUCHET

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>	
<b>Président</b>	Pr LABOUX Olivier
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>	
<b>Doyen</b>	Pr AMOURIQ Yves
<b>Assesseurs</b>	Dr BADRAN Zahi Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
<b>Professeurs des Universités</b>	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
<b>Professeurs Emérites</b>	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
<b>Praticiens Hospitaliers</b>	
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE Hélène
<b>Maîtres de Conférences Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>	<b>Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.</b>
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur MARION Dominique Monsieur NIVET Marc-Henri Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Madame BOEDEC Anne Monsieur CLÉE Thibaud Madame CLOITRE Alexandra Monsieur DAUZAT Antoine Monsieur DEUMIER Laurent Monsieur DRUGEAU Kévin Madame GOUGEON Béatrice Monsieur LANOISELEE Edouard Monsieur LE BOURHIS Antoine Madame LE GOFFE Claire Madame MAÇON Claire Madame MERAMETDJIAN Laure Madame MOREIGNE MELIN Fanny Monsieur PILON Nicolas Monsieur PRUD'HOMME Tony Monsieur RESTOUX Gauthier Madame RICHARD Catherine Monsieur ROLOT Morgan
<b>Enseignants Associés</b>	<b>A.T.E.R.</b>
Madame RAKIC Mia (MC Associé) Madame VINATIER Claire (MC Associé)	Monsieur LAPERINE Olivier

**Par délibération en date du 6 décembre 1972, le conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises dans les dissertations qui lui sont présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur donner aucune approbation, ni improbation.**

## **Remerciements,**

**A Monsieur le Professeur Bernard GIUMELLI,**

Chevalier dans l'Ordre National de la Légion d'Honneur

Officier des Palmes Académiques

Chef du Département de Prothèses

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury,*

*Pour votre bienveillance et votre disponibilité depuis le début de mon internat,*

*Veillez trouver ici le témoignage de ma sincère gratitude et de ma sincère considération.*

**A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ,**

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à diriger des recherches

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire

Département de Prothèses

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury.*

*Pour la qualité de votre enseignement et votre disponibilité tout au long de mon cursus universitaire.*

*Veillez trouver ici le témoignage de ma sincère reconnaissance et de ma sincère considération.*

***A Monsieur le Professeur Assem SOUEIDAN***

Professeur des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à diriger des recherches

Département de Parodontologie

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury,*

*Pour avoir été mon coordonnateur régional depuis 4 ans,*

*Pour votre oreille attentive et vos bons conseils,*

*Veillez trouver ici l'expression de ma sincère reconnaissance et mon profond respect.*

***A Monsieur le Docteur Alain HOORNAERT***

Maitre de conférences des Universités

Praticien Hospitalier des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université d'Orsay

Directeur du Diplôme Universitaire en Implantologie Orale

Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux,  
Biophysique, Radiologie

Nantes

*Pour avoir dirigé ce travail et pour votre disponibilité,*

*Pour votre exigence qui m'a permis de me surpasser,*

*Pour votre transdisciplinarité,*

*Je vous remercie d'avoir toujours encouragé mes projets et de m'avoir pris sous votre aile,*

*Veillez trouver ici l'expression de ma profonde reconnaissance et de ma sincère gratitude.*

**A Monsieur le Docteur Aurélien FRUCHET**

Docteur en Chirurgie Dentaire

Ancien Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins, d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Attaché Hospitalo-Universitaire

Département de Prothèses

Nantes

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à cette thèse,*

*Pour tous ces enseignements prodigués tout au long de mon internat,*

*Pour la complicité et la confiance en l'autre que nous avons vite trouvées*

*Veillez recevoir l'expression de mes sincères remerciements et le témoignage de mon amitié.*

## Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction .....</b>	<b>14</b>
<b>2</b>	<b>Généralités.....</b>	<b>16</b>
2.1	Les piliers implantaires .....	16
2.1.1	Le système implantaire .....	16
2.1.1.1	Rappels sur l'architecture type d'une réhabilitation implantaire .....	16
2.1.1.2	Types de restaurations supra-implantaires .....	17
2.1.2	Cahier des charges des piliers implantaires.....	17
2.1.3	Les piliers implantaires « traditionnels » .....	20
2.1.3.1	Les différents types d'usinage .....	20
2.1.3.2	Les matériaux constitutifs des piliers implantaires .....	22
2.1.4	Interface Tissus mous / Systèmes implantaires.....	23
2.1.5	Le Titane : le matériau référence des suprastructures implantaires .....	25
2.2	Les céramiques en implantologie .....	28
2.2.1	Les origines.....	28
2.2.2	Classifications.....	30
2.2.3	Structure de la zirconie .....	32
2.2.3.1	Les différents états cristallins de la zirconie .....	32
2.2.3.2	Les transformations de phase de la zirconie .....	33
2.2.3.3	Les agents stabilisateurs .....	35
2.2.3.4	La dégradation à basse température.....	35
2.2.4	Caractéristiques .....	37
2.2.5	Zirconie ou Alumine : éléments de choix.....	39
<b>3</b>	<b>Analyse de la littérature .....</b>	<b>41</b>
3.1	Bibliométrie .....	41
3.1.1	Les mots clés .....	41
3.1.2	Critères d'inclusion et d'exclusion .....	41
3.2	Analyse descriptive .....	43

<b>4</b>	<b>Discussion des avantages et inconvénients des piliers zircone par rapport aux piliers titane.....</b>	<b>47</b>
4.1	Au niveau des propriétés physiques.....	47
4.1.1	Analyse descriptive de la littérature .....	47
4.1.2	Le vieillissement.....	48
4.1.2.1	La Zircone .....	48
4.1.2.2	Le titane .....	49
4.1.3	La toxicité et l’hypersensibilité .....	50
4.1.3.1	LeTitane.....	50
4.1.3.2	La zircone .....	51
4.2	Au niveau des propriétés biologiques .....	52
4.2.1	Analyse descriptive de la littérature .....	52
4.2.2	L’adhésion bactérienne au pilier implantaire .....	53
4.2.3	Adhésion bactérienne et état de surface .....	60
4.2.4	Les récessions tissulaires marginales.....	61
4.2.5	Les complications biologiques .....	65
4.3	Au niveau des propriétés mécaniques .....	70
4.3.1	Analyse descriptive de la littérature .....	70
4.3.2	Le taux de survie des piliers implantaires.....	71
4.3.3	Les complications mécaniques .....	76
4.3.3.1	Les fractures de piliers .....	79
4.3.3.2	Les fractures des restaurations supra-implantaires .....	82
4.3.3.3	Les dévissages .....	83
4.4	Au niveau des propriétés esthétiques.....	84
4.4.1	Analyse descriptive de la littérature .....	84
4.4.2	Influence des tissus mous sur les phénomènes optiques .....	85
4.4.2.1	L’ « effet parasol » de Magne .....	85
4.4.2.2	Particularités des tissus mous péri-implantaires.....	86
4.4.2.3	Réflexion lumineuse au niveau des piliers implantaires.....	87

4.4.3	Evaluation de l'esthétique des piliers implantaires.....	87
4.4.3.1	Analyse spectrophotométrique de la couleur .....	88
4.4.3.2	Analyse subjective de la couleur.....	88
4.4.4	Les complications esthétiques .....	89
4.4.4.1	Les résultats esthétiques au niveau de la couronne prothétique .....	89
4.4.4.2	Les résultats esthétiques au niveau des tissus mous .....	95
4.4.4.3	Influence des tissus mous sur le résultat esthétique .....	95
4.4.5	La zircone colorée : une alternative ?.....	98
4.5	Au niveau des propriétés techniques .....	99
4.5.1	Analyse descriptive de la littérature .....	100
4.5.2	La préparation des piliers implantaires en zircone.....	100
4.5.2.1	L'usinage des piliers en zircone .....	100
4.5.3	L'épaisseur minimale des parois des piliers zircone .....	102
4.5.4	Le comportement de l'interface pilier-implant .....	103
<b>5</b>	<b>Conclusions .....</b>	<b>105</b>
	<b>Liste des abréviations .....</b>	<b>108</b>
	<b>Annexes.....</b>	<b>109</b>
	<b>Table des illustrations .....</b>	<b>117</b>
	<b>Bibliographie .....</b>	<b>120</b>

---

# 1 Introduction

Avec un recul de plus de quarante ans, la thérapeutique implantaire est devenue une technique fiable, reproductible et prédictible. Outre redonner une fonction au patient, le traitement implantaire doit dorénavant satisfaire les exigences esthétiques grandissantes du patient et du praticien.

Le secteur esthétique correspond à toute zone de l'arcade dentaire visible lors d'un sourire large du patient. La réhabilitation dans ce secteur demeure un défi pour le clinicien. C'est l'un des scénarios les plus difficiles à gérer car la moindre dysharmonie sera visible par le patient et ses proches.

Le champ du sourire est très variable entre les patients et peut atteindre la première molaire maxillaire dans 75% des cas selon Van Der Geld et al. en 2008 (1). Les réhabilitations esthétiques implantaires ne doivent pas se limiter au secteur incisivo-canin maxillaire mais à l'ensemble des dents visibles à la découverte du sourire.

Historiquement, les composants prothétiques (piliers et vis de piliers) étaient en titane, préfabriqués et recouverts d'une résine acrylique. Pour améliorer l'esthétique, des restaurations à deux étages ont été conçues avec des piliers titane et des couronnes céramo-métalliques. Depuis une vingtaine d'années, des piliers céramiques supports de couronnes céramo-céramiques ont été mis sur le marché. Ils permettent de répondre au mieux aux exigences esthétiques en évitant l'apparition de zones grisâtres gingivales en regard de piliers métalliques.

Cette évolution a pu voir le jour grâce à l'apparition de céramiques dites de « haute résistance » qui permettent l'élaboration de piliers en céramique capables supporter les contraintes masticatoires.

L'ingénierie des biomatériaux dentaires est particulièrement exigeante ; les matériaux placés en bouche sont en permanence soumis à des conditions extrêmes : une humidité maximale, des températures fluctuantes, des attaques chimiques et biologiques, mais surtout des forces masticatoires très variables. Il faut donc créer des matériaux résistants mais aussi esthétiques. Malheureusement, ces deux objectifs sont souvent opposés.

Ce travail de thèse a pour but de faire le point sur les différents critères pouvant guider le choix du praticien entre les piliers titane et les piliers en céramiques. Pour cela, nous aborderons successivement cinq items principaux : comparaison des piliers implantaires au niveau des propriétés physiques, biologiques, mécaniques, esthétiques et enfin techniques.

---

## 2 Généralités

### 2.1 Les piliers implantaires

#### 2.1.1 Le système implantaire

##### 2.1.1.1 *Rappels sur l'architecture type d'une réhabilitation implantaire*

Les travaux de Per-Ingvar Brånemark dans les années 1970-1980 ont été le point de départ de l'implantologie moderne. Ce chirurgien orthopédiste suédois a mis en évidence deux grands concepts : les principes et protocoles de l'implantologie orale(2) et l'ostéo-intégration(3). Ceux-ci ont permis de rendre les techniques implantaires fiables et reproductibles. Les techniques implantaires devenant prédictibles, Albrektsson, collaborateur du Pr. Brånemark, a défini par la suite les critères de succès en implantologie(4) (Annexe 1).

A partir de ces principes, un ensemble d'entreprises (Straumann®, Nobel®, 3I®, Anlylos®, Zimmer® ...), a mis sur le marché de multiples systèmes implantaires avec des formes, des états de surface, des matériaux et des types de connexions implantaires différents. Néanmoins, ils conservent tous comme point commun d'être des implants endo-osseux stricts ou trans-muqueux de type vis à insertion axiale (fig. 1).

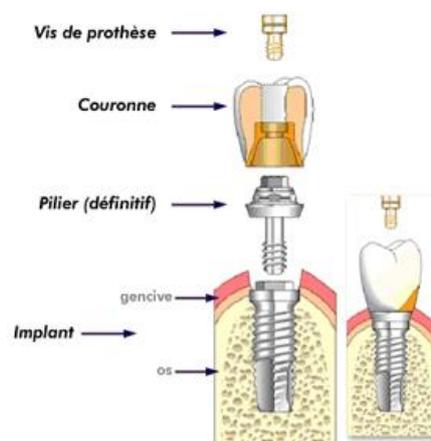


Figure 1 Les différents éléments d'une prothèse implantaire (implant à connexion externe)

### 2.1.1.2 *Types de restaurations supra-implantaires*

Tout projet implantaire est à visée prothétique. Il existe deux types de restaurations prothétiques supra-implantaires fixées : la prothèse vissée et la prothèse scellée.

La prothèse vissée est une spécificité de la prothèse implantaire : la restauration est alors vissée dans l'implant directement ou *via* un pilier trans-gingival intermédiaire. La prothèse scellée est fixée, quant à elle, sur le pilier implantaire *via* un ciment de scellement ou *via* une colle comme dans les cas de restaurations fixes conventionnelles (5).

Excepté dans les cas des implants dits « mono-blocs », il existe une pièce intermédiaire individualisée entre le col implantaire et la couronne prothétique : le pilier. Ce dernier doit être parfaitement ancré dans l'implant afin de permettre une fiabilité dans le temps. Il servira d'assise dans sa partie coronaire à la future restauration prothétique. Dans le cas d'implants trans-gingivaux (non enfouis), son rôle sera réduit à soutenir la future prothèse (6). Cependant, si le col implantaire est juxta-osseux (implant enfoui), le pilier deviendra alors une pièce clé du projet implanto-prothétique en :

- assurant le profil d'émergence, c'est-à-dire la zone de transition entre le col implantaire (rond) et la base de restauration prothétique (triangulaire, rectangulaire, ovoïde)
- aménageant et maintenant les tissus mous péri-implantaires.

Quatre éléments le caractérisent (7) :

- le type de connexion
- l'indexation
- le design
- le matériau.

### 2.1.2 **Cahier des charges des piliers implantaires**

Les piliers implantaires sont soumis à un cahier des charges strict au niveau de leurs connexions et de leur *design*. Les piliers implantaires se différencient des piliers prothétiques conventionnels par leurs interfaces avec trois substrats très différents : l'implant, la muqueuse péri-implantaire et la couronne supra-implantaire (Fig. 2).



Figure 2 Les différentes interfaces du pilier implantaire

Ils doivent alors répondre à un certain nombre de critères :

- être biocompatibles,
- être facilement manipulables,
- être fiables mécaniquement (tenue, résistance, intimité de contact entre les surfaces connectées),
- posséder une interface hermétique entre le col implantaire et le pilier pour procurer une barrière étanche au passage des bactéries,
- recréer un profil d'émergence optimal,
- pouvoir compenser toute inadéquation entre l'axe implantaire et l'axe prothétique,
- aider à l'esthétique,
- pouvoir être démontés au besoin,
- être durables à long terme.

La partie qui lie le pilier implantaire à l'implant est appelée « connexion ». Cette connexion va permettre de caractériser l'implant (8). Elle peut être soit :

- externe : la liaison implant-pilier émerge du col implantaire. Elle est la plus ancienne (les connexions à hexagone externe étaient celles utilisées par P.I. Brånemark). Cependant, ces connexions montrent quelques inconvénients : hauteur de contact entre le pilier et l'implant réduite, rétention moindre, pilier plus large, risque de dévissage (9).
- interne : une partie du pilier est à l'intérieur de l'implant. Avec l'amélioration des techniques d'usinage et des connaissances sur le titane, il est maintenant possible

d'intégrer cette connexion dans le corps de l'implant. Ceci permet de créer des connexions plus rétentives, plus jointives, avec une meilleure herméticité bactérienne (10) et de pouvoir proposer des piliers légèrement en retrait au niveau du col implantaire (*platform switching*).

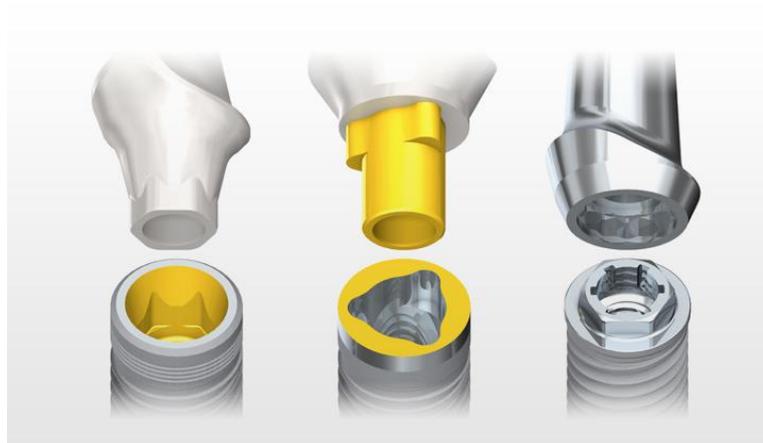


Figure 3 Illustration des différents types de connexion. À gauche et au centre : connexion interne. À droite : connexion externe.

Afin de permettre un repositionnement reproductible et précis du pilier, il peut exister au niveau de la zone de contact entre le pilier et l'implant une « indexation ». Il s'agit d'un auxiliaire de repérage qui peut se présenter sous différentes formes selon le fabricant.



Figure 4 Pilier de gauche non indexé. Pilier de droite indexé

L'indexation a aussi un rôle anti-rotationnel afin de limiter au maximum le risque de rotation du pilier dans l'implant notamment en cas de prothèse unitaire.

Au niveau mécanique, les piliers implantaires vont devoir subir un certain nombre de contraintes notamment les forces physiologiques de la mastication. Ces forces sont axiales et transversales et peuvent varier de 90 à 370 N dans le secteur antérieur, et peuvent atteindre 1000 N dans les secteurs postérieurs (11–13).

Cet ensemble de contraintes pourra engendrer un écrouissage des surfaces en contact mais aussi des dévissages, des fractures, des infiltrations bactériennes et à terme, compromettre la survie implantaire (fig. 5).

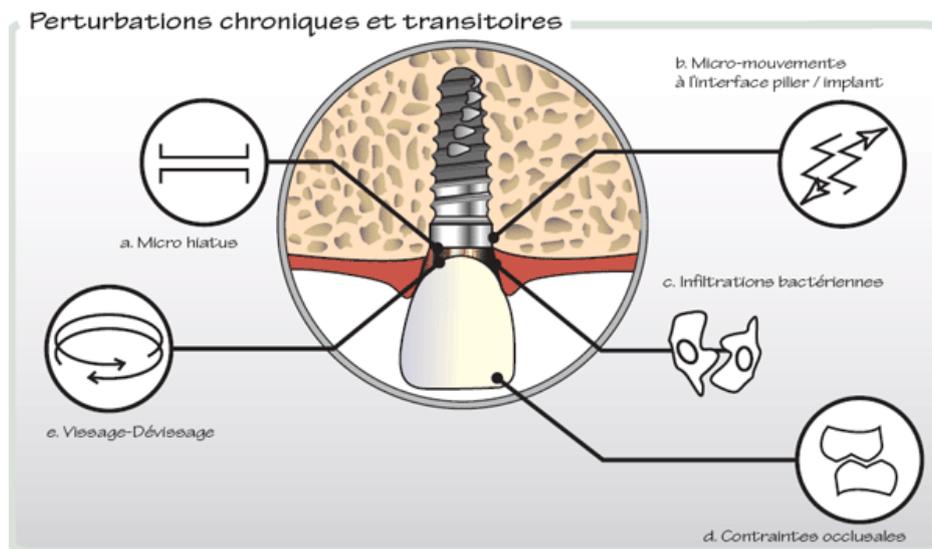


Figure 5 Complications pouvant faire suite à une mauvaise évaluation des contraintes occlusales

### 2.1.3 Les piliers implantaires « traditionnels »

Les piliers implantaires peuvent présenter différents types de *design* en fonction du type de couronne qu'ils supporteront (prothèses vissées ou prothèses scellées).

#### 2.1.3.1 Les différents types d'usinage

On distingue 4 grandes familles (6) :

- les piliers pré-usinés : le pilier est directement mis en place sur l'implant. L'empreinte pour l'élaboration de la couronne est réalisée avec le pilier définitif déjà en place. Le prothésiste élabore ensuite la couronne prothétique à partir d'un cylindre de surcoulée pour conserver une adaptation précise entre le pilier du commerce et la couronne. L'inconvénient de cette technique est que le pilier n'est pas adapté au profil gingival (plateau horizontal) ni au profil d'émergence. De plus, il peut être difficile d'éliminer les excès de ciment au niveau des zones où le pilier est très enfoui (en général au niveau des papilles).

Exemple : pilier CeraOne® (fig. 6)

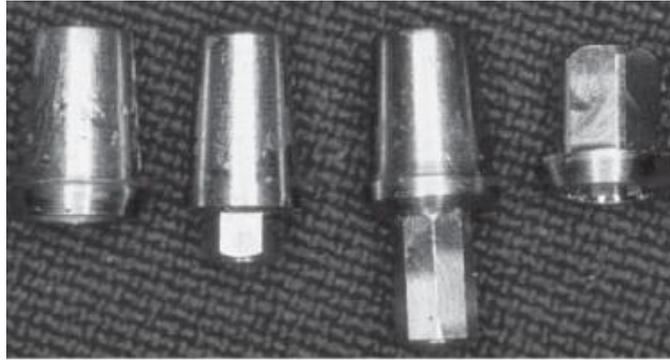


Figure 6 : De gauche à droite : pilier UCLA en or, pilier préfabriqué à hexagone interne, pilier préfabriqué à octogone interne, pilier ceraOne®. Extrait de l'article de R.R. Jesus Tavares et al. en 2011(14)

- Les piliers pré-usinés modifiables : ils ont été élaborés afin de répondre à l'impossibilité de personnalisation des piliers pré-usinés. Cette fois-ci l'empreinte se fait directement au niveau de la tête des implants. Le prothésiste modifie alors directement les piliers usinés sur le modèle au laboratoire (réduction du volume du pilier et désignation de la future limite entre le pilier et la couronne). Cependant, afin de pouvoir être utilisés dans une grande majorité de cas, ces piliers sont volumineux. Il en découle un temps de travail et un risque de fracture important lors du fraisage (notamment les piliers céramiques en alumine).

Exemple : piliers TiAdapt® ou CerAdapt®

- Les piliers façonnables à base usinée : la base du pilier n'est pas retouchée ce qui permet de conserver la précision d'ajustement entre le col implantaire et la base du pilier. La partie trans-gingivale quant à elle ainsi que la partie intra-coronaire peuvent être surcoulées. Le prothésiste peut alors élaborer une pièce homothétique à la morphologie de la dent désirée et adaptée au profil d'émergence et à la gencive marginale.

Exemple : piliers UCLA (fig. 6)

- Les piliers totalement usinés par CFAO : la CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur) a été développée par Jean-François Duret au début des années 1980. Une empreinte optique est réalisée (soit directement en bouche soit le modèle coulé) et à partir de ce scannage, une machine-outil fraise un bloc de titane ou de

zirconium selon la forme de la pièce désirée. A partir de ces pièces, une connectique adaptée pourra y être intégrée et la ou les couronnes pourront être élaborées toujours grâce au scannage (6)



Figure 7 Exemple de piliers usinés par CFAO : Nobel Procera® Abutment

### 2.1.3.2 Les matériaux constitutifs des piliers implantaires

Enfin, l'une des dernières caractéristiques des piliers implantaires est leur matériau constitutif. Il peut être de quatre types :

- le titane : reconnu pour ses propriétés de biocompatibilité et de résistance mécanique, il est le matériau implantaire avec le plus de recul clinique. C'est le « gold standard »(15).
- l'or et les alliages précieux : malgré leurs propriétés mécaniques intéressantes (mais moindre que celles du titane), ils restent néanmoins peu utilisés car leur confection fait appel à des techniques de coulée qui diminuent la précision du microgap entre la base du pilier et le col implantaire(16). De plus, leur coût reste très élevé. Ils sont en général réservés aux techniques de couronnes directement vissées dans l'implant ou de barre de jonction.
- les alliages non précieux (Chrome-Cobalt) : ils permettent de réduire le coût mais ils présentent un certain nombre d'inconvénients : un mauvais état de surface, un possible effet de bimétallisme et une mauvaise biocompatibilité. En 2015, Kim et coll. montrent en effet que l'adhésion des fibroblastes est statistiquement plus faible sur la surface d'un alliage Chrome-Cobalt-Molybdène que sur les surfaces en Titane ou en Zirconium(17).

- la céramique : elle bénéficie également d'une excellente biocompatibilité et est principalement indiquée dans les cas de restaurations en zone esthétique.

Dans notre travail de thèse, nous nous concentrerons sur deux matériaux : le titane et les céramiques qui demeurent les plus largement utilisés actuellement.

#### 2.1.4 Interface Tissus mous / Systèmes implantaires

La réhabilitation implanto-prothétique, tout comme l'organe dentaire, est en contact avec différentes substrats biologiques : l'os et la gencive.

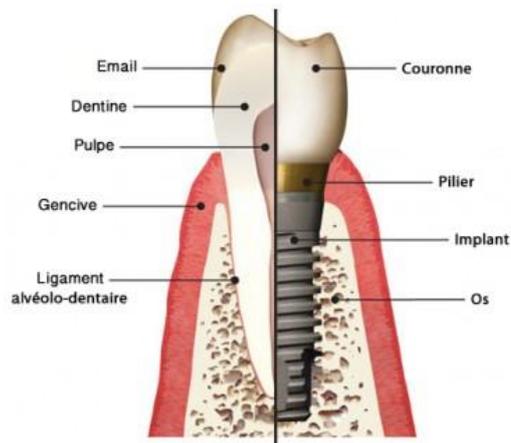


Figure 8 Mise en parallèle des complexe dento-gingival et muco-péri-implantaire

En présence d'un implant, le terme de « gencive » ne peut être employé car c'est un terme qui fait référence à certains éléments histo-anatomiques que l'on ne retrouve pas au niveau implantaire (18). La gencive et la muqueuse péri-implantaire sont cliniquement très similaires mais au niveau histologique, quelques différences sont à noter :

	<b>Le complexe dento-gingival</b>	<b>Le complexe muco-péri-implantaire</b>
<b>Attache épithéliale</b>	Fait suite à l'épithélium kératinisé de la gencive attachée Non kératinisée  Mesure 1,4mm environ	Fait suite à l'épithélium kératinisé de la gencive attachée Ne peut être présente que sur une partie fixe Non kératinisée Long épithélium de jonction (19) Présence d'hémi-desmosomes qui scellent la barrière épithéliale Adhésion des cellules épithéliales aux biomatériaux inertes(20), (21), (22) Mesure 2,1mm (23)
<b>Attache conjonctive</b>	Fait suite à l'épithélium sulculaire Sertit la dent via une membrane basale et des hémi-desmosomes Mesure dans les 1,06 -1,08 mm	Absence : les fibres de collagène ne s'attachent pas à la surface implantaire
<b>Tissu conjonctif</b>	Présence de fibres de collagène attachées au ciment de la dent (fibres perpendiculaires ou obliques) ou circonférentielles Première barrière de défense face aux bactéries	<u>Présence de fibres de collagène parallèles (24) et circulaires (25) à la surface implantaire</u> Absence de fibres collagéniques perpendiculaires <u>Plus faible proportion de fibroblastes et plus grande proportion de collagène (26)</u> Mesure dans les 1-1,5mm
<b>Ligament alvéolo-dentaire</b>	Situé entre le ciment et la table osseuse interne de l'alvéole Vascularisé et innervé Proprioception (position de la racine et pression masticatoire) Amortisseur	Absence
<b>Cément</b>	Permet l'ancrage des fibres de collagène perpendiculaires	Absence

Figure 9 Tableau comparatif des différentes structures composant les tissus mous peri-dentaires et peri-implantaire

Ainsi, en cas d'agression bactérienne, la muqueuse péri-implantaire présentera une capacité de défense moindre de par :

- l'absence des fibres conjonctives cémento-gingivales perpendiculaires
- un taux de fibroblastes inférieur
- une vascularisation moins importante (absence de ligament dento-alvéolaire qui est vascularisé (27))

La muqueuse péri-implantaire ressemble histologiquement à un tissu cicatriciel : hypocellulaire, hypovasculaire et inorganisé (28). Elle possède cependant un rôle de barrière septique face au milieu buccal (24). La principale zone d'inflammation retrouvée dans le complexe implantaire se situe au niveau de la jonction pilier-implant (29). Si la liaison implant-pilier n'est pas suffisamment ajustée, des micromouvements peuvent apparaître (fig. 6). Or cet infiltrat inflammatoire va entraîner une perte osseuse observable dès les premiers mois de mise en fonction de l'implant (30). C'est à partir de ce constat que les fabricants ont mis en place le concept de « Platform Switching » qui déplace vers le centre du col implantaire la jonction implant-pilier, afin de réduire la lyse osseuse en forme de cratère pouvant atteindre la première spire de l'implant.

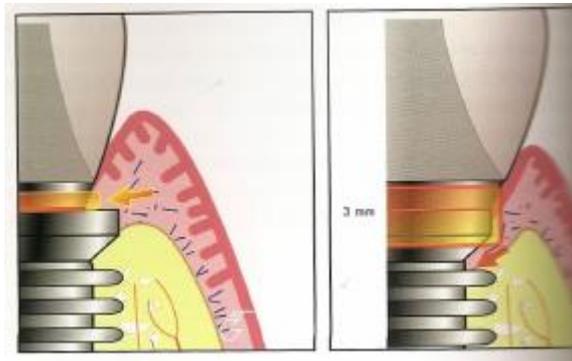


Figure 10 A gauche, le pilier répond au concept de "platform switching", la zone inflammatoire est déplacée vers l'intérieur du col implantaire. A droite, la zone inflammatoire se retrouve au niveau de la première spire de l'implant

Les tissus mous péri-implantaires sont particulièrement fragiles et une hygiène particulière devra être enseignée au patient afin de limiter au maximum les risques d'inflammation et d'infection péri-implantaires.

### 2.1.5 Le Titane : le matériau référence des suprastructures implantaires

Découvert dans les sables d'une rivière de Cornouailles en 1791, le titane n'a été isolé qu'en 1825 (Gregor W., Klaproth M.H. et Berzelius J.J.). Cependant, il faudra attendre 1939 et les avancées technologiques dans le domaine militaire, pour que le titane puisse être produit de façon industrielle.

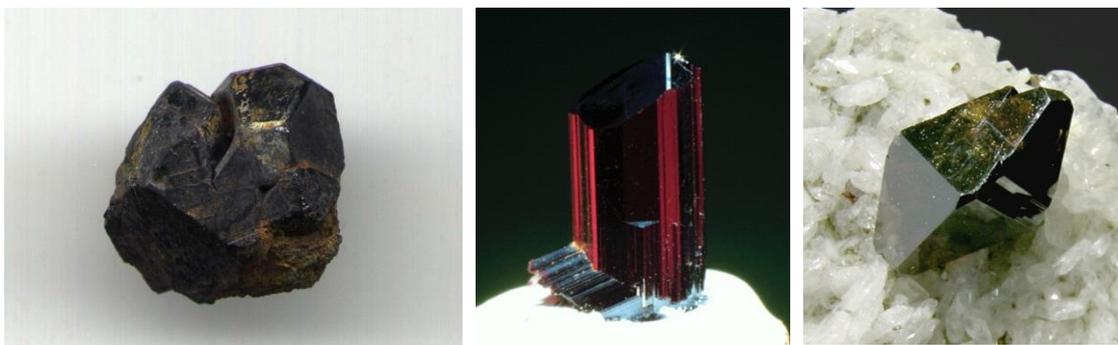


Figure 11 : le dioxyde de titane peut être retrouvé sous différentes formes dans la nature : de gauche à droite : l'illménite, le rutile et l'anatase

Sa première utilisation en dentisterie remonte à 1964 avec le Professeur P.I. Brånemark (31): lors de ses recherches sur la revascularisation osseuse, P.I. Brånemark remarque que la chambre en titane qu'il a inséré au niveau d'un os de lapin pour ses observations in vivo s'est intégrée à l'os. Le titane est en effet l'un des métaux les plus biocompatibles (avec l'or et le platine) car il présente peu de phénomène de corrosion en présence des fluides physiologiques. En présence d'air, il se produit une oxydation spontanée qui forme une couche de passivation vis-à-vis de l'environnement. Cette couche est composée d'oxyde de titane ( $TiO_2$ ); elle protège en grande partie de la corrosion. De plus, cette couche d'oxyde a la capacité de pouvoir se régénérer (18).

Outre ses propriétés physiques et biologiques, le titane présente également des propriétés mécaniques intéressantes résumées dans le tableau ci-dessous :

<b>Série chimique</b>	Métal de transition
<b>Masse volumique</b>	4,51 g.cm <sup>-3</sup>
<b>Dureté (Vickers)</b>	120-200 MPa
<b>Résistance au cisaillement</b>	44 GPa
<b>Module d'Young - Elasticité</b>	116 GPa
<b>Point de fusion</b>	1668°C

Figure 12 Tableau récapitulatif des propriétés physiques et mécaniques du titane

Le titane est un matériau léger : il permet d'obtenir des pièces deux fois plus légères que des pièces équivalentes en chrome-cobalt. Par contre, cette faible masse volumique induit des difficultés techniques lors de la coulée de ce métal. Il reste très difficile de remplir

parfaitement le moule de la pièce désirée. Des techniques sophistiquées de coulée permettent de pallier ce problème (atmosphère sous vide, amélioration de la conception des tiges de coulée...). De plus, les techniques d'usinage par CFAO détournent cette difficulté puisqu'il n'est plus nécessaire de couler la pièce en titane au laboratoire.

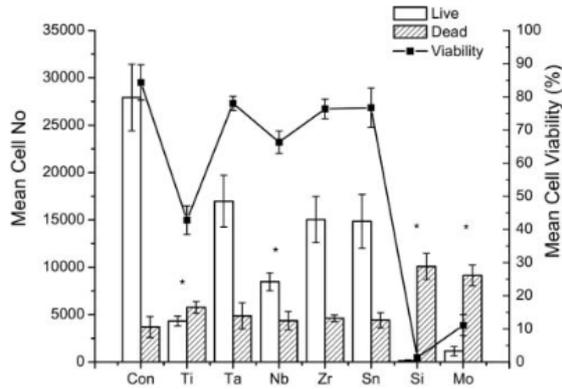
Il existe plusieurs types de titane en fonction de la pureté du matériau. Le titane peut être :

- commerciallement pur : il contient des éléments incorporés tels que l'oxygène, le fer, l'azote et l'hydrogène en proportions différentes selon le grade (Grade 1 à 4)
- allié : des éléments tels que l'aluminium, le vanadium, le palladium, le nickel et le cuivre sont ajoutés en quantité plus importante selon l'utilisation de l'alliage de titane.

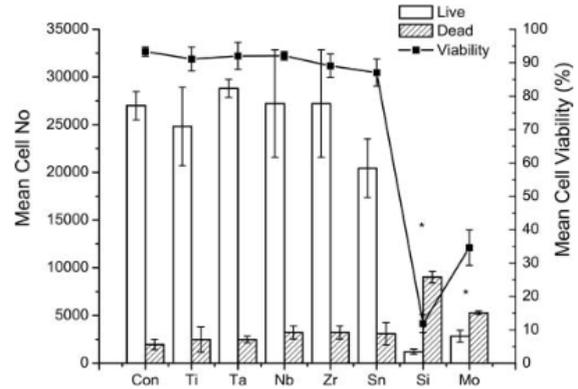
En implantologie, le titane principalement utilisé est le TiA6V : il s'agit d'un alliage de titane, d'aluminium à 6% et de vanadium à 4%. Ces deux additifs vont permettre d'améliorer les propriétés du titane : la résistance et la tenue au fluage par l'aluminium et la ductilité par le vanadium. Malheureusement, l'aluminium va également baisser la ductilité et le vanadium va détériorer la tenue à l'oxydation.

Le titane, de par ses hautes qualités de biocompatibilité, de résistance et son recul clinique, est largement relayé dans la littérature scientifique comme matériau contrôle.

Néanmoins, certaines études récentes montrent que le titane peut relarguer des produits de dégradation (silicium, molybdène et titane) malgré la couche de passivation. Or ces particules émises peuvent colorer les tissus voire même être cytotoxiques (Fig. 13) (32–34).



**Figure 1.** Mean  $\pm$  SD cell number (left, Y axes) of live and dead cells, and mean  $\pm$  SD cell viability (right, Y axes) in extracts of elemental metal powders of Ti, Ta, Nb, Zr, Sn, Si, and Mo after cell culture for 5 days. N = 3. \*Significantly different from the control,  $p < 0.05$ .



**Figure 2.** Mean  $\pm$  SD cell number (left, Y axes) of live and dead cells, and mean  $\pm$  SD cell viability (right, Y axes) in extracts of elemental bulk metals of Ti, Ta, Nb, Zr, Sn, Si, and Mo after cell culture for 5 days. N = 3. \*Significantly different from the control,  $p < 0.05$ .

Figure 13 Graphiques représentant à gauche les conséquences sur la viabilité cellulaire de poudres élémentaires (dont celle du titane) et à droite la viabilité cellulaire en présence de poudres agglomérées. Le titane en poudre diminue de façon statistiquement significative la viabilité cellulaire.

Pour pallier ces problèmes, une autre classe de matériau, présentant d'excellentes propriétés biologiques et des qualités esthétique indéniables a été proposé : les céramiques.

## 2.2 Les céramiques en implantologie

### 2.2.1 Les origines

Les débuts de l'utilisation de la céramique par l'homme sont très anciens. On retrouve les premières céramiques vers la fin de l'époque néolithique. Cependant, il faudra attendre 1774 pour que deux français, Nicolas Dubois de Chément et Alexis Duchateau, l'emploient en dentisterie.



**Figure 14** Prothèse en porcelaine équipée de supports pour ressorts de sustentation du XVIIIème siècle

A l'origine, le mot céramique désigne l'art de façonner et de fixer les formes par la cuisson de l'argile. Elle en tire ainsi son étymologie du mot grec « Keramos » né d'un vieux radical indo-européen « kram » qui signifie brûler.

Actuellement, on considère comme céramique tout matériau inorganique, essentiellement non métallique, mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique.

Les céramiques dentaires sont des matériaux comprenant deux phases : une phase vitreuse appelée matrice de verre et une phase cristalline composée d'un ensemble de différentes phases cristallines.

Sa fabrication se fait dans la majorité des cas en chauffant ce mélange au-dessus de la température de fusion de la matrice vitreuse et en-dessous de la température de fusion des phases cristallines. La transformation de cette masse de particules liées entre elles par de l'eau en un solide cohérent est appelée « frittage ». Le frittage permet la densification et la consolidation de l'agglomérat de poudre de granulométrie adaptée. Les céramiques présentent alors des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

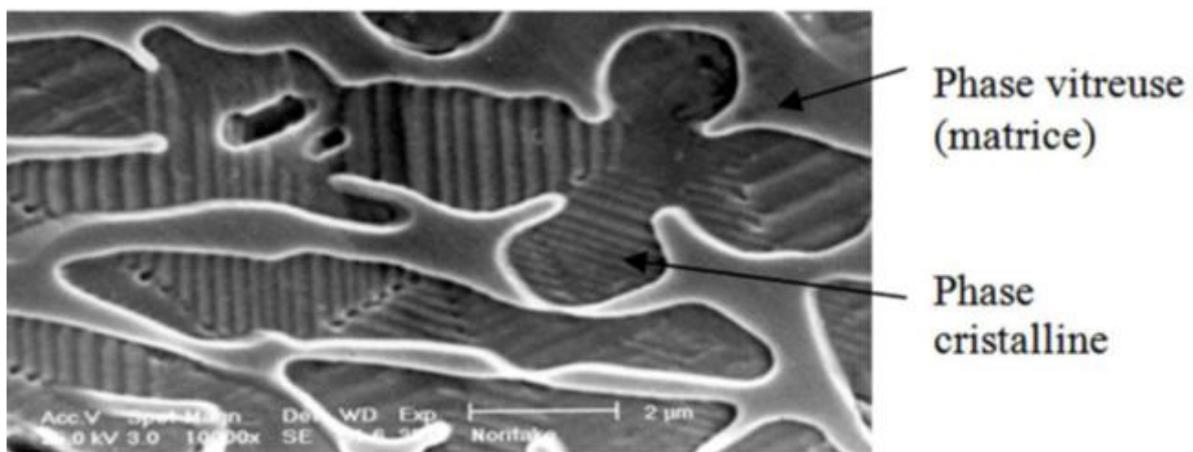


Figure 15 Analyse au microscope électronique à balayage d'une céramique : deux phases se distinguent, la phase vitreuse amorphe et la phase cristalline organisée. Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou.

Ce sont les phases cristallines qui vont donner les propriétés physiques, mécaniques et optiques à la céramique. Elles permettent également d'adapter le coefficient de dilatation thermique du matériau.

## 2.2.2 Classifications

Il existe différentes classifications des céramiques en fonction de:

- la température de frittage,
- l'utilisation des matériaux (cosmétique et/ou infrastructure),
- la mise en forme (avec ou sans armature métallique)

La classification la plus utilisée reste celle basée sur la composition chimique et la microstructure des céramiques :

Micro-structure	Type de céramique	Composition	Indications
Céramiques vitreuses (matrice vitreuse + particules cristallines dispersées)	Céramiques feldspathiques	Leucite (silicate double d'aluminium et de potassium)	Facette Inlay Onlay
	Vitro-céramique	Disilicate de lithium	Couronnes et bridges antérieurs
		Fluoroapatite	Facette Inlay Onlay
Céramiques infiltrées (matrice cristalline + verre infiltré)		Spinnelle + verre	Couronnes
		alumine	Couronnes et bridges antérieurs
		Alumine/ zirconie	Couronnes et bridges postérieurs
Céramiques polycristallines		Alumine	Couronnes et bridges antérieurs
		Zirconie	Couronnes et bridges postérieurs

Figure 16 Classification des céramiques tirée des Dossiers de l'ADF, Les céramo-céramiques, S.PERELMUTER et coll. (2011) (35)

Cette classification est la plus clinique pour le praticien. Elle permet de faire un lien direct entre d'un côté, la composition chimique et la microstructure des céramiques et de l'autre côté, leurs propriétés finales, leur résistance mécanique, leur précision d'adaptation et les propriétés optiques.

La dernière catégorie de céramiques, les céramiques polycristallines, possèdent des capacités mécaniques très supérieures aux autres. Ceci a été possible par deux améliorations : l'utilisation d'alumine ou d'oxyde de zirconium et l'augmentation majeure de la proportion de phase cristalline. Il a ainsi été possible d'accéder à un nouveau champ

d'utilisation des céramiques : l'infrastructure. La céramique n'est plus uniquement la couche de cosmétique recouvrant l'infrastructure métallique, elle peut dorénavant être elle-même l'armature.

Au niveau des piliers implantaires, deux types de céramiques sont utilisées actuellement : les céramiques alumineuses et les céramiques à base d'oxyde de zirconium ou « zircone » en langage courant.

La première à avoir été développée est la céramique In-Ceram® (Vita Zahnfabrik). Mise au point par Michael Sadoun en 1985, elle est composée à 85% d'alumine. Elle est constituée d'une infrastructure cristalline poreuse frittée dans laquelle est infiltrée une phase vitreuse. Puis, la firme Nobel Biocare met sur le marché la céramique Procera®. Cette fois-ci, elle est composée à 100% d'alumine. Sa mise en œuvre est alors différente puisqu'elle fait appel à des techniques de CFAO. Son usinage se fait par soustraction au moyen d'une machine-outil.

En ce qui concerne la zircone, c'est en 1996, lors du symposium international de Munich qu'elle a été considérée comme apte à répondre à l'ensemble du cahier des charges des restaurations en dentisterie(36). Ce sont les travaux de Garvie, Hannink et Pascoe qui vont permettre en 1975 de découvrir les possibilités mécaniques de la zircone(37).



Figure 17 R.H. Hannink à gauche sur la photographie

La zircone est alors d'abord utilisée comme tenon radiculaire (1989), puis en tant que pilier implantaire à partir de 1995 et enfin, pour des restaurations plurales fixées postérieures

après 1998. Cette évolution n'a été possible qu'avec la découverte d'un phénomène propre à la structure de la zirconie qui lui valut le surnom de « ceramic steel ».

### 2.2.3 Structure de la zirconie

Découverte également par Klaproth et Berzelius au début du XVIII<sup>ème</sup> siècle, la zirconie présente une résistance mécanique importante qui lui permet de rivaliser avec les alliages métalliques. Ce phénomène s'explique par la capacité d'« auto-réparation » de la zirconie.

#### 2.2.3.1 Les différents états cristallins de la zirconie

L'oxyde de zirconium ( $ZrO_2$ ) est chimiquement un oxyde et technologiquement un matériau céramique(38). La zirconie pure présente le phénomène d'allotropie, ce qui veut dire qu'avec une même composition chimique, son arrangement atomique peut être différent(38). Elle peut ainsi cristalliser sous trois formes(39) en fonction de la température :

- monoclinique « m » ou m-zirconie : stable à température ambiante jusqu'à 1170°C
- quadratique « q » : stable de 1170°C à 2370°C
- cubique « c » : stable de 2370°C à 2680°C (température de fusion de l'oxyde de zirconium)

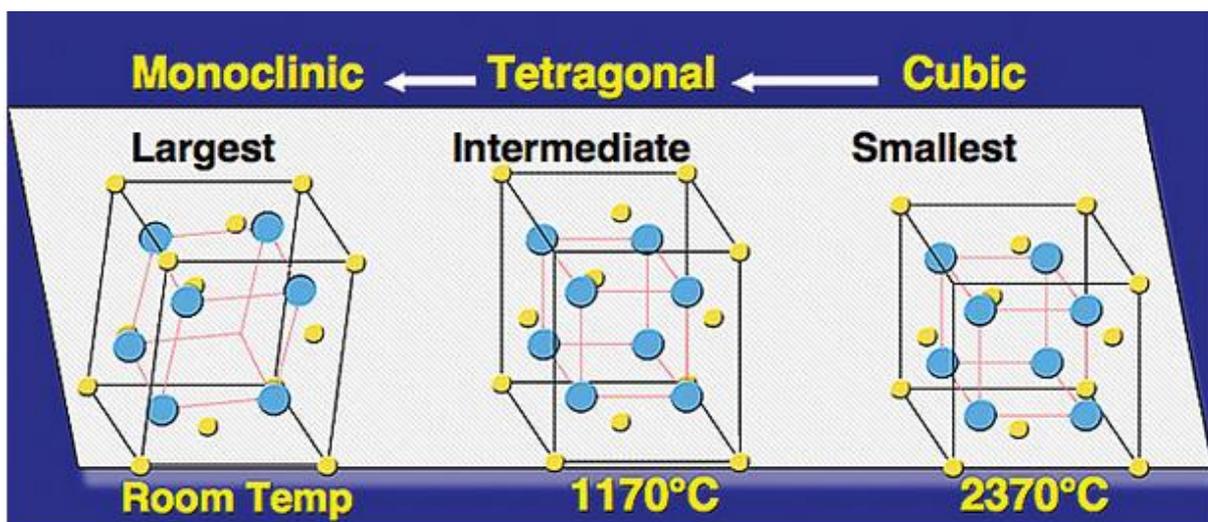


Figure 18 Les différents états cristallins de la zirconie en fonction de la température. Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou.

Deux autres états cristallins sont aussi décrits dans la littérature :

- tétragonal « t » ou t-zircone : autre forme de la zircone quadratique, elle se rapproche néanmoins de la phase cubique (40)
- orthorhombique « o » : qui n'existe que sous très hautes pressions.

### 2.2.3.2 *Les transformations de phase de la zircone*

La zircone combine de façon inhabituelle la dureté, la résistance à la fracture, la conductivité ionique et la faible conductivité thermique. Sa résistance à la fracture, inhabituelle pour une céramique, lui vaut son surnom d' « acier céramique ». Elle s'explique par la transformation de phase tétragonale à monoclinique ( t→m) dite transformation durcissante.

Lors du frittage de la zircone, la majorité de son réseau cristallin passe de la phase monoclinique à la phase tétragonale aux alentours de 1500°C. Lors du refroidissement, une transformation, cette fois-ci de l'état tétragonal à l'état monoclinique, intervient vers les 970°C. Cette transformation est associée à une expansion de volume de l'ordre de 3-4% (41). Cette dilatation peut provoquer la fracture de la pièce en zircone si les précautions d'usage ne sont pas prises. L'ajout d'agents stabilisateurs (oxyde de magnésium (MgO), oxyde de cerium (CeO), oxyde d'yttrium ( $Y_2O_3$ ), etc.) permet d'obtenir une zircone multiphasée dite Zircone Partiellement Stabilisée (PSZ) et de prévenir la fracture. Sa microstructure consiste généralement en une matrice de zircone cubique avec des précipités de zircone tétragonaux et monocliniques en phase mineure.

Garvie et coll. en 1975 (37) puis Manicone et al.(42) ont démontré comment obtenir une meilleure transformation de phase des PSZ afin d'améliorer la résistance mécanique et la dureté de ce matériau. Ils ont observé que les précipités métastables tétragonaux finement dispersés dans la matrice cubique étaient capables d'être transformés en phase monoclinique en cas de contrainte extérieure. Or cette transformation de phase t→m est associée à une expansion de volume et cette dernière va alors s'opposer aux champs de stress. Ceci est possible car d'un point de vue chimique, la phase tétragonale est métastable : tout apport d'énergie va la faire évoluer vers l'état stable qui est la phase monoclinique.

Ce phénomène trouve son reflet dans le principe de Le Chatelier, ou loi générale de modération : « Lorsque les modifications extérieures apportées à un système physico-chimique en équilibre provoquent une évolution vers un nouvel état d'équilibre, l'évolution s'oppose aux perturbations qui l'ont engendrée et en modère l'effet ».

Ce principe explique le fait que la t-zircone mise en tension, minimise cette perturbation par une expansion traduite par la transformation  $t \rightarrow m$  des cristaux. Ainsi, elle diminue le stress de tension initial. A l'inverse : en compression, la m-zircone se transforme en t-zircone pour s'opposer aux perturbations subies.

Ce champ de stress peut être par exemple, l'apparition d'une fissure dans le matériau : elle entraîne alors une concentration de contraintes à son extrémité. Au niveau de cette zone de contraintes, il va alors y avoir une transformation  $t \rightarrow m$  caractérisée par une augmentation de volume des cristaux (environ 4%) qui va alors contrer la progression de la fissure.

Une amélioration de la dureté est obtenue, puisque l'énergie associée à la propagation de la fissure est dissipée.

Cette transformation est alors irréversible. Le seul moyen de retrouver cette propriété d'« auto-réparation » est de re-cristalliser la pièce aux alentours de 900-1000°C. En l'absence de cette re-cristallisation, on observe alors un vieillissement localisé du matériau avec la prédominance de cristaux en phase monoclinique.

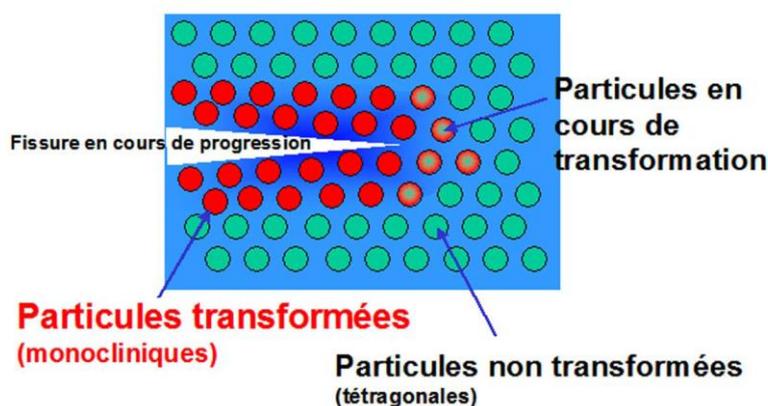


Figure 19 Schématisation de la transformation de phase de cristaux en présence d'une contrainte (ici, la propagation d'une fissure). Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou.

### 2.2.3.3 *Les agents stabilisateurs*

Pour pouvoir obtenir ce phénomène d'auto-réparation, il est donc nécessaire de conserver et de stabiliser au maximum des cristaux de zircone sous forme tétragonale. Pour cela, plusieurs agents stabilisateurs peuvent être ajoutés à la zircone pour permettre le maintien sous forme quadratique. De nombreux stabilisants ont été testés mais celui qui reste le plus étudié et qui regroupe le plus de qualités mécaniques est l'yttrium. Il est d'ailleurs le seul stabilisant à avoir obtenu le norme ISO standard (International Organization for Standardization) pour des applications chirurgicales(38).

L'yttrium fait partie des terres rares notamment utilisées dans les luminophores. En dentisterie, son adjonction à 3-4% dans la céramique permet de stabiliser la phase tétragonale. L'yttrium entraîne la création de vacances oxygène qui permettraient de stabiliser le maillage de la zircone(38).

On appelle alors cette céramique à base de zirconium partiellement stabilisée à l'yttrium : Y-TZP (Yttrium Tetragonal Zirconia Polycrystal).

### 2.2.3.4 *La dégradation à basse température*

Comme indiqué précédemment, la zircone pure présente le phénomène d'allotropie qui lui permet de pouvoir transformer son état cristallin. Ce phénomène peut se produire lors du frittage et est alors contrôlé par la température, la proportion et la nature des oxydants stabilisateurs. Mais cette transformation  $t \rightarrow m$  peut également se produire lorsque la température est inférieure à 400°C.

En effet, malgré la stabilisation par l'adjonction d'oxydes, il arrive que cette transformation  $t \rightarrow m$  se fasse de façon spontanée, en l'absence de contraintes, en atmosphère humide et à température ambiante (40). Ce phénomène s'appelle la dégradation à basse température ou Low Temperature Degradation (LTD) et a été évoqué pour la première fois en 1981 par Kobayashi et coll.(43). Lentement, cette transformation va se propager par un processus de nucléation et de croissance. Ce processus s'initie en général en surface puis progresse vers l'intérieur de la pièce. La transformation d'un grain  $t \rightarrow m$  s'accompagne d'une augmentation de volume qui provoque un stress sur les grains avoisinants et des micro-fêlures. L'eau pénètre alors et amplifie ce phénomène qui s'étend de proche en proche(44). On observe

alors des micro-fissures plus importantes, des grains détachés, une dégradation de la surface qui mène finalement à la diminution de la résistance (35), et de l'esthétique du matériau(38).

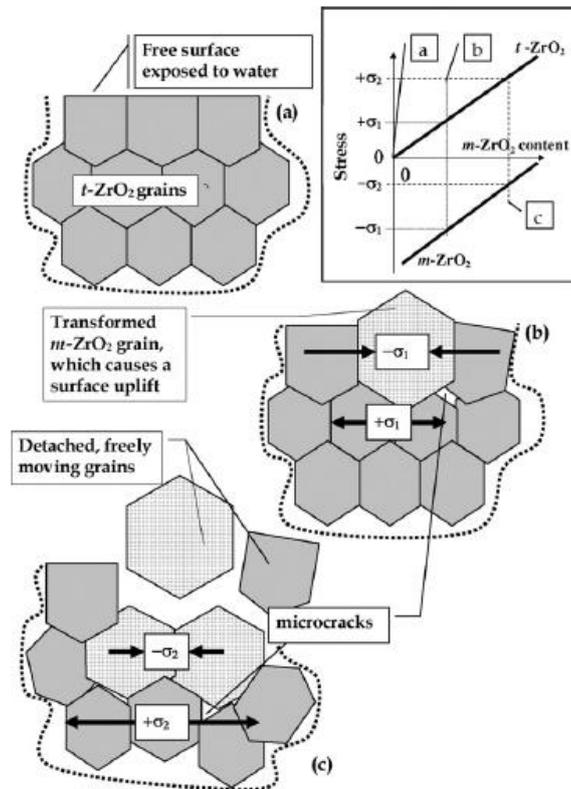


Figure 20 Schématisation du phénomène de "Dégradation à basse température"

A ce jour, il n'y a pas d'explication validée pour expliquer le phénomène de LTD. Trois théories cependant co-existent :

- Lange en 1982 évoque à partir d'observations au microscope électronique à transmission et sur une théorie thermodynamique que l'eau réagirait avec l'yttrium pour former des groupements riches en  $Y(OH)_2$ . Il y aurait alors une diminution de la quantité de stabilisateurs autour des grains de zircon qui se retrouvent alors libres de passer en phase monoclinique(45).
- Yoshimura en 1987 évoque l'action primaire de la vapeur d'eau sur les liaisons Zr-O qui, en les cassant, entrainerait un stress dû aux mouvements des groupements -OH créés. Ce stress engendrerait des agents de nucléation d'où le vieillissement(46)
- Chevalier explique en 2009 que les groupes  $O^{2-}$  issu de l'eau seraient responsables du comblement des vacances oxygène d'où la déstabilisation et la dégradation à basse température (40)

Selon la revue de littérature de Lughy et Sergo en 2010 (Niveau 4)(38), le phénomène de LTD dépend de trois grands facteurs :

- Le type et la proportion de stabilisants
- Le stress résiduel
- La taille des grains

Nous avons déjà évoqué au préalable les oxydes stabilisateurs ainsi que les conséquences des stress notamment de surface(42) sur la transformation  $t \rightarrow m$ . Le dernier paramètre reste donc la taille des grains. Une taille de grains importante va pouvoir induire un stress local (47) plus susceptible d'entraîner une transformation  $t \rightarrow m$  spontanée. Néanmoins, une taille de grains faible va accélérer la vitesse de nucléation de la phase monoclinique. Il faut donc éviter une petite taille des grains qui augmente finalement de façon majeure le taux de transformation.

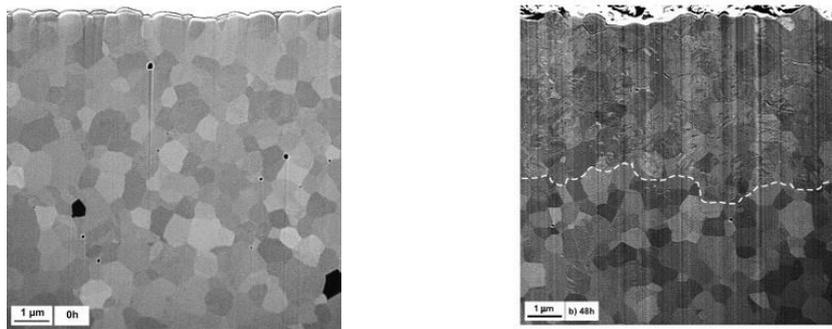


Figure 21 Observation de la transformation  $t \rightarrow m$  au microscope électronique à balayage

A gauche, échantillon n'ayant pas subi le vieillissement artificiel, les grains de zircone sont bien distincts, la surface de l'échantillon est polie. A droite, après 48h de vieillissement (atmosphère humide à 134°C, saturée en vapeur d'eau sous une pression de 3 bars), on observe la nette délimitation entre la partie de l'échantillon au-dessus de la ligne en pointillé où la transformation  $t \rightarrow m$  est présente. La surface de l'échantillon est également dégradée(48).

## 2.2.4 Caractéristiques

La zircone est le terme courant pour évoquer l'oxyde de zirconium. Elle est à différencier du « zircon » qui est un silicate de zirconium naturel servant notamment en joaillerie. De numéro atomique 40, l'oxyde de zirconium appartient à la colonne IV a du tableau périodique de Mendeleïev tout comme le titane. Ils appartiennent au groupe des métaux de transition (cf. Annexe 2).

Le zirconium a été découvert pour la première fois par M.H.Klaproth qui le baptisera ainsi en référence sans doute à un terme perse « zargün » qui signifie « de la couleur de l'or ». Il compose à 0.0165% la croûte terrestre ce qui le rend trois fois plus abondant que le cuivre. Actuellement, son exploitation se fait principalement à partir du sable zirconifère contenant 67% de silicates de zirconium (zircon) en Australie et en Afrique du Sud.

Quant à ses propriétés physiques et mécaniques, elles sont résumées dans le tableau ci-dessous :

	<b>Zircone (monoclinique)</b>	<b>Titane</b>
<b>Série chimique</b>	Métal de transition	Métal de transition
<b>Masse volumique</b>	6,490 g.cm <sup>-3</sup>	4,51 g.cm <sup>-3</sup>
<b>Dureté (Vickers)</b>	1000-1300 HV	120-200 HV
<b>Résistance à la flexion</b>	1100-1150 MPa	350-450 MPa
<b>Module d'Young - Elasticité</b>	90 GPa	116 GPa
<b>Point de fusion</b>	2716°C	1668°C

Figure 22 Tableau récapitulatif des caractéristiques de la zircone et du titane

Il faut cependant rester prudent sur ces valeurs car en fonction de l'ajout d'agents stabilisateurs ou d'autres agents dopants, ces valeurs vont pouvoir varier de façon importante.

La zircone possède aussi d'autres qualités qui en font un matériau intéressant pour l'élaboration de piliers implantaires :

- solubilité dans l'eau quasi nulle (49)
- extrême résistance à la corrosion (38)
- biocompatibilité (50)
- absence d'électro-galvanisme (51)
- bénéfice esthétique (52)
- adhésion bactérienne faible (53)

## 2.2.5 Zirconium ou Alumine : éléments de choix

Deux céramiques polycristallines, les céramiques à base d'alumine et celles à base d'oxyde de zirconium, ont donc été élaborées pour répondre au cahier des charges strict des piliers implantaires.

Ces deux céramiques ont des aspects communs :

- l'esthétique : leur couleur blanche qui leur confère un avantage esthétique certain (moins de coloration grisâtre au niveau de la gencive par rapport aux piliers implantaires métalliques)(42)
- la biocompatibilité remarquable
- la moindre adhésion bactérienne (54)

Cependant, elles diffèrent par leurs propriétés mécaniques :

	<b>Zirconium (Y-TZP)</b>	<b>Alumine</b>
<b>Masse volumique (g.cm<sup>-3</sup>)</b>	5,9	3,9
<b>Dureté (Vickers)</b>	1000-1300	1600-2000
<b>Module de Young (Gpa)</b>	200	300-400
<b>Résistance à la flexion (Mpa)</b>	800-1500	380
<b>Résistance à la fracture (MPa/m<sup>0,5</sup>)</b>	10	5-6
<b>Module d'élasticité (GPa)</b>	210	350
<b>Tenacité (Mpa.m<sup>1/2</sup>)</b>	7 à 13	2 à 3
<b>Dilatation linéaire (x10<sup>-6</sup>, de 20 à 1000°C)</b>	10 à 11	8 à 9

Figure 23 Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques de la zirconium et de l'alumine

Deux paramètres particulièrement importants pour la fiabilité des piliers implantaires montrent des différences notables :

- La tenacité, c'est-à-dire la résistance à la propagation d'une fissure dans un matériau. La tenacité de la zirconium apparaît être 4 fois supérieure à celle de l'alumine
- La résistance à la flexion indique la charge maximale que le matériau est capable de supporter avant rupture. Elle est également 4 fois supérieure dans le cas de la zirconium.

Un autre élément à évoquer est la radio-opacité. En effet, a contrario de l'alumine, la zircone est radio-opaque. Cette propriété permet lors des contrôles radiographiques de pouvoir vérifier la bonne mise en place du pilier implantaire et l'adaptation marginale des piliers en zircone(55).

De plus, des études récentes montrent que malgré des résultats esthétiques et biologiques favorables, les piliers implantaires en alumine ne répondent pas aux exigences mécaniques requises (55) avec la présence de fractures de piliers deux ans après leur pose en secteur antérieur (56).

Ces constatations ont mené à l'arrêt de la commercialisation des piliers implantaires densément frittés en alumine (10).

Le choix au niveau des piliers implantaires se clarifie donc à deux types de piliers implantaires : les piliers en titane ou les piliers en zircone. Cependant, ce choix binaire ne semble pas si aisé puisque de nombreux paramètres vont entrer en considération dans le choix du clinicien : la possible toxicité, la fiabilité sur le long-cours, la réponse biologique des tissus environnants, les forces masticatoires mises en jeu, la demande esthétique du patient comme du praticien, les conditions d'usinage au laboratoire, etc.

Pour synthétiser, l'objectif principal de cette analyse de la littérature selon les critères PICO (Patient Intervention Control Outcome) est :

- Patient : patient nécessitant une réhabilitation implantaire dans le champ du sourire
- Intervention : choix du pilier implantaire en zircone
- Contrôle : pilier en titane
- Résultat : optimisation de la balance entre les résultats mécaniques, biologiques, esthétiques, leur pérennité et leur réalisation technique.

Dans le but d'aiguiller au mieux le praticien dans ce choix, nous allons procéder à une analyse approfondie de la littérature de ces dix dernières années sur ce sujet.

---

## 3 Analyse de la littérature

### 3.1 Bibliométrie

#### 3.1.1 Les mots clés

Afin d'évaluer de façon exhaustive les critères de choix entre les piliers zircone et les piliers titane, une revue systématique de la littérature basée sur l'Evidence based medicine a été effectuée.

Une recherche électronique a été réalisée à partir de trois bases de données électroniques : PubMed, Cochrane Database et Google scholar. Les mots clés sélectionnés étaient : « Dental »AND « Implant »AND « Abutment »AND « Zirconia »OR « Zirconium ».

Une recherche manuelle complémentaire a été réalisée à partir des références des articles et des revues scientifiques citées. Les revues scientifiques analysées ont été :

- *Clinical of Oral and maxillo-facial research*
- *Clinical Oral Implants Research*
- *Compendium of continuing education in dentistry*
- *Dentistry Today*
- *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*
- *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*
- *Journal of prosthodontics*
- *Journal of Prosthodontic Research*
- *The Journal of Prosthetic Dentistry*

#### 3.1.2 Critères d'inclusion et d'exclusion

Les articles sélectionnés étaient exclusivement de langue anglaise et avaient été publiés dans les dix dernières années. Ils devaient de plus avoir été réalisés sur l'espèce humaine. Les types d'articles sélectionnés étaient « Clinical Trial », « Controlled Clinical Trial », « Meta-Analysis », « Multicenter Study », « Randomized Controlled Trial » (RCT), « Review » et les « Systematic Review ».

Dans le but de donner le plus d'éléments cliniques et concrets sur les avantages ou inconvénients des piliers implantaires en zircone, un ensemble de critères d'exclusion a été défini :

- Absence d'applications dentaires
- Etudes in vitro
- Etudes animales
- Cas cliniques
- Implants zircone en une pièce (pas de pilier individualisé) ou deux pièces
- Absence d'information sur le type de pilier utilisé
- Reconstruction prothétique/armature en zircone sans information sur le nature du pilier
- Piliers en alumine

La dynamique de la recherche est schématisée ci-dessous :

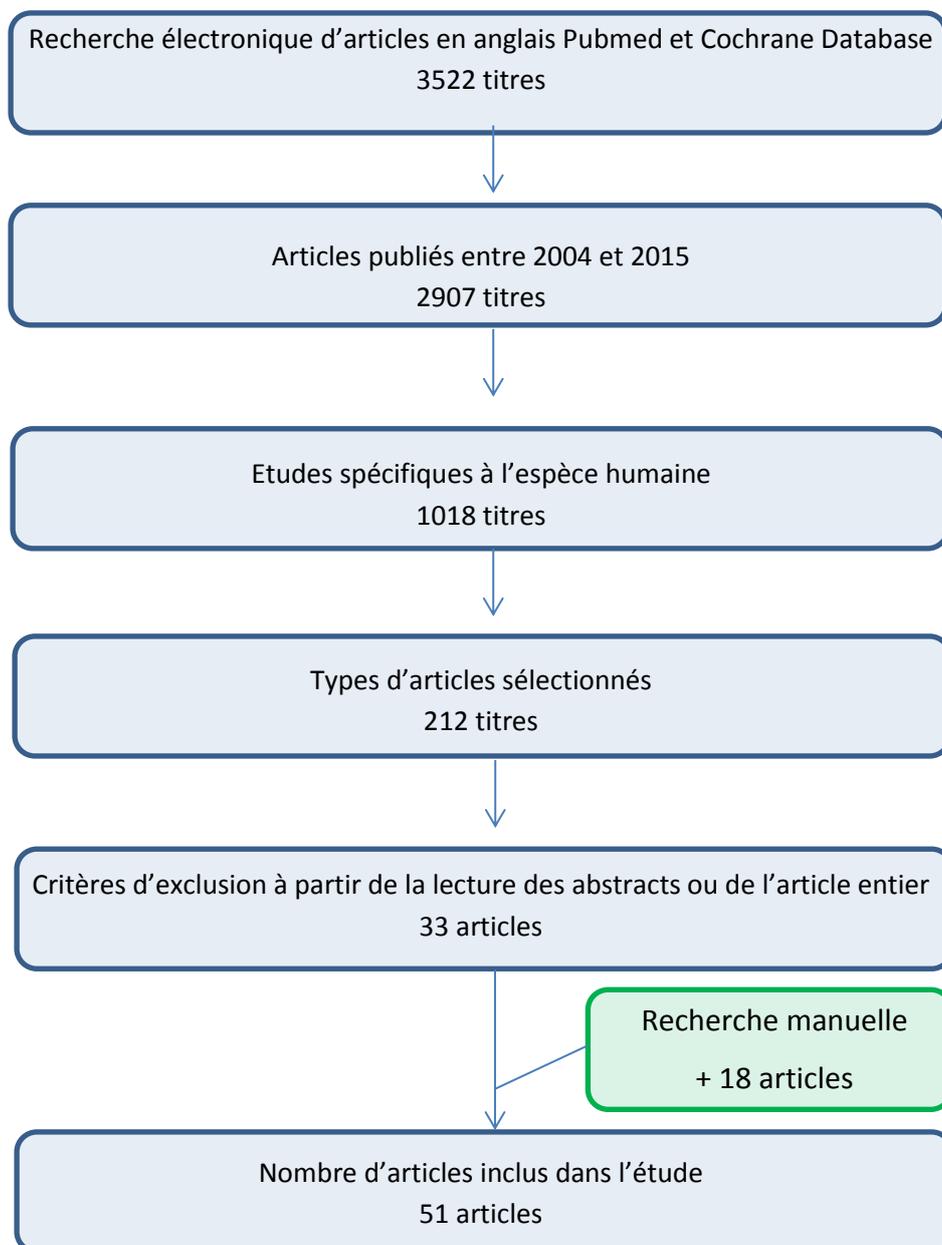


Figure 24 Flowchart de la recherche systématique effectuée sur le sujet

## 3.2 Analyse descriptive

De cette revue de la littérature, 51 articles ont été retenus (cf. Annexe 3). Différents types d'études ont été sélectionnés : des revues systématiques, des RCT, des études prospectives, des revues de littérature et des études rétrospectives. Un article de la base de données Cochrane évoque également l'utilisation des piliers en zircone (57).

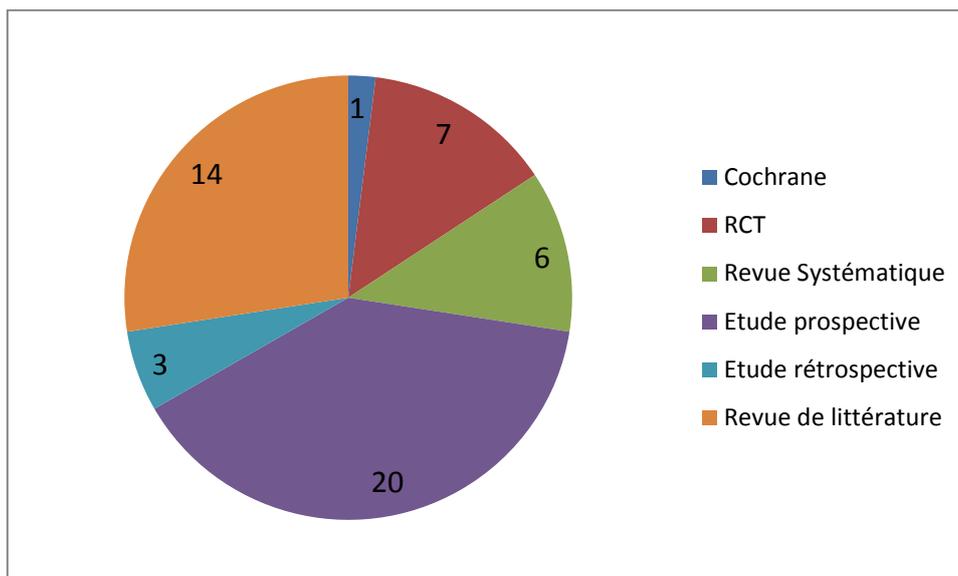


Figure 25 Bilan de l'analyse de la littérature : répartition des types d'articles inclus

Ce corpus d'articles a été analysé selon le guide de l'Agence Nationale d'Accréditation et d'Evaluation en Santé (ANAES) reconnu par la Haute Autorité de Santé (HAS) (Fig. 24) (58). Son but est d'établir un niveau de preuve et des grades de recommandations de la littérature scientifique afin d'en connaître sa rigueur scientifique au moyen de grilles de lecture.

NIVEAU DE PREUVE SCIENTIFIQUE FOURNI PAR LA LITTERATURE	GRADE DES RECOMMANDATIONS
<b>Niveau 1</b> - Essais comparatifs randomisés de forte puissance - Méta-analyse d'essais comparatifs randomisés - Analyse de décision basée sur des études bien menées	<b>A</b>  Preuve scientifique établie
<b>Niveau 2</b> - Essais comparatifs randomisés de faible puissance - Études comparatives non randomisées bien menées - Études de cohorte	<b>B</b>  Présomption scientifique
<b>Niveau 3</b> - Études cas-témoin	<b>C</b>
<b>Niveau 4</b> - Études comparatives comportant des biais importants - Études rétrospectives - Séries de cas - Études épidémiologiques descriptives (transversale, longitudinale)	Faible niveau de preuve scientifique

Figure 26 Grade des recommandations selon l'ANAES

Sur les cinquante et un articles (cf. Annexe 3), onze appartiennent au niveau 1 des recommandations de l'ANAES, c'est-à-dire qu'ils présentent une preuve scientifique établie. Dix neuf autres articles sont rattachés au niveau 2 de preuve scientifique qui correspond à une présomption scientifique au niveau du grade des recommandations. Enfin, une grande partie des articles ont un faible niveau de preuve scientifique.

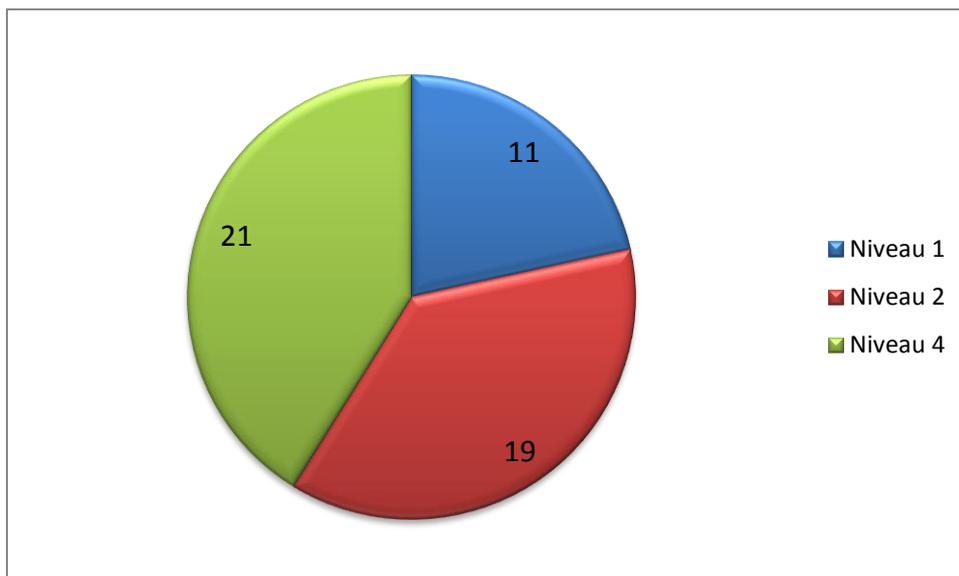


Figure 27 Répartition des articles selon les niveaux de preuve de l'ANAES

Pour chaque article inclus, un tableau récapitulatif des différents biais rencontrés a été dressé (cf. Annexe 4)

Une dernière donnée intéressante dans cette analyse descriptive de la revue de la littérature est leur répartition selon l'année de publication :

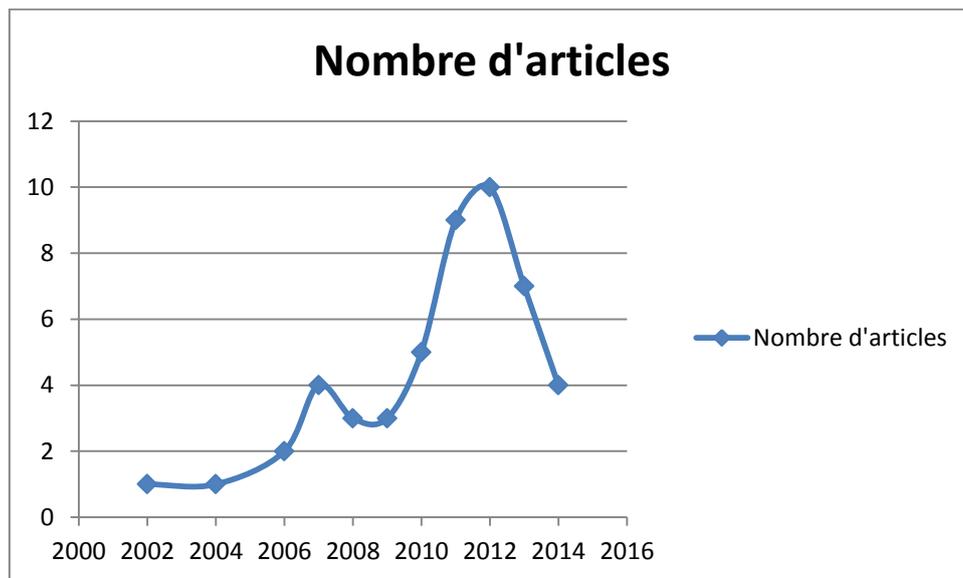


Figure 28 Nombre d'articles sur le sujet en fonction de l'année

Le fait remarquable est le ressaut du nombre de publications à partir de 2010. Cet élément peut être mis en parallèle avec l'avènement et l'essor de la CFAO dans les cabinets dentaires à cette même période.

A partir de ces articles scientifiques, nous avons décidé de répartir les informations récoltées selon 5 items afin de répondre à notre objectif principal de façon globale. Le choix entre les piliers titane et zircone n'est pas basé sur un critère unique puisque l'ensemble du contexte clinique doit être pris en considération :

- Item 1 : Propriétés physiques : quelle est la pérennité à long terme de ces piliers implantaires ? Se dégradent-ils en présence de fluides biologiques ?
- Item 2 : Propriétés biologiques : comment ces deux piliers implantaires réagissent avec les tissus mous avoisinants ?
- Item 3 : Propriétés mécaniques : quelle est la résistance de ces piliers face aux forces masticatoires ?

- Item 4 : Propriétés esthétiques : Quel pilier va produire le moins de différence avec les dents naturelles ? Qu'en pensent les patients ?
- Item 5 : Propriétés techniques : Lors de leur réalisation, quels sont les difficultés rencontrées au laboratoire ? La conception des piliers varie-t-il en fonction de leur matériau constitutif ?

---

## 4 Discussion des avantages et inconvénients des piliers zircono par rapport aux piliers titane

### 4.1 Au niveau des propriétés physiques

La zircono et le titane sont deux éléments métalliques appartenant au groupe des métaux de transition. Ces métaux vont interagir avec leur environnement et vont être soumis à des échanges ioniques, thermodynamiques et acido-basiques. Nous allons voir quel va être leur comportement dans ce contexte.

#### 4.1.1 Analyse descriptive de la littérature

Aucun article de niveau de preuve scientifique n'évoque les propriétés physiques des piliers zircono ou titane. Il faut se contenter de revues de littérature de niveau de preuve 4. Il est difficile de répondre de la toxicité ou de la dégradation des matériaux in vivo sans réaliser de mesures invasives délétères pour le patient. Dans l'idéal, il faudrait réaliser des biopsies autour des piliers pour quantifier les résidus métalliques présents. Or cet acte pourrait s'avérer compromettant pour le succès du traitement implantaire.

En ce qui concerne les piliers implantaires, seules quelques études évoquent ce sujet :

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve
Velasquez (59)	2012	Revue de littérature	4
Guess (60)	2012	Revue de littérature	4
Lughi (38)	2010	Revue de littérature	4
Manicone (42)	2007	Revue de littérature	4

Figure 29 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés physiques des piliers zircono.

La majeure partie des articles publiés sur ce sujet dans la littérature aborde en réalité les implants et non les piliers implantaires. Néanmoins, au niveau de la partie trans-muqueuse, les piliers implantaires et les implants non enfouis présentent les mêmes interfaces avec les tissus mous et le même environnement physique. Nous allons donc nous baser également

sur les articles traitant des propriétés physiques des implants au contact des tissus mous pour développer notre réponse.

## **4.1.2 Le vieillissement**

### **4.1.2.1 La Zircone**

Il est difficile de pouvoir déterminer la réelle incidence de la LTD (*cf. paragraphe 2.2.3.4.*) dans les échecs des piliers. Ces échecs sont en général multifactoriels et la discrimination d'une cause unique est quasiment impossible. Seules quelques études *in vitro* sont décrites dans la littérature concernant la relation directe entre LTD et la fiabilité des piliers. Elles tentent de se rapprocher de la réalité du vivant en réalisant des simulations de LTD sur des piliers zircone préparés (48,61–63). Cependant, ces simulations de vieillissement ne sont pas soumises à un standard ISO ce qui donne des procédures très variables : échantillons insérés dans de l'acide acétique à 4% à 80°C pendant 168h pour Ardlin en 2002(61), dans de la vapeur d'eau entre 120 et 140°C ou dans l'eau à 90°C pendant 10 à 400h pour Chevalier et coll. en 2011(62), dans une salive artificielle à 100°C pendant 7 jours pour Alghazzawi et al. en 2011(63), en atmosphère humide à 134°C, saturée en vapeur d'eau sous une pression de 3 bars pendant 200h pour Keuper et al. en 2013 (48), etc.

En ce qui concerne les résultats, les études ne montrent pas de contre-indication à l'utilisation de la zircone, même ayant subi une dégradation à basse température :

- Pour Ardlin et coll. en 2002 (61), l'exposition au vieillissement artificiel n'entraîne pas de différence significative de la résistance à la flexion des échantillons de zircone (Y-TZP)
- Alghazzawi et al. (63) montrent que le cœur de l'échantillon (disques d'1,35mm d'épaisseur) n'est pas altéré pas la LTD : la résistance à la flexion varie de 586 MPa à 578 MPa.
- Kohorst et al. (64) exposent que l'Y-TZP est fortement sujette au vieillissement puisque la résistance de l'échantillon passe de 1740 MPa à 1169 MPa. Cependant, malgré cette nette diminution, la résistance de l'échantillon reste très bonne et supérieure aux forces masticatoires.

Même si ces résultats sont à utiliser avec précaution, aucun d'entre eux n'évoquent de résultats négatifs du vieillissement sur la résistance de l'Y-TZP. Pour pouvoir répondre de façon précise à cette question, il manque d'études in vivo à long-terme.

#### 4.1.2.2 Le titane

Dans le cas du titane, le vieillissement du matériau fait appel aux phénomènes de corrosion. A part quelques métaux stables à l'état naturel (or, platine, argent, palladium ...), la majeure partie des alliages métalliques sont formés à partir d'oxydes comme le titane ( $\text{TiO}_2$ ). La corrosion est en fait un retour partiel à l'état natif d'un alliage d'oxydes rendue stable par l'action de la fusion.

En présence des fluides biologiques, cette corrosion est appelée corrosion aqueuse.

Les biomatériaux métalliques sont hautement réactifs surtout lors de leur exposition aux fluides biologiques ou à l'air. Le titane pour s'en protéger, développe rapidement une couche de dioxyde de titane à sa surface. Cette couche forme une limite entre le milieu biologique et la structure métallique. Elle détermine le degré de biocompatibilité puisqu'elle limite les interactions entre le matériau et l'environnement biologique. C'est aussi une couche protectrice de la corrosion(32).

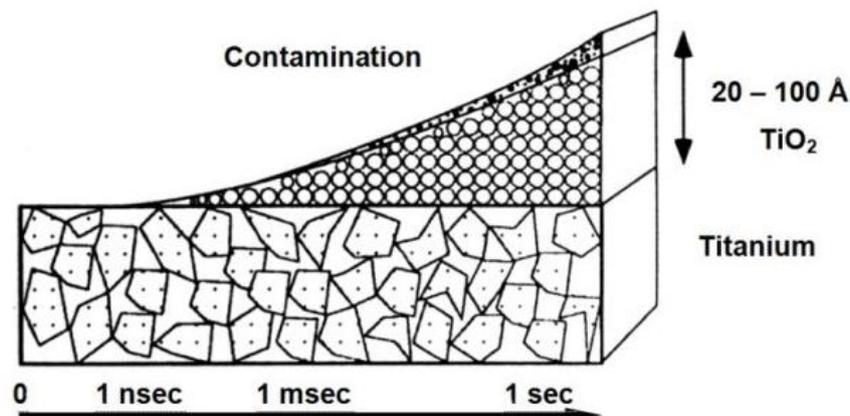


Figure 30 Formation de la couche de dioxyde de titane à la surface du titane qui atteint 20-100 Å après une seconde en présence d'air ou de fluide biologique(65)

Cependant, aucun métal ou alliage métallique n'est complètement inerte in vivo(66). En effet, même si la couche de passivation du titane lui confère une biocompatibilité importante confirmée par des études à long-terme (67–69), elle peut être altérée par la présence de sels ionisés corrosifs et de chlorure à 37°C dans les fluides biologiques (sang et

liquide interstitiel)(70). Il y a de plus un autre phénomène à prendre en compte : la corrosion galvanique. Le titane est un métal très électronégatif. Il va pouvoir établir une série galvanique avec d'autres métaux au potentiel oxydo-réducteur différent (32).

De plus, dans des tissus traumatisés ou inflammatoires, on constate une diminution du pH (allant jusqu'à un pH de 4 dans les processus de cicatrisation) sauf que cette diminution de pH peut agir comme agent stimulateur de corrosion (62,71).

Les conséquences de la corrosion ne sont pas limitées à un problème local puisque les particules produites, vont se détacher de la surface de la pièce en titane et vont pouvoir migrer dans les sites avoisinants mais également à distance (66,72).

Le phénomène de corrosion à l'interface peut être particulièrement important et devenir une des possibles causes de l'échec implantaire après un succès initial (65,72).

### **4.1.3 La toxicité et l'hypersensibilité**

Le titane et la zircone sont réputés pour leur très bon comportement *in vivo*. Cependant, en ce qui concerne le titane, quelques études commencent à poser l'hypothèse qu'il serait sujet à la corrosion et pourrait envahir les tissus biologiques avoisinants et devenir à terme allergisant.

#### **4.1.3.1 Le Titane**

Dans son étude de 2008, Olmedo et al. ont observé dans les tissus mous péri-implantaires d'implants en situation d'échecs des macrophages chargés de particules de métal. Ce qui indique un processus de corrosion. L'analyse par dispersion à rayons X a confirmé la présence de titane (73).

Lors d'autopsies, Urban et al. ont trouvé des particules de plastique et de métal provenant de prothèses coxo-fémorales en titane dans des organes tels que le foie, les reins et des ganglions lymphatiques(72)

En 2008, Sicilia et al. ont réalisé une étude rétrospective de grande envergure puisqu'ils ont étudié la survenue d'allergies au titane chez 1500 patients ayant eu des implants en titane ou dans l'attente de l'être. Sur ces 1500 patients, 9 patients implantés (0.6%) montrent une réaction positive aux tests cutanés et épicutanés. Or ces patients avaient eu des symptômes allergiques après la pose de l'implant ou étaient en situation d'échec implantaire de façon

inexpliquée (74). Cependant, dans cette étude, l'auteur ne précise pas la nature du titane utilisé (titane commercialement pur ou allié) ce qui aurait pu apporter une précision importante dans ce contexte.

Pour ce qui est de la toxicité, elle concerne surtout le dioxyde de titane et son utilisation dans l'industrie. En 2006, l'*International Agency for Research on Cancer* (IARC) a classé le dioxyde de Titane en poudre comme un possible carcinogène humain (groupe 2B)(75).

#### 4.1.3.2 **La zircone**

Olmedo a réalisé une étude sur l'animal (injection péritonéale de TiO<sub>2</sub> et ZrO<sub>2</sub> chez le rat) : les traces de métal peuvent augmenter la production physiologique d'espèces réactives à l'oxygène (ROS) or, Olmedo a montré qu'il y avait un taux de ROS supérieur chez les animaux exposés au Titane ce qui pourrait suggérer que le zirconium est plus biocompatible que le titane.

Autre élément de réponse, aucun article n'évoque l'allergie ou l'hypersensibilité à la zircone dans la base de données *PubMed*. Ceci peut nous faire conclure de deux façons : soit la zircone n'est pas responsable d'hypersensibilités soit, étant donné que son utilisation en tant que biomatériau dentaire est beaucoup plus récente que le titane, la zircone n'a pas encore étudiée sur ses complications allergisantes.

Cependant, malgré tout le titane reste un des matériaux dont les propriétés de résistance à la corrosion sont bien supérieures à la moyenne (76) ce qui fait que le risque d'hypersensibilité reste exceptionnel.

Le titane et la zircone sont deux matériaux biocompatibles. Depuis quelques années, certains auteurs se questionnent sur la réelle biocompatibilité du titane. Utilisé comme dispositif médical dentaire depuis 35 ans, il pourrait être à l'origine de relargage de produits de dégradations allergisants. Aucune étude n'évoque à ce jour les conséquences biologiques des produits de dégradation de la zircone.

## 4.2 Au niveau des propriétés biologiques

L'établissement et le maintien de la santé des tissus mous péri-implantaires sont primordiaux dans la pérennité du traitement implantaire (76). Le contact intime entre la muqueuse marginale et le pilier implantaire protège l'implant de l'environnement bactérien buccal (77). Cela crée une barrière biologique qui empêchera l'invasion bactérienne au tissu conjonctif sous-jacent et la création de récessions épithéliales.

D'après Abrahamsson et al. en 1998(78), le matériau du pilier implantaire est de prime importance pour la qualité de cette attache muqueuse.

Nous allons examiner les incidences de l'utilisation de piliers zircone ou titane sur l'environnement biologique.

### 4.2.1 Analyse descriptive de la littérature

Les conséquences biologiques du choix d'un pilier zircone ou titane ont été étudiés dans au moins 29 études depuis les 10 dernières années :

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve
Zembic (79)	2013	RCT	1
Bidra (80)	2013	Revue Systématique	1
Nakamura (81)	2010	Revue Systématique	1
Sailer (15)	2009	RCT	1
Zembic (82)	2009	RCT	1
Sailer (83)	2009	Revue Systématique	1
Linkevicius (84)	2008	Revue Systématique	1
Teughels (85)	2006	Revue Systématique	1
do Nascimento (86)	2014	Etude prospective	2
van Brakel (87)	2014	Etude prospective	2
Zembic (88)	2014	Etude prospective	2
Büchi (89)	2014	RCT	2
do Nascimento (90)	2013	Etude prospective	2
Kim (55)	2013	Etude prospective	2
Lops (91)	2013	Etude prospective	2
van Brakel (92)	2012	Etude prospective	2

van Brakel (77)	2011	Etude prospective	2
Hosseini (93)	2013	RCT	2
Hosseini (94)	2011	RCT	2
Salihoglu (95)	2011	RCT	2
Nothdurft (96)	2014	Etude prospective	2
Nothdurft (97)	2010	Etude prospective	2
Glaser (98)	2004	Etude prospective	2
Gracis (99)	2013	Revue de littérature	4
Rompen (100)	2012	Revue de littérature	4
Varughese (101)	2012	Revue de littérature	4
Gomes (50)	2011	Revue de littérature	4
Rompen (102)	2007	Etude prospective	4
Manicone (42)	2007	Revue de littérature	4

Figure 31 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés biologiques des piliers zircone

Huit études présentent un niveau de preuve scientifique et quinze sont des présomptions scientifiques selon les gradations des recommandations de l'ANAES. Ce corpus d'articles regroupe des revues systématiques, des RCT, des études prospectives ainsi que des revues de littérature.

L'accumulation de grandes quantités de bactéries pathogènes dans la formation initiale de biofilm a été montrée comme ayant un impact significatif sur la pathogenèse des péri-implantites et pertes implantaires (86).

#### 4.2.2 L'adhésion bactérienne au pilier implantaire

La pénétration des micro-organismes présents dans le biofilm oral au travers de l'interface pilier-implant peut constituer un risque inflammatoire potentiel pour les tissus environnants. A terme, cela peut compromettre le succès à long-terme des traitements implantaires (103). Comme au niveau de l'organe dentaire, les pathogènes parodontaux induisent l'infection des tissus mous en regard (104).

La composition et les caractéristiques de surfaces des piliers implantaires peuvent directement influencer l'adhésion et le maintien du biofilm. Cela favorisera la colonisation et la croissance bactérienne(85).

Depuis le début des années 2000 et l'avènement des piliers implantaires en zircone, il est communément admis que ces piliers possèdent une intégration biologique de premier plan. Trois articles sont très fréquemment cités dans les différentes revues de littérature et revues systématiques retenues : Rimondini et al. en 2002(105), Scarano et al. en 2004(53) et Degidi et al. en 2006(106). Ces trois auteurs démontrent dans des études prospectives sur l'homme que la zircone pourrait diminuer l'accumulation bactérienne :

- Rimondini et al. : Etude *in vivo* et *in vitro* : 10 volontaires portent pendant une journée une gouttière support de disques de zircone et titane. L'Y-TZP accumule moins de bactéries que le titane (que ce soit en quantité de bactéries qu'en taux de bactéries pathogènes). *S.mutans* semblent plus adhérer aux disques de zircone alors que *S.sanguis* colonise préférentiellement le titane.
- Scarano et al. : Etude *in vivo* de conception similaire de celle de Rimondini. Cette fois-ci, le paramètre étudié est l'aire des disques recouverte par les bactéries. Le degré de recouvrement par les bactéries sur la zircone est de 12,1% comparé au 19,3% du titane (différence statistiquement significative).
- Degidi et al. : Mise en place de coiffes de cicatrisation en titane ou en zircone sur des implants enfouis chez 5 patients. Après 6 mois de cicatrisation, une biopsie gingivale est effectuée. Leur conclusion est que l'infiltrat inflammatoire, la densité en micro-vaisseaux, l'expression du VEGF et le niveau d'activité bactérienne (figuré ici par le taux d'oxyde nitrique synthase) sont supérieurs autour des capuchons de titane. Il y aurait donc plus de bactéries autour des échantillons de titane.

Cependant, nous pouvons remarquer que les schémas de chacune de ces études ne concernent qu'un petit échantillon : il paraît alors périlleux d'extrapoler ces résultats à la population générale.

En ce qui concerne notre analyse de la littérature, neuf études prospectives évoquent l'accumulation bactérienne sur les piliers implantaires :

Auteur Année Type	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb d'éléments zircone	Durée de l'étude	Perdus de vue	Indices biologiques cliniques	Flore pathogène/ Quantité de biofilm	Surface	Conclusion
<b>Sailer 2009 RCT (15)</b>	22 (14f et 8h)	12 (initialement 20 piliers Titane	19 (initial. 20)	12 mois après pose de la prothèse	2	mPI Zr : 0.1 +/- 0.3, Ti : 0.1+/-0.2	N.D.	N.D.	Plus d'accumulation de plaque sur les reconstructions sur piliers zircone. Non significatif. Serait dû au profil d'émergence différent
<b>Zembic 2009 RCT (82)</b>	22 (14f et 8h)	10 piliers Titane (initialement 20 piliers Titane	18(initial. 20)	3 ans	4	mPCR Zr : 0,1 +/-0,2, Ti : 0,2 +/-0,3	N.D.	N.D.	Pas de différence significative entre les piliers titane et zircone
<b>Salihoglu 2011 RCT (95)</b>	12 (6f et 6h)	12 piliers titane	12	5 semaines	0	PPD : Zr : 2,51+/-0,13 Ti : 2,38+/-0,09	% de surface recouverte : Zr : 90,9% et Ti : 86,22%	Rugosité : Zr : 0,35-0,85µm et Ti : 0,2- 0,46µm	Pas de différence significative au niveau de la quantité de biofilm formé sur les matériaux étudiés, la zircone montre une rugosité supérieure au titane et la rugosité de surface ne semble pas influencer l'aire totale de recouvrement bactérien.

Auteur Année Type	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb d'éléments zircone	Durée de l'étude	Perdus de vue	Indices biologiques cliniques	Flore pathogène/ Quantité de biofilm	Surface	Conclusion
<b>Zembic 2013 RCT (79)</b>	22 (14f et 8h)	10 piliers Titane (initialement 20 piliers Titane	18(initial. 20)	3 ans	4	mPCR Zr : 0,1 +/-0,2, Ti : 0,2 +/-0,3	N.D.	N.D.	Pas de différence significative entre les piliers titane et zircone
<b>Zembic 2014 Etude pros</b>	27 (16f et 11h)	dents naturelles	31 piliers zircone (intial. 54)	11 ans	11	PCR : Zr : 0.2+/-0.3 Dents : 0.3+/-0.3	N.D.	N.D.	Aucune différence significative pour aucune des paramètres biologiques étudiés
<b>Do Nascimento 2013 Etude Prospect. (90)</b>	6	24 disques en titane	24	24 heures	0	N.D.	Zr : 90,9% et Ti : 84.14-86,22%  Candida : C.albicans et C.krusei absents à la surface de la zircone.	Zr : 0.66+/-0.11 et Ti : 0.26- 0.30+/-0.06	Pas de différence significative au niveau de la formation de plaque sur les différents échantillons testés. Quantité de candida significativement inférieure avec la zircone. Pas de corrélation non plus entre la rugosité et la quantité de biofilm formée

Auteur Année Type	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb d'éléments zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Indices biologiques cliniques	Flore pathogène/ Quantité de biofilm	Surface	Conclusion
<b>Do Nascimento</b> <b>2012</b> <b>Etude Prospect.</b> (90)	6	24 disques en titane	24	24 heures	0	N.D.	Zr : 90,9% et Ti : 84.14-86,22%	N.D.	Pas de différence significative au niveau de la formation de plaque sur les différents échantillons testés. Pas de corrélation non plus entre la rugosité et la quantité de biofilm formée
<b>Van Brakel</b> <b>2011</b> <b>Etude Prospect.</b> (77)	20 (split-mouth)	20 piliers titane	20	3 mois	3	N.D.	Présence de Aa, Pg, Pi, Tf, Pm, Fn et Td : pas de différence significative	N.D.	Pas de différence au niveau de la santé des tissus mous et adjacents aux piliers zircon et titane en ce qui concerne la colonisation primaire bactérienne à 3 mois
<b>Ekkfeldt</b> <b>2010</b> <b>Etude rétro et prospect</b> (107)	Etude rétro : 130 Etude prospect. : 25	Dents adjacentes	185 piliers zircon	1 à 5 ans	0	Indice de plaque (Löe&Silness) (108,109): Couronne : 0.13 (σ:0.44) Dents : 0.34 et 0.27 (σ:0.52 et 0.51)	N.D.	N.D.	La quantité de plaque est moindre autour des restaurations implantoportés

Figure 32 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant l'adhésion bactérienne sur les piliers implantaire en zircon ou en titane

Ces études de bons niveaux de preuve ne montrent pas de différence significative entre les piliers zircone et les piliers titane en ce qui concerne l'adhésion bactérienne. Les temps d'observation sont très variés (entre 24 heures et 5 ans) et les tailles des échantillons sont relativement restreintes.

L'étude de Do Nascimento *et coll.* en 2013 est la seule étude prospective qui s'inscrit sur le schéma de l'étude de Scarano *et coll.* en 2004 (53). Cette fois-ci le nombre de disques de titane ou zircone est plus grands mais le nombre de sujets est inférieur (6 versus 10). Le nouveau paramètre étudié est l'impact de la localisation des disques. Le temps du suivi est identique : 24 heures. Les conclusions de l'auteur diffèrent de celles de Scarano puisqu'il ne trouve aucune différence significative de formation de plaque sur les différents échantillons testés. Dans les deux études, les sujets sont jeunes et n'ont pas de maladies parodontales. Pendant 24 heures, les participants sont invités à ne réaliser aucun acte d'hygiène (brossage ou bain de bouche) pour Scarano. Pour do Nascimento, les participants doivent enlever les gouttières lors des repas et du brossage des dents. Ce dernier élément pourrait expliquer cette différence au niveau des résultats. De plus, la conception de ces études reste éloignée de la réalité clinique avec des participants jeunes, éduqués à l'hygiène orale et des disques collés sur les faces vestibulaires de gouttières.

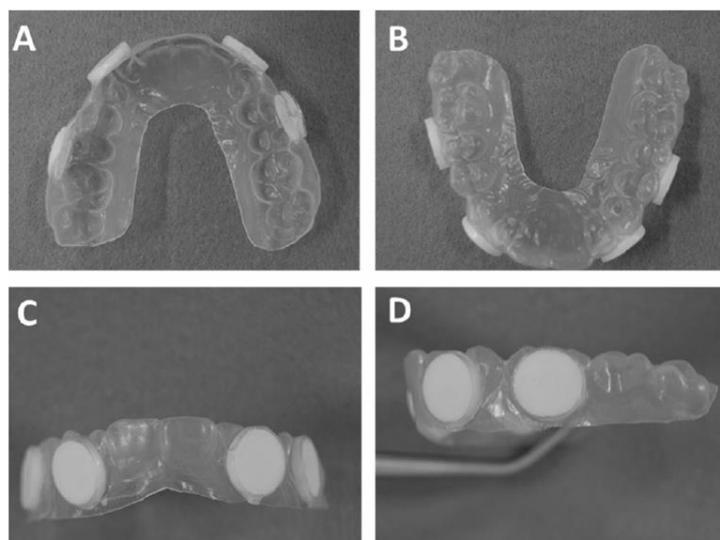


Fig. 1. Disc-specimens of Zirconia group positioned in the intra-oral splint. Two discs were placed in the anterior and two in the posterior region: (A) Superior; (B) Inferior; (C) Frontal; and (D) Lateral view.

Figure 33 Exemple de gouttière utilisée dans l'étude de Do Nascimento *et coll.* en 2013

Les autres études prospectives étudient des piliers implantaires avec (Sailer 2009, Zembic 2009, Ekfeldt 2010, Zembic 2013 et Zembic 2014) ou sans restauration prothétique (Salihoglu 2011, Van Brakel 2011). Les données récoltées sont multiples : l'indice de plaque, la profondeur au sondage, la surface recouverte par la plaque, la qualification de la flore bactérienne... Cette hétérogénéité d'informations ne permet pas de conclure de façon précise sur une adhésion bactérienne moindre sur telle surface. Cependant, ce sont des études bien menées (niveau de preuve 1 ou 2). Elles convergent vers le fait qu'il n'y a pas de différence notable entre les piliers titane et les piliers zircone.

L'étude de Salihoglu et coll. en 2011 étudie plus précisément la flore. D'après Leonhardt et al. en 1992, les pathogènes parodontaux commencent à être détectés dès 21 jours autour des implants et des dents (110). Les espèces *Porphyromonas gingivalis* (*P.g.*), *Aggregatibacter actinomycetemcomitans* (*A.a.*) ont été identifiées comme les espèces les plus fortement associées à la parodontite et à la péri-implantite (111), (112). Or cette étude ne montre pas de différence significative entre la quantité d'*A.a.* et de *P.g.* entre les piliers titane et zircone.

Zembic et coll. en 2009 expliquent la différence notée entre leurs résultats et ceux des études *in vitro*. Dans ces dernières, les échantillons de zircone montrent une adhésion bactérienne moindre alors que Zembic et coll. ne détectent pas de différence significative. Cela proviendrait du fait que les patients recrutés possédaient une bonne hygiène orale.

A contrario des autres études sur ce sujet, l'étude de Sailer et al. en 2009 (15) énonce que les reconstructions sur des piliers zircone accumulent plus de plaque dentaire (différence non significative cependant). Afin de moduler son propos, l'auteur explique que le profil d'émergence des piliers zircone étaient différents des piliers titane (113). Ils expliquent ainsi la présence d'un biais de conception de leur étude.

Lorsque l'on étudie les revues systématiques et les revues de littérature (42,81,101), leurs conclusions sont néanmoins à l'avantage de la zircone : Nakamura et coll. en 2010 concluent que l'utilisation de la zircone réduirait l'adhésion bactérienne primaire (moins de 24 heures) comparé au titane (81). Cette orientation peut s'expliquer par l'inclusion d'études *in vitro* et d'études animales. Or, les études *in vitro* montrent dans leur majorité une adhésion bactérienne moindre sur les échantillons en zircone (53,105). De plus, cette revue systématique retenait les articles publiés avant juillet 2009, or les études prospectives sur ce sujet n'ont été publiées qu'à partir de 2009.

Au vu de ces informations, il semblerait incorrect de retenir une différence quelconque d'adhésion bactérienne concernant les piliers titane ou zircone. Il est nécessaire de réaliser des études standardisées avec des échantillons plus importants afin de mieux appréhender la différence de comportement bactérien si elle existe.

### **4.2.3 Adhésion bactérienne et état de surface**

Que ce soit dans l'étude de do Nascimento et coll. en 2013, celle de Van Brakel et coll. en 2011 ou les revues de littérature de Teughels et coll. en 2006(85), de Manicone et coll. en 2007(42) ... un autre paramètre semble avoir une importance dans l'adhésion bactérienne : la rugosité de surface.

L'adhésion, la prolifération et la colonisation des cellules et des micro-organismes sont dépendants des propriétés de surface (biocompatibilité, topographie de la surface, énergie libre de surface)(114),(84),(115).

Selon do Nascimento et coll. en 2013(90), la rugosité de surface et l'énergie libre de surface réduiraient la quantité et la qualité de biofilm formé sur les matériaux implantaires. La rugosité de la surface a été rapportée comme étant un facteur majeur dans l'adhésion microbienne aux surfaces de titane. Une rugosité améliorée (pores et rainures) augmenterait la colonisation bactérienne (116).

L'impact de la rugosité sur la formation du biofilm peut être expliqué par plusieurs facteurs (85):

- L'adhésion bactérienne initiale débute de préférence à des endroits où les forces de détachement sont les plus faibles ce qui leur donne le temps de former une attache irréversible
- La rugosité augmente la surface disponible à l'adhésion par 2-3
- Les surfaces rugueuses sont difficiles à nettoyer, ainsi, la néo-formation par multiplication des espèces restantes est plus rapide.

Selon certains auteurs, la rugosité de surface semble même primordiale face à l'énergie libre de surface (115,117),(81,95).

Dans leur étude prospective, Salihoglu et al. (95) expliquent que les composants implantaires trans-gingivaux, via leurs états de surface notamment, ont aussi une grande influence sur le succès à long-terme des implants dentaires. Une surface implantaire trans-muqueuse idéale serait donc lisse afin de favoriser la formation de l'attache épithéliale pour prévenir de l'accumulation de plaque.

D'autres auteurs corroborent le fait qu'une surface rugueuse a des conséquences sur les tissus mous péri-implantaires : Teughels et coll., dans leur revue systématique de 2006 (85), expliquent qu'après plusieurs jours, les surfaces rugueuses présentent un biofilm bactérien plus mature. De plus, les surfaces plus rugueuses accumulent et retiennent plus de plaque dentaire (épaisseur, zone et colonies formées). Elles sont alors plus fréquemment entourées par une gencive inflammatoire (saignement supérieur, production supérieure de fluide crévulaire et un infiltrat inflammatoire).

Cependant, une étude prospective menée par Elter et al. en 2008 (118) semble nuancer ces propos : à partir de 15 piliers comportant 4 états de surface différents insérés chez 11 patients pendant 14 jours, ils démontrent qu'au niveau supra-gingival, l'accumulation du biofilm est significativement augmentée par la rugosité de surface. A contrario, la rugosité n'a aucune incidence sur l'accumulation de plaque en sous-gingival.

Au vu de la littérature, le pilier implantaire devrait présenter un état de surface lisse afin de prévenir l'accumulation de plaque et l'inflammation.

#### **4.2.4 Les récessions tissulaires marginales**

De très nombreux paramètres, comme la présence de gencive kératinisée, le niveau osseux, la topographie de surface des éléments implantaires transmuqueux peuvent influencer l'interface des tissus mous et les récessions gingivales (102).

Deux revues systématiques de haut niveau de preuve (niveau de preuve 1) évoquent ce sujet et sont assez contradictoires :

- Sailer et al. en 2009 (83) : revue systématique de 1990 à 2008 incluant des RCT, des études prospectives ou rétrospectives d'un suivi supérieur à 3 ans. Dans la partie réservée aux conséquences biologiques des piliers implantaires, les auteurs expliquent que les récessions à 5 ans sont deux fois plus nombreuses autour des

piliers céramiques (8.9% avec un intervalle de confiance (IC) à 95 contre 3.8% pour les piliers métalliques). Dans la discussion, les auteurs évoquent la contradiction entre leurs résultats et ceux retrouvés dans la littérature. Ils expliquent que généralement les piliers céramiques sont positionnés dans les régions antérieures où la susceptibilité aux récessions est supérieure.

- Bidra et Rungruanganunt en 2013 (80) : revue systématique sélectionnant les articles de 1970 à 2012 évoquant les piliers implantaires dans la région antérieure. Seuls six articles évoquent les récessions. Cette complication est en majorité retrouvée dans les études utilisant des piliers titane préfabriqués car :
  - les piliers préfabriqués apportent un moins bon soutien aux tissus mous
  - les piliers titane sont reportés dans plus d'études et surtout sur des temps d'observation supérieurs
  - une récession est plus facilement visible sur des piliers titane.

Cependant, dans la revue systématique de Sailer en 2009, les piliers céramiques peuvent être aussi bien des piliers zircone qu'alumine et les piliers métalliques, des piliers en Titane ou non précisés. Ceci est aussi vrai dans l'étude de Bidra mais la proportion de piliers zircone et de piliers titane est supérieure.

Face à ces résultats contradictoires, un examen de la littérature des dix dernières années semble nécessaire :

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Recessions	Caractéristi- ques de la muqueuse	Conclusion	Commentaires
<b>Sailer</b> <b>2009</b> <b>RCT</b> <b>(11)</b>	22 (14f et 8h)	12 piliers Titane (initiale- ment 20 piliers Titane)	19 (initial.20 )	12 mois post pose de la prothèse	2	N.D.	Epaisseur de la muqueuse Zr : 2,1+/-0,7 et Ti : 1,7+/-0,4	Pas de différence significative	Région canine et postérieure
<b>Zembic</b> <b>2013</b> <b>RCT</b> <b>(79)</b>	22 (14f et 8h)	10 piliers Titane (initial. 20)	18(initial. 20)	5 ans	4	Zr : 0.1+/-1.0 Ti : 0.3+/-0.7	N.D.	Pas de différence significative entre les piliers titane et zircon	
<b>Rompen</b> <b>2007</b> <b>Etude</b> <b>prosp</b> <b>(102)</b>	41 (17f et 24h)	49 piliers titane	5 piliers zircon	2 ans	N.D.	absence de récession dans 87% des cas, aucune récession supérieure à 0,5mm	N.D.	Pas de différence entre les piliers zircon et titane	Inhomogénéité des protocoles de randomisation, remplacement de 5 piliers titane par des piliers en zircon, manque de précision

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircone	Durée de l'étude	Perdus de vue	Recessions	Caractéristi- ques de la muqueuse	Conclusion	Commentaires
<b>Zembic 2014 Etude pros (88)</b>	27 (16f et 11h)	dents naturelles	31 piliers zircone (intial. 54)	11 ans	11	Zr : 0.2+/-1.1 Et dent contrôle : 0.2+/-1.2	Indice papillaire (119) Zr : 1.9+/-0.9 Dent contrôle : 2.4+/-0.8	Aucune différence significative pour aucune des paramètres biologiques étudiés	Restaurations unitaires dans la région antérieure ou prémolaire
<b>Büchi 2014 RCT (89)</b>	20	Dents contro- latérales	20 piliers zircone (émail- lés pour moitié)	1 semaine	0	Zr : 0 et dent contrôle : - 0,1+/-0,3	Epaisseur de la muqueuse : Zr:1,7+/-0,6mm et dent contrôle : 1,4+/-0,4mm	Il existe une différence d'épaisseur de muqueuse entre les piliers zircone et les dents naturelles	Piliers maxillaires ou mandibulaires dans le secteur antérieur et prémolaire
<b>Van Brakel 2011 Etude prosp (77)</b>	20 (split- mouth)	20 piliers titane	20	3 mois	3	Zr : 2,7+/-0,6 et Ti : 2,6+/-1	N.D.	Pas de différence significative	Pas de restaurations

Figure 34 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les récessions pour les piliers implantaires en zircone ou en titane. mMM : distance moyenne entre la muqueuse marginale et le collet de la couronne.

L'ensemble de ces études ne montrent pas de différence significative entre les piliers zircone et titane (Rompen 2007, Sailer 2009, Van Brakel 2011, Zembic 2013). Deux études comparent les piliers zircone aux dents naturelles et ne montrent pas non plus de différence statistiquement significative entre les récessions présentes sur les restaurations implanto-portées et les dents naturelles (Büchi 2014 et Zembic 2014).

Seule l'étude de Büchi et coll. en 2014 mesure l'épaisseur de la muqueuse conjointement à la hauteur de la récession. Cependant, dans la conception de son étude, les auteurs ont choisi de comparer les couronnes implanto-portées aux dents naturelles contro-latérales. Ils décrivent qu'au niveau des piliers zircone, aucune récession n'est à déplorer, que l'épaisseur de la muqueuse est de  $1.7\pm 0.6$  et que la hauteur de gencive kératinisée est de  $3.0\pm 1.0$ . Au niveau des dents, l'épaisseur de la muqueuse est significativement inférieure ( $1.4\pm 0.4$ ), les récessions mesurent  $-0.1\pm 0.3$  et la hauteur de gencive kératinisée est de  $3.4\pm 0.8$ . La comparaison aux dents naturelles permet de se donner une idée de l'intégration des piliers zircone aux tissus mous. Néanmoins, il aurait été intéressant de comparer ces résultats à ceux retrouvés autour des piliers titane.

Les autres études ne précisent ni le biotype parodontal, ni la hauteur de gencive kératinisée, ni le niveau d'hygiène des participants. Or ces trois paramètres sont primordiaux dans l'étiopathogénie des récessions (120–123).

Les piliers zircone n'ont donc, a priori, pas tendance à provoquer de récession mais pour pouvoir conclure de façon certaine, il serait nécessaire de réaliser de nouvelles études avec une durée de suivi plus longue et des schémas d'étude plus précis.

#### **4.2.5 Les complications biologiques**

L'une des première question que peut se poser le clinicien avant de poser une couronne implanto-portée est de savoir si tel pilier va avoir des conséquences sur le taux de succès de son traitement (4).

Nous avons vu précédemment que l'interface entre les tissus mous péri-implantaires et l'implant présentait des similitudes mais aussi des différences par rapport au complexe dento-gingival. La muqueuse péri-implantaire ressemble à un tissu cicatriciel et présente des

capacités de défense amoindrie. Il faut donc être particulièrement vigilant aux conséquences biologiques de l'emploi des matériaux.

Pour étudier la pérennité biologique des suprastructures implantaires, il a été nécessaire de définir des paramètres objectifs quantifiables. Quatre paramètres font consensus et ont été retrouvés dans l'ensemble des articles inclus dans cette partie :

- l'indice de plaque
- le saignement au sondage
- la profondeur de poche
- le niveau osseux.

Du fait de l'ostéointégration des implants, le paramètre « mobilité » ne peut être enregistré. L'ostéo-intégration est une « jonction anatomique fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge » (124), elle ressemble cliniquement à une ankylose. Même à un stade avancé de lyse osseuse, la reconstruction implanto-portée ne présentera pas forcément de mobilité.

Ces paramètres nous donnent une indication de l'intégration biologique, cependant, certains auteurs s'interrogent sur leur réalité clinique. Ainsi Cardaropoli et coll. en 2006 (125) évoquent le manque de précision de la mesure du niveau osseux mésial et distal sur les radiographies rétro-alvéolaires. Une solution plus précise serait de réaliser un lambeau pour mesurer la situation osseuse mais selon les auteurs, ce geste aurait des effets néfastes sur la physiologie osseuse.

Six études de haut niveau de preuve (niveau 1 et 2 selon l'ANAES) comparent les piliers titane et zircone :

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Profondeur de poche	Contrôle de plaque	Saignement au sondage	Niveau osseux	Taux de complications (incidence cumulée)	Conclusions	Commentaires
<b>Sailer 2009</b> <b>RCT</b> (15)	22 (14f et 8h)	12 piliers Titane (initialement 20 piliers Titane)	19 (initial.20)	12 mois post pose de la prothèse	2	Zr : 3,5 +/- 0,7mm et Ti : 3,3+/-0,6	Zr : 0,1+/- 0,3 et Ti : 0,1+/-0,2	Zr : 0,6 +/- 0,3 et Ti : 0,3 +/- 0,4	Pas de différence sur les radiographies entre les deux types de piliers	0	Pas de différence significative	Région postérieure
<b>Lops 2013</b> <b>Etude prosp</b>	85 (47f et 38h)	44 piliers Titane	37	5 ans	4	Zr : 2,6+/- 0,5mm et Ti : 2,7 +/-0,4mm	Zr : IP : 0,2+/-0,2 et Ti : 0,5+/-0,1	Zr : 0,5+/-0,3 et Ti : 0,4 +/- 0,2	Zr : 0,4+/- 0,2, et Ti : 0,5+/-0,3	N.D.	Pas de différence significative	Édentements unitaires en région postérieure (prémolaires molaires)
<b>Nothdurft 2010</b> <b>Etude prosp</b>	24	0	40	1 an	0	Zr : en moyenne : 1,8 en M, 2,3 en D, 1,5 en V et 1,7 en L	Zr : 0,5+/- 0,9	Zr : 0,5+/-0,7	1,1 à T0 à 1mm à 1an	0	A 1 an, pas de complications au niveau des tissus mous et des tissus durs	Région postérieure (molaires)
<b>Zembic 2014</b> <b>Etude prosp</b>	27	31 dents naturelles	31	11 ans	11	Zr : 3,4+/-1,1 et dent : 2,2+/-1,2	Zr : 0,2+/- 0,3 et dent : 0,3+/-0,3	Zr : 0,3+/-0,3 et dent 0,1+/-0,2	N.D.	Zr : 5,2% (IC à 95% : 0,4-52%)	Excellents résultats à long terme des piliers zircon en région antérieure et prémolaires	zone antérieure et prémolaires

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Profondeur de poche	Contrôle de plaque	Saignement au sondage	Niveau osseux	Taux de complications (incidence cumulée)	Conclusions	Commentaires
<b>Glauser 2004 Etude prosp</b>	27 (16f et 11h)	Dents contrôlatérales	36 (initial. 53)	49,2 m	9	N.D.	mPI : 0,4 +/- 0,6 et dents : 0,5+/-0,6	sGI : 0,7 +/- 0,5 et dents : 0,9+/-0,5	mMBL : 1,2+/- 0,5mm	N.D.	R2action favorables des tissus mous et durs autour des piliers zircon	Région antérieure et prémolaire
<b>Zembic 2013 RCT</b>	22 (14f et 8h)	20 piliers titane	20	5 ans	4 (soit au final 18 piliers zircon et 10 piliers titane)	Zr : 3,3+/-0,6, Ti : 3,6+/-1,1	mPCR : Zr : 0,1+/-0,3 et Ti : 0,3+/-0,2	Zr : 0,5+/-0,3 et Ti : 0,4 +/- 0,3	Zr : mMBL : 1,8+/-0,5, mDBL : 2,0+/-0,8 et Ti : 2,0+/-0,8, mDBL : 1,9+/-0,8	Pas de différence significative	Pas de différences significatives entre le titane et la zircon	Région canine et postérieure

Figure 35 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les complications biologiques des piliers implantaires en zircon ou en titane. mPI : modified Plaque Index, sGI : Simplified Gingival Index, mMBL : mean Marginal Bone Loss

Ces études publiées entre 2004 et 2013 s'accordent sur le fait que les piliers zircone, tout comme les piliers titane, ne présentent pas de complications biologiques. Aucune différence significative n'est objectivée entre les deux types de piliers. Trois de ces études exposent des résultats à moyen (5ans) et long terme (11 ans) (Lops 2013 et Zembic 2013 et 2014). Même avec un recul de 11 ans, aucune différence significative n'est détectée entre les différents groupes. Lorsque l'on étudie la position des piliers au sein de l'arcade dentaire, les différents articles évoquent aussi bien des sites antérieurs que prémolaires ou molaires.

Cependant, certains biais sont à noter. Les tailles des échantillons sont relativement faibles avec une vingtaine de participants. Seule l'étude de Lops et coll., présente 85 participants. Néanmoins, ce recrutement a été réalisé de façon rétrospective et aucune randomisation n'a été effectuée ce qui remet en cause la validité des résultats publiés.

Outre le matériau constitutif des piliers, un autre paramètre majeur dans le maintien de l'os péri-implantaire est à noter : selon Zembic et coll. en 2013 (79), l'os péri-implantaire est autant affecté par la situation de la limite de la couronne que le matériau du pilier en lui-même. Or la situation des restaurations supra-implantaires n'est jamais précisée dans les différentes études incluses dans cette partie.

Deux revues systématiques (Sailer et coll. en 2009 (83) et Nakamura et coll. en 2010 (81)) concluent néanmoins sur le fait que la zircone présenterait une réponse biologique équivalente voire supérieure au titane. Van Brakel et coll. (92) expliquent ces conclusions sensiblement contradictoires : les différences observées seraient dues aux différences des propriétés optiques plutôt qu'aux conséquences réellement attribuables aux paramètres biologiques. Le fait que la muqueuse surmontant les piliers titane soit plus sombre donne l'impression à l'observateur que les tissus sont en moins bonne santé (52).

Il n'y a pas de preuve que les piliers zircone soient plus dommageables que les piliers titane pour le tissu mou péri-implantaires. La zircone est donc a priori indiquée pour les suprastructures implantaires au niveau de leurs propriétés biologiques.

### 4.3 Au niveau des propriétés mécaniques

Nous avons vu précédemment que l'une des différences entre l'organe dentaire et le système implantaire est l'absence de ligament alvéolo-dentaire. Le ligament alvéolo-dentaire possède des propriétés proprioceptives, défensives et adaptatives. Il permet d'amortir et de moduler les forces masticatrices par le biais de ses mécano-récepteurs (126). En son absence, la réhabilitation implanto-portée se retrouve fragilisée puisque les réflexes d'évitement et la coordination des guidages fonctionnels sont moindres (127).

Nous allons étudier dans ce paragraphe les réponses mécaniques des piliers zircone et titane face aux forces masticatrices.

#### 4.3.1 Analyse descriptive de la littérature

Pour nous aider à répondre à cette problématique, la littérature scientifique nous offre au moins 22 articles de niveau de preuve assez variable : 7 articles de niveau 1 selon l'ANAES, 6 de niveau 2 et enfin 9 articles de niveau de preuve 4.

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve
Zembic (79)	2013	RCT	1
Bidra (80)	2013	Revue Systématique	1
Gracis (10)	2012	Revue Systématique	1
Nakamura (81)	2010	Revue Systématique	1
Sailer (15)	2009	RCT	1
Zembic (82)	2009	RCT	1
Sailer (83)	2009	Revue Systématique	1
Zembic (88)	2014	Etude prospective	2
Nothdurft (96)	2014	Etude prospective	2
Lops (91)	2013	Etude prospective	2
Eckfeldt (107)	2011	Etude prospective	2
Nothdurft (97)	2010	Etude prospective	2
Glauser (98)	2004	Etude prospective	2
Gracis (99)	2013	Revue de littérature	4
Ellingsen (128)	2012	Revue de littérature	4
Varughese (101)	2012	Revue de littérature	4
Velasquez (59)	2012	Revue de littérature	4

Gomes (50)	2011	Revue de littérature	4
Ozkurt (129)	2010	Revue de littérature	4
Denry (130)	2008	Revue de littérature	4
Lee (131)	2008	Etude prospective	4
Manicone (42)	2007	Revue de littérature	4

Figure 36 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés mécaniques des piliers zircone

### 4.3.2 Le taux de survie des piliers implantaires

Le taux de survie implantaire correspond à la présence de l'implant et de la restauration implanto-portée en bouche à un instant t avec ou sans modification de leur état. Il est directement lié à la perte de l'implant, du pilier ou de la restauration (132). Le succès implantaire est une notion plus complexe puisqu'il regroupe un ensemble de critères variables selon les études. Le premier à avoir défini ces critères est Albrektsson en 1986 (4). En général, le succès implantaire regroupe :

- l'absence de mobilité (132),
- l'absence de symptomatologie (132),
- l'absence de une profondeur de poche au sondage inférieure à 6mm (133) ou égale à 6mm avec saignement au sondage (134),
- l'absence de radioclarité autour de l'implant (132)
- après la première année de mise en fonction, la perte osseuse verticale ne doit pas excéder 0,2mm (4).

Ces critères sont beaucoup plus stricts que ceux imposés dans la définition du taux de survie. Ils permettent d'étudier de façon plus précise le comportement des piliers et des structures adjacentes (implant et couronne) face aux contraintes masticatrices.

Les articles des dix dernières années examinant cette question sont au nombre de cinq. Ils étudient des piliers zircone et les comparent à des piliers titane. Le taux calculé dans ces articles est le taux de survie. Ils présentent tous de très hauts taux de survie au niveau des piliers implantaires qu'ils soient en titane ou en zircone : de 96,3% (Zembic et coll. en 2014 (88)) à 100% dans les autres études (Zembic et al. 2013 (79), Lops et al. 2013 (91), Zembic et

al. 2009 (82) Sailer et al. 2009(15)) (cf. fig.38). Cependant, ce critère d'étude ne donne qu'une information binaire : présence ou absence du pilier.

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Restauration supra- implantaire	Transvissée (T) ou scellée (S)	Site	Taux de survie implantaire	Taux de survie de la prothèse	Taux de survie du pilier
<b>Zembic 2014 Etude prosp</b>	27 (16f et 11 h)	31 dents naturelles	31 (initial. 54)	11,3 +/- 0,9 ans	11 (7f et 4h)	CCC	Restaurations collées non transvissées	25 I, 14 C et 15 PM max. ou mand.	N.D.	90,70%	96,30%
<b>Lops 2013 Etude prosp</b>	85	44 (initial.47)	37 (initial.38)	5 ans	4	47 CCM sur les piliers titane et 37 CCC pour les piliers zircon	N.D.	46 PM et 35 M. 41 max et 40 mand	100%	100%	100%
<b>Zembic 2013 RCT</b>	22 (14f et 8h)	10 (intialement 20)	18 (initial. 20)	5,3 ans [4,5-6,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircon) et 11 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	2 couronnes transvissées sur des piliers zircon	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 5 M;11 mand et 7 max Piliers titane : 2C, 8PM; 4 max et 6 mand	Piliers Zr : 88,9% et piliers Ti : 90%	N.D.	100%
<b>Zembic 2009 RCT</b>	22 (14f et 8h)	10 (intialement 20)	18 (initial. 20)	36 m [31,5- 53,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircon) et 11 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	2 couronnes transvissées sur des piliers zircon	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 5 M;11 mand et 7 max Piliers titane : 2C, 8PM; 4 max et 6 mand	100%	N.D.	100%
<b>Sailer 2009 RCT</b>	22 (14f et 8h)	12 (intialement 20)	19 (initial. 20)	12,6 m+/-2,7 m	2 (2f)	18 CCC (piliers zircon) et 13 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	N.D.	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 6 M Piliers titane : 2C, 9PM et 1 M; 12 couronnes maxillaires et 19 mandibulaires	100%	N.D.	100%
<b>Glaser 2004 Etude prosp</b>	27	Dents contro- latérales	36 (initial. 53)	49,2 m	9	CCC	scellées	Initialement : 25 incisives, 11 canines, 10 prémolaires maxillaires et 3 canines et 5 prémolaires mandibulaires. Aucune donnée		100%	100%

								sur les restaurations perdues de vue.			
--	--	--	--	--	--	--	--	---------------------------------------	--	--	--

Figure 37 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les taux de survie des implants, des piliers et des couronnes supra-implantaires en zircone ou en titane

Ces articles ont des caractéristiques communes : les restaurations sont unitaires, la situation des piliers n'est pas restreinte au secteur antérieur et peut être maxillaire ou mandibulaire. Selon Pjetursson et al. en 2004 (135), pour être considéré comme une alternative thérapeutique fiable, les piliers céramiques doivent faire preuve de qualités mécaniques et biologiques identiques ou supérieures aux piliers en titane sur une durée d'au moins 5 ans. Dans ces études, le suivi est à moyen et long-terme excepté l'étude de Sailer et coll. en 2009 qui présente un suivi moyen de 12,6 mois.

Les résultats de ces études sur les taux de survie des piliers zircone et titane sont excellents. Cependant, quelques biais de conception sont à relever. Dans l'étude prospective de Lops et coll. en 2013, le recrutement des participants est en réalité rétrospectif. Ils sélectionnent, à partir de dossiers médicaux, des patients ayant eu un traitement implantaire unitaire entre avril 2004 et décembre 2005. Les conditions de la réalisation de l'implantation et de la restauration restent donc floues au niveau des opérateurs notamment. Il n'est pas non plus mentionné le nombre des examinateurs et leur niveau d'expertise. Dans les autres études, le nombre de participants reste faible avec une moyenne de piliers dans chaque groupe de 21,5 pour la zircone et 10,67 pour le titane.

Pour ce qui est de l'incidence du matériau du pilier implantaire sur la survie implantaire, les taux affichés par ces articles sont de 100%. Seule l'étude randomisée et contrôlée de Zembic et coll. en 2013 obtient un taux de survie inférieur : 88,9% pour les implants supportant des piliers zircone et 90% pour les piliers titane. Cette différence n'est cependant pas statistiquement significative(83).

Aucune différence significative n'est constatée entre les piliers zircone et titane au niveau des taux de survie. Les piliers zircone montrent des taux de survie supérieurs à 96,30% voire de 100% même dans les secteurs molaires. Cependant, ces résultats doivent être acceptés avec précaution au vue des biais de conception de ces études.

### **4.3.3 Les complications mécaniques**

Les complications mécaniques sont nombreuses : les fractures de piliers, les fractures des restaurations supra-implantaires et les dévissages. Plus ou moins faciles à gérer cliniquement, elles peuvent apparaître à tout moment.

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Restauration supra-implantaire	Transvissée (T) ou scellée (S)	Site	Dévissage	Fracture de vis	Fracture de pilier	Fracture de la restauration
<b>Zembic 2014</b> Etude prosp	27 (16f et 11 h)	31 dents naturelles	31 (initial. 54)	11,3 +/- 0,9 ans	11 (7f et 4h)	CCC	Restaurations collées non transvissées	25 I, 14 C et 15 PM max. ou mand.	2	0	0	3 chippings (non précisé)
<b>Lops 2013</b> Etude prosp	85	44 (initial.47)	37 (initial.38)	5 ans	4	47 CCM sur les piliers titane et 37 CCC pour les piliers zircon	N.D.	46 PM et 35 M. 41 max et 40 mand	2	0	0	4 chippings sur des CCC et 3 sur des CCM (CCC : 24, 25, 26 et 34 ; CCM : 36, 37 et 45) après 10 ou 2 ans de mise en fonction
<b>Ekfeldt 2011</b> Etude prosp	25	Dents controlatérales	40 Rem : embase métallique	N.D.	0	40 CCC	25 restaurations transvissées et 15 scellées	N.D.	0	0	0	3 chippings : 2 canines et une incisive centrale maxillaire 7 couronnes ont montré des surfaces d'usure
<b>Zembic 2013</b> RCT	22 (14f et 8h)	10 (intialement 20)	18 (initial. 20)	5,3 ans [4,5-6,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircon) et 11 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	2 couronnes transvissées sur des piliers zircon	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 5 M; 11 mand et 7 max Piliers titane : 2C, 8PM; 4 max et 6 mand	0	0	0	0
<b>Zembic 2009</b> RCT	22 (14f et 8h)	10 (intialement 20)	18 (initial. 20)	36 m [31,5-53,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircon) et 11 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	2 couronnes transvissées sur des piliers zircon	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 5 M; 11 mand et 7 max Piliers titane : 2C, 8PM; 4 max et 6 mand	0	0	0	3 chippings mineurs sur des CCM- piliers titane (canine mandibulaire, prémolaire maxillaire et molaire mandibulaire)

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle	Nb de piliers zircon	Durée de l'étude	Perdus de vue	Restauration supra-implantaire	Transvissée (T) ou scellée (S)	Site	Dévisage	Fracture de vis	Fracture de pilier	Fracture de la restauration
<b>Sailer 2009 RCT</b>	22 (14f et 8h)	12 (intialement 20)	19 (initial. 20)	12,6 m+/-2,7 m	2 (2f)	18 CCC (piliers zircon) et 13 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	N.D.	Piliers zircon : 2C, 11 PM et 6 M Piliers titane : 2C, 9PM et 1 M; 12 maxillaires et 19 mandibulaires	0	0	0	2 chippings mineurs sur des CCM- piliers titane (l'une à 6m et l'autre 12m) soit 16,7% de chippings sur les piliers métalliques Région postérieure
<b>Glauser 2004 Etude prosp</b>	27	Dents contro-latérales	36 (initial. 53)  Rem : embase métallique	49,2 m	9	CCC	scellées	Initialement : 25 incisives, 11 canines, 10 prémolaires maxillaires et 3 canines et 5 prémolaires mandibulaires. Aucune donnée sur les restaurations perdues de vue.	2 (à 8 m et 27 m)	0	0	2 chippings au rdv de suivi de 1 an et à 4 ans

Figure 38 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les complications mécaniques des piliers implantaires en zircon ou en titane

Sept articles de niveau de preuve élevé (preuve scientifique établie ou présomption scientifique) étudient les phénomènes de fractures ou de dévissages des piliers implantaire et de leurs restaurations prothétiques.

#### **4.3.3.1 Les fractures de piliers**

C'est la complication la plus redoutée par les praticiens car elle entraîne en général, la réfection de la prothèse supra-implantaire et des difficultés lors de l'élimination de la partie du pilier restée au sein de l'implant.

##### *4.3.3.1.1 La situation des piliers*

Dans l'ensemble des études incluses, un choix de conception est constant : l'expérimentation ne concerne que des restaurations unitaires. Les restaurations unitaires sont les situations où les risques de torsion sont les plus élevés. La torsion est une force non axiale qui influence de façon négative la stabilité pilier-implant et la rétention de la vis (10). Les complications mécaniques devraient donc être plus fréquentes qu'en cas de restaurations plurales (55).

##### *4.3.3.1.1.1 Dans la région antérieure*

Les piliers zircone ont comme indication principale la région antérieure. Cette zone est particulière car la demande esthétique y est maximale et les forces masticatrices y sont les moindres (elles ne dépassent pas les 300 N (81)).

Dans ces six études prospectives (cf. Fig. 38), aucune fracture de pilier n'est à noter dans le secteur antérieur (des incisives aux canines). Il faut cependant noter que ces études ont une durée de suivi assez variable mais, l'étude de Zembic et al. en 2014 montre un suivi de plus de 11 ans.

Cette donnée est confirmée dans quatre revues systématiques (Sailer et al. 2009, Nakamura et al. 2010, Gracis et al. 2012, Bidra et al. 2013) où les auteurs s'accordent sur le fait que les piliers zircone peuvent être utilisés en toute sécurité au niveau antérieur (81). Un seul bémol est affiché dans l'étude de Bidra et al. 2013 : l'auteur remarque que l'on ne connaît pas les complications qu'ont pu présenter les patients perdus de vue. Or dans certaines études, le taux de perdus de vue avoisine 33% (cf. Glauser et al. 2004).

#### 4.3.3.1.1.2 Dans la région postérieure

Les forces masticatrices sont significativement plus importantes dans les régions postérieures du fait du système de levier de classe III de la mandibule humaine (136). Ainsi à même niveau de contraction musculaire, les forces mesurées en secteur antérieure seront de 65,3+/-54,4 contre 365,3+/-159,0 pour les molaires. Leurs axes sont également différents.

A l'instar du secteur antérieur, les études évoquées dans cette partie ne font état d'aucune fracture de pilier en secteur molaire (Sailer et al. 2009, Zembic et al. 2009, Zembic et al. 2013, Lops et al. 2013 et Zembic et al. 2014). Il est néanmoins nécessaire de rester prudent sur cette conclusion car ces quatre études ne correspondent en réalité qu'à deux expérimentations différentes qui comptabilisent au total 40 piliers zircone sur un suivi de 5 ans.

#### 4.3.3.1.2 Le type de connexion du pilier implantaire

Historiquement, les connexions externes ont été les premières utilisées pour des réhabilitations implantaires. En cas de charges occlusales, cette connexion autorise des micromouvements du pilier, provoquant l'instabilité du joint pilier-implant. Cela peut alors entraîner le dévissage de la vis voire même la fracture de fatigue du pilier (57).

Les connexions internes ont été introduites pour réduire ces complications mécaniques et réduire le stress transféré à l'os crestal (137,138). Les connexions internes entre piliers et implants montrent une plus grande résistance à la flexion et améliore la distribution des forces (139,140). Ainsi, la dissipation des forces se réalise plus profondément au sein de l'implant et de l'os et protège notamment la vis du stress occasionné (10).

La portion engagée dans la partie interne de l'implant est relativement fine. Cela peut poser problème pour les piliers en zircone du fait de leur module d'élasticité inférieur au titane. Comme réponse, certains fabricants proposent des piliers zircone avec un pilier secondaire ou un insert métallique (98) (ce qui permettrait selon certaines études *in vitro* de supporter des moments de flexion supérieurs(131)). Cependant, une des deux études a présenté un pilier fracturé au niveau de l'insert métallique (Ekfeldt 2011, dans la partie rétrospective de son étude).

Gracis et coll. dans leur revue systématique propose une conclusion sur le type de connexion à favoriser. Il n'y a pas de différence entre les connexions internes/externes pour ce qui est des fractures, par contre, en ce qui concerne le dévissage, la connexion interne semble être mieux protégée.

#### 4.3.3.1.3 La zone de fragilité

Il est difficile d'étudier *in vivo* le phénomène de fracture des piliers implantaire. Cette complication se fait souvent à bas bruit jusqu'à ce que le patient constate un desserrage de sa prothèse ou revienne avec la restauration désolidarisée de l'implant.

Afin d'étudier précisément la progression du trait de fracture au sein des piliers titane et zircon, nous allons nous baser sur deux études *in vitro* :

- Apicella et al. en 2011 (141): étude *in vitro* en pression statique : la résistance à la fracture des piliers zircon est significativement inférieure à celle des piliers titane (296,6 N vs 552,3 N). Les échecs sont aussi différents : pour les piliers titane, il est d'abord observé une déformation plastique de la connexion hexagonale du pilier et une complication au niveau de la vis ; alors que le pilier zircon se fracture au-delà de la région élastique, se fracture en-deça du col implantaire, ne se détache pas de l'implant et ne montre pas de dévissage de la vis
- Aboushelib & Salameh en 2009 (142) : étude analysant au Microscope Electronique à Balayage (MEB) 5 piliers fracturés tout zircon : ils montrent que les fractures apparaissent par les stress de friction généré par le vissage ou pas la sur-préparation des parois du pilier (143).

Ces constatations sont confirmées par Sailer et coll. dans leur revue systématique (83). Durant la mise en charge occlusale de la reconstruction implanto-portée, la région autour de la tête de la vis de pilier est la zone concentrant le plus de torque et de stress. Cette zone cervicale a été démontrée comme étant la région la plus critique pour la stabilité des piliers céramiques dans les études de laboratoire et *in vivo* (144). Des forces de traction importantes à ce niveau sont à l'origine de la plupart des fractures des piliers céramiques.

A contrario, avec les piliers métalliques, il se produit d'abord une déformation puis une fracture de la vis de pilier (Att et al. 2006(145)).

Dans l'ensemble des études prospectives disponibles à ce jour dans la littérature, aucune fracture de pilier zirconium n'a été recensée que ce soit en zone antérieure ou en région postérieure. Cependant, étant donné le faible nombre de piliers postérieurs étudiés, des recherches supplémentaires sont nécessaires pour pouvoir répondre de façon certaine à cette question.

#### 4.3.3.2 *Les fractures des restaurations supra-implantaires*

Les fractures des restaurations sont très rares. Dans les études cliniques prospectives abordant les complications mécaniques, aucune fracture de restauration n'est recensée. Néanmoins, même si la prothèse supra-implantaire ne se casse pas, il peut y avoir des complications à son niveau : le *chipping* ou écaillage de la céramique d'émaillage.

Seule l'étude de Zembic et coll. en 2013 ne présente pas de *chipping*. Cette étude est la troisième partie de l'étude publiée en 2009 par Sailer et coll. (82). Cela signifie que sur une même population étudiée de 22 patients au départ, 5 *chippings* ont été observés sur des restaurations céramo-métalliques-piliers titane (2 au contrôle d'1 an et 3 à celui des 3 ans). Aucun *chipping* n'a été constaté entre les contrôles de 3 et 5 ans. Quant aux autres études, des *chippings* sont également observés sur des restaurations céramo-céramiques-piliers zirconium. Néanmoins, ces quatre autres études (Zembic et al. en 2014, Lops et al. en 2013, Ekfeldt et al. en 2011, Glauser et al. en 2004) ne comparent pas les piliers zirconium aux piliers titane. Il n'est pas donc possible de savoir si dans des conditions similaires, une restauration supportée par un pilier titane aurait également été sujette au *chipping*.

Les restaurations supra-implantaires sont sujettes au *chipping* qu'elles soient supportées par des piliers zirconium ou titane. Néanmoins, aucune différence significative ne peut être constatée puisqu'il manque des informations sur le contexte occlusal et la nature des dents antagonistes.

#### 4.3.3.3 *Les dévissages*

Au niveau des dévissages, seules trois études les ont observés : Zembic et al. en 2014, Lops et al. en 2013 et Glauser et al. en 2004. Ce sont des événements peu fréquents puisqu'ils représentent dans ces articles entre 5,6 et 6,5% des piliers. De ces trois études, seule l'étude de Lops et al. compare des piliers zircone et titane. Il en ressort que les deux dévissages concerne un pilier zircone et un pilier titane. En ce qui concerne les quatre autres études, aucun dévissage de piliers zircone n'est observé. Il n'existe pas de différence statistiquement significative entre les piliers zircone et les piliers titane.

La revue systématique de Sailer et al. en 2009 expose le fait que le dévissage de la vis de pilier est l'une des rares complications techniques arrivant avec les piliers en zircone, ce qui est très similaire aux observations faites avec les piliers métalliques (83).

Une autre revue systématique évoque les dévissages de vis de pilier (Bidra et al. en 2013). Pour expliquer le dévissage des vis au niveau des piliers métalliques, les auteurs rappellent l'absence de protocoles standardisés en ce qui concerne le torque lors de la mise en place des piliers (80). Cependant, les vis en titane ne permettent pas d'atteindre des forces de torque importantes. Pour y remédier, l'utilisation de vis en alliage métallique permet une sensible augmentation de la stabilité du joint pilier/ vis/ implant. Ils listent également les différents facteurs pouvant entraîner la perte de la vis voire même sa fracture :

- La configuration de la connexion implantaire
- l'inadaptation de la rotation du pilier
- le matériau du pilier
- le matériau de la vis
- le design de la vis
- la pré-charge de la vis
- la configuration de la couronne (unitaire ou solidarisée)

Les dévissages sont des événements rares qui peuvent toucher les piliers titane tout comme les piliers zircone. Le respect des protocoles de mise en place des piliers implantaires reste l'une des conditions majeures pour éviter cette complication mécanique

## 4.4 Au niveau des propriétés esthétiques

A l'origine, les piliers implantaires en céramique ont été élaborés pour pallier les résultats parfois inesthétiques des piliers titane. En cas de parodonte fin, ces derniers peuvent laisser apparaître un liseré grisâtre au niveau de la gencive marginale. En 2004, les suisses U. Belser, D. Buser et F. Higginbottom organisent une conférence de consensus sur l'esthétique en implantologie (146). Leurs conclusions sont que des restaurations optimales incluent des tissus péri-implantaires sains et des restaurations en harmonie avec les dents avoisinantes. Jung et al. en 2007, précisent ces propos en ajoutant que le facteur crucial reste la couleur des tissus mous péri-implantaires. Deux principaux paramètres influencent la couleur de ces tissus : l'épaisseur des tissus mous et le matériau du pilier (147).

Nous allons examiner dans cette partie, les différences esthétiques entre les piliers zircone et titane.

### 4.4.1 Analyse descriptive de la littérature

Principal argument de vente des fabricants, le rendu esthétique des piliers en zircone est évoqué dans 23 articles. Ils regroupent des articles de haut niveau de preuve scientifique (8 articles de niveau 1 selon l'ANAES et 11 de niveau 2) et 8 articles de faible niveau de preuve scientifique.

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve
Linkevicius (148)	2015	Revue Systématique	1
Cosgarea (149)	2014	RCT	1
Bidra (80)	2013	Revue Systématique	1
Zembic (79)	2013	RCT	1
Benic (150)	2012	Revue Systématique	1
Sailer (15)	2009	RCT	1
Sailer (83)	2009	Revue Systématique	1
Zembic (82)	2009	RCT	1
Büchi (89)	2014	RCT	2
Nothdurft (96)	2014	Etude prospective	2
Zembic (88)	2014	Etude prospective	2
Hosseini (93)	2013	RCT	2

Kim (55)	2013	Etude prospective	2
Bressan (151)	2011	Etude prospective	2
Ekfeldt (107)	2011	Etude prospective	2
Hosseini (94)	2011	RCT	2
Van Brakel (152)	2011	Etude prospective	2
Nothdurft (97)	2010	Etude prospective	2
Glauser (98)	2004	Etude prospective	2
Happe (153)	2013	Etude rétrospective	4
Ekfeldt (107)	2011	Etude rétrospective	4
Ishikawa-Nagai (154)	2007	Etude rétrospective	4
de Medeiros (155)	2013	Revue de littérature	4
Varughese (101)	2012	Revue de littérature	4
Velasquez (59)	2012	Revue de littérature	4
Ozkurt (129)	2010	Revue de littérature	4
Denry (130)	2008	Revue de littérature	4

Figure 39 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés esthétiques des piliers zircone

#### 4.4.2 Influence des tissus mous sur les phénomènes optiques

La décoloration du tiers cervical des tissus mous péri-implantaires peut résulter de la visibilité, par transparence, d'un pilier métallique. Une gencive fine n'est pas en mesure de bloquer la lumière réfléchiée provenant de la surface du pilier métallique (101). Magne et al. en 1999 expliquent ce phénomène par l' « effet parasol »(156).

##### 4.4.2.1 L' « effet parasol » de Magne

En fonction de la situation de la lèvre et du positionnement des limites de l'infrastructure, les rayons lumineux ne vont pas se transmettre de la même façon. Au niveau des dents naturelles, une transmission de lumière indirecte s'observe au travers de la racine de la dent. Cette lumière réfléchiée traverse alors les tissus mous entraînant une certaine luminosité à l'ensemble dent-tissus mous.

En présence d'une infrastructure prothétique, la transmission de la lumière peut être différente voire même peut être stoppée. Il n'y a alors plus de lumière réfléchiée au travers de la gencive marginale et des papilles : un aspect grisâtre est observé.

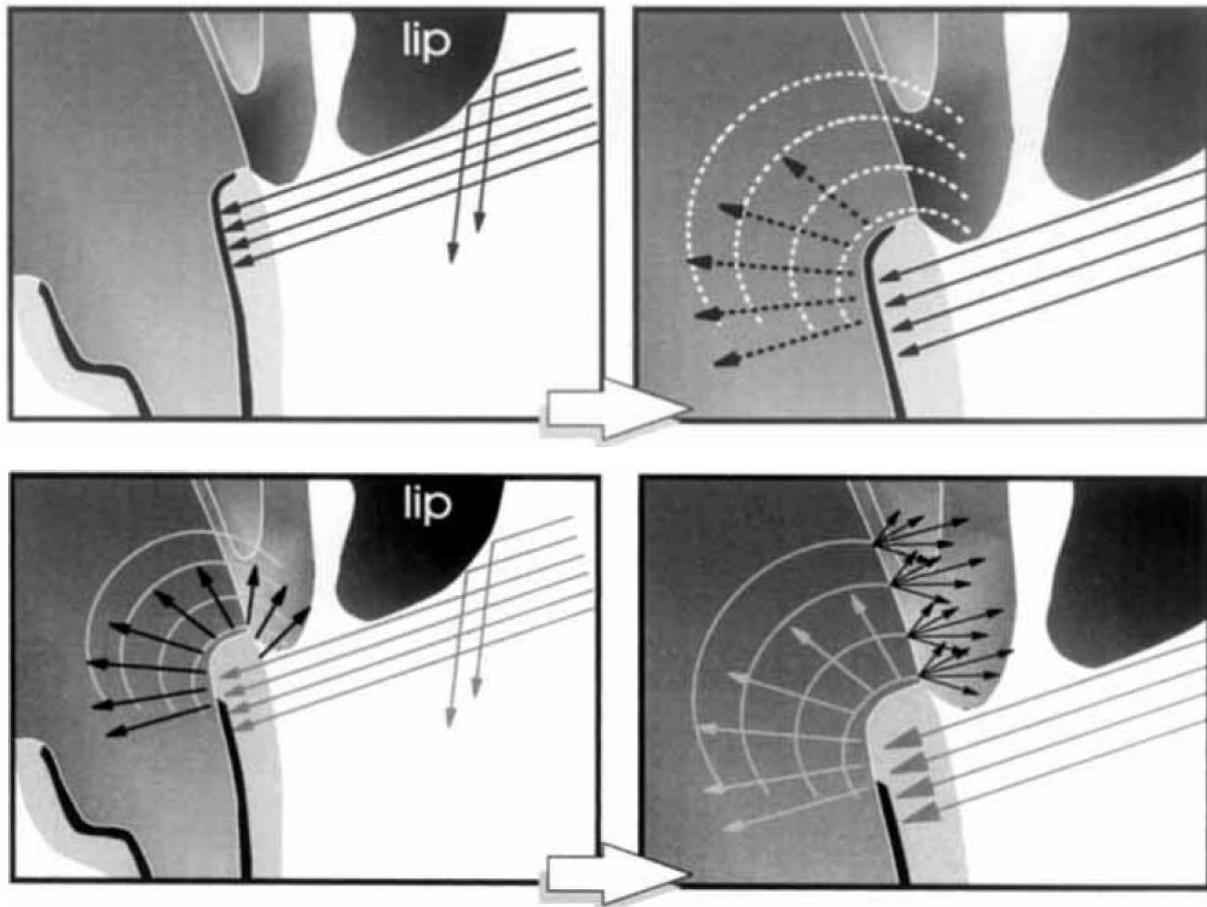


Figure 40 Schématisation de l'effet parasol" de Magne. En haut : infrastructure prothétique opaque recouvrant l'ensemble de la préparation : les rayons incidents ne sont pas réfléchis au travers de la racine. En bas : la limite de l'infrastructure laisse passer les rayons lumineux qui se réfléchissent au niveau des tissus mous avoisinants. Tiré de l'article de Magne et coll. en 1999.

#### 4.4.2.2 Particularités des tissus mous péri-implantaires

Comme nous l'avons vu précédemment, la muqueuse péri-implantaire contient moins de vaisseaux que la gencive (Berglundh et al. 1994 (27)). Or la vascularisation a une importance sur la couleur des muqueuses (Kleinheinz et al. 2005 (157)).

Histologiquement, d'autres facteurs impactent la couleur de la gencive : l'intensité de mélanogenèse des tissus, le degré de kératinisation épithéliale, la profondeur de l'épithélialisation et la densité et taille des capillaires (149).

La muqueuse péri-implantaire présente donc, de façon intrinsèque, une couleur différente de celle des dents naturelles adjacentes.

#### **4.4.2.3 Réflexion lumineuse au niveau des piliers implantaires**

Selon la nature du matériau, le comportement face à la lumière peut être de trois sortes :

- transparent : l'élément se laisse traverser par la lumière (ex. air, eau, verre poli, etc.)
- opaque : l'objet ne laisse pas passer la lumière (ex. métal, dentine, céramique, etc.)
- translucide : le matériau laisse passer une partie de la lumière (ex. verre dépoli, émail, céramique, etc.)(158).

Le titane est un métal, il appartient à la catégorie des matériaux opaques. Les céramiques peuvent être soit opaques soit translucides.

La quantité de cristaux dans le corps de l'objet, leur nature chimique et la taille des particules, ainsi que la longueur d'onde de la lumière incidente, déterminent la proportion de lumière absorbée, réfléchi et transmise (Lee et al. 2015 (159), Clarke 1983(160)).

Nous avons vu précédemment que la zircone est une céramique polycristalline. Elle appartient à la même famille chimique que le titane : les métaux de transition. De ce fait, la zircone possède un effet d'opacification maximal : les particules dispersées d'oxyde de zircone sont plus grandes que la longueur d'onde de la lumière émise et l'indice de réfraction de la matrice est différent (Piconi 1999 (41)). Les piliers en zircone sont blancs et opaques (153). Ils oblitèrent en partie la transmission de la lumière ce qui réduit l'« effet parasol » de Magne.

#### **4.4.3 Evaluation de l'esthétique des piliers implantaires**

L'évaluation de paramètres esthétiques est hautement sujette à la subjectivité de l'examineur. Les conditions de lumière extérieure, l'expérience, l'âge et la fatigue de l'œil humain sont des variables qui influencent ce processus (Barna et al. 1981 (161)).

La colorimétrie par ordinateur et la spectrophotométrie ont été définies comme plus précises et reproductibles que la détermination de la couleur de la dent par l'œil humain (Paul 2002 (162)). Cependant, le colorimètre est en contact direct avec la gencive ce qui peut avoir en retour des conséquences sur la couleur par effet de pression. De plus, aucun appareil de spectrophotométrie ou de colorimétrie n'a été validé pour la mesure de la couleur de la gencive (Schnitzer et al. 2004 (163), Heydecke et al. 2005 (164), Park et al. 2007 (165)).

#### 4.4.3.1 *Analyse spectrophotométrique de la couleur*

Un spectrophotomètre est un appareil de mesure qui émet une lumière source et qui génère une image multi-spectrale (image digitale de l'objet qui présente les données du spectre lumineux pour chaque pixel). A partir de cette image, des valeurs sont calculées :  $L^*$  pour la luminosité,  $a^*$  pour le niveau de rouge/vert,  $b^*$  pour le jaune/bleu (d'après le CIE Lab : modèle colorimétrique adopté en 1976 par la Commission Internationale de l'Eclairage).

Le différence de la luminosité,  $\Delta L^*$ , est un paramètre significatif car l'œil humain peut plus facilement détecter des changements de luminosité que de teinte (158). Une valeur de  $\Delta L^* < 2$  serait une valeur cliniquement acceptable pour une concordance des couleurs (154). Cependant, comme seuil de distinction, une autre valeur est souvent retrouvée dans la littérature : la différence de couleur moyenne  $\Delta E$ . Selon Johnston et Kao en 1989(166), Jung et al. en 2007(147) et Ishiwaka-Nagai et al. en 2005 (167), cette valeur doit rester inférieur à 3,6-3,7 pour qu'une restauration prothétique ne soit pas détectable à l'œil humain.

#### 4.4.3.2 *Analyse subjective de la couleur*

Le résultat esthétique est une question primordiale pour les patients (Vermylen et al. 2003 (168)). Paradoxalement, cet aspect demeure peu documenté dans la recherche scientifique et non inclus dans les critères de succès (Belser et al. 2004 (169))(151). Cette incohérence réside notamment dans la difficulté de définir une échelle de notation des critères esthétiques précise et reproductible.

Depuis les années 1990, plusieurs équipes d'experts ont proposé des grilles d'évaluation telles que le *Papilla index score* (170), l'*implant crown aesthetic index* (171), etc. L'un d'entre eux semble plus pertinent : le *pink esthetic score/white esthetic score* établi par Fürhauser et al. en 2005 (172) et modifié par Belser et al. en 2009 (173). Une unique étude utilise cet index (le PES) pour comparer des piliers zircone (Payer et al. en 2015 (174)). Dans cette étude clinique contrôlée randomisée, deux groupes sont étudiés sur deux ans : 16 implants zircone-piliers zircone et 15 implants titane-piliers titane. L'ensemble de ces implants sont les supports de couronnes tout céramique (disilicate de lithium). Cependant, nous avons

choisi de ne pas inclure cette étude dans notre analyse pour car la variation du matériau de l'implant peut interférer sur les résultats des piliers implantaires (cf. 3.1.2. *Les critères d'inclusion et d'exclusion*). Il n'y a donc pas à ce jour d'études évaluant les résultats esthétiques des piliers supra-implantaires à l'aide du PES/WES.

De plus, les tests subjectifs sont sujets aux variations inter-individuelles (deux examinateurs ne seront pas forcément d'accord sur une note) et intra-individuelles (au cours du test, l'examineur ne donnera pas forcément le même résultat au début et ou à la fin du test).

#### **4.4.4 Les complications esthétiques**

En secteur antérieur, surtout si le patient a un sourire gingival, une restauration va entraîner une comparaison avec la dent naturelle adjacente (Holst et al.2005 (175), Levin et al. 2005 (176)). L'exigence esthétique sera donc forte que ce soit de la part du praticien ou du patient. Les piliers implantaires forment la jonction entre l'implant et la prothèse implantoportée. Ils auront une incidence sur le résultat esthétique au niveau de leur partie intra-cronaire et de leur interface avec les tissus mous.

Dix études cliniques évoquent les complications esthétiques (cf. fig. 42). Ils sont de niveau de preuve élevés avec notamment 4 articles de niveau 1 selon l'ANAES et 4 de niveau 2.

##### **4.4.4.1 Les résultats esthétiques au niveau de la couronne prothétique**

Deux types de données sont largement rapportés dans ces articles : les différences de couleur et de luminosité de la gencive marginale et la satisfaction des praticiens ou des patients. Seuls les articles d'Hosseini et al (2011 et 2013) et de de Albornoz et al. en 2014 (177) incluent dans leur évaluation les composants esthétiques de la couronne. Hosseini et al. utilisent un index descriptif le *Copenhagen Index Score* (CIS) pour l'évaluation esthétique des praticiens et le questionnaire *Oral Health Impact Profile-49* (OHIP-49) pour l'évaluation des patients. Le CIS est un outil d'évaluation développé par cette équipe danoise. Il prend en compte à la fois l'évaluation prothétique (forme de la couronne, couleur, symétrie) et l'évaluation des tissus mous environnants (décoloration, papilles mésiale et distale). Que ce soit dans leur étude de 2011 ou de 2013, les auteurs décrivent la même conclusion : les

patients ne distinguent pas de différence significative entre les restaurations tout céramiques ou les restaurations céramo-métalliques. Les praticiens par contre, notent une meilleure concordance de la couleur au niveau des couronnes tout-céramiques. Cette différence peut s'expliquer par l'imprécision de l'indice OHIP-49 choisi pour l'évaluation par les patients. Basé sur le principe de l'Echelle Visuelle Analogique, les patients sont amenés à noter les restaurations de « très mauvaise esthétique » à « très bonne esthétique » uniquement.

L'étude de Albornoz et al. en 2014 décrit un design d'évaluation similaire. Cette fois-ci, l'indice utilisé par les praticiens est l'*Implant Crown Aesthetic Index* (ICAI) et les patients utilisent une échelle d'évaluation visuelle analogique. L'indice ICAI comporte deux parties : la couronne (forme anatomique, couleur et caractérisation de la surface) et la muqueuse (forme, couleur et caractérisation de la surface). Cette étude clinique randomisée comportant 30 patients ne montre pas de différence significative entre les deux groupes étudiés (piliers zircone et piliers titane). Cependant, les restaurations céramo-céramiques présentent une tendance nette vers une meilleure concordance des couleurs et des états de surface des muqueuses et des couronnes.

Dans leur revue systématique de la littérature, Benic et al. en 2012 (150) déplorent la faiblesse méthodologiques de l'ensemble des articles publiés sur le sujet. En se référant à l'outil de collaboration Cochrane (*The Cochrane Collaboration's Tool*) deux biais sont souvent retrouvés : la non divulgation de la répartition des groupes (biais de sélection) et l'absence d'examens à l'aveugle (biais de performance). Ils constatent également l'absence de consensus fort pour l'évaluation des restaurations implantaires. Dans leur discussion, de Albornoz et al. ajoutent qu'il serait nécessaire de réaliser des études avec plus de participants et de durée de suivi supérieure. Ils évoquent également d'autres outils d'évaluation tels que le spectrophotomètre qui permet de s'arroger du biais humain des inhérents aux analyses visuelles subjectives.

Les restaurations prothétiques pilier zircone-couronne tout céramique montrent les meilleurs résultats esthétiques au niveau de l'apparence de la couronne (évaluation subjective des praticiens et des patients). Cependant, cette différence n'est pas statistiquement significative.

Auteur Année Type d'étude	Nb de patients	Groupe contrôle Nb de piliers zircone	Durée de l'étude	Per- dus de vue	Restaura- tions	Epaisseur de la muqueuse en regard de la restauration	$\Delta L$	$\Delta a$	$\Delta b$	$\Delta E$	Satisfac- tion du Patient	Satisfac- tion du praticien	Conclusions	Commentaires
Zembic 2013 RCT	22 (14f et 8h)	10 piliers titane (intialement 20) 18 piliers zircone (initial. 20)	5,3 ans [4,5-6,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircone) et 11 CCM (1 pilier zircone et 10 piliers titane)	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	Pas de différence significative entre les piliers zircone et les piliers titane	
Cosgarea 2011 RCT	11	11 Piliers titane (split mouth) 11 piliers zircone	20 min et 1 semaine	0	CCC pour les piliers zircone et CCM pour les piliers titane	A 1 mm du collet : Zr : 1,24+/- 0,35mm et Ti : 1,31+/- 0,61mm A 2mm : Zr : 1,95+/-0,35 et Ti : 1,79+/-0,73. A 3mm : 2,2+/-0,55 et Ti : 2,27+/- 0,27mm	cf. Annexe	cf. Annexe	cf. Annexe	Différence statistiques (Test de Wilcoxon) : à 1mm : T1 : 0,01 et T2 : 0,64; à 2mm : T1 : 0,07 et T2 : 0,64; à 3mm : T1 : 0,15 et T1 : 0,7	N.D.	N.D.	Différence de couleur lorsque l'on compare à la gencive des dents adjacentes. Les tissus mous péri- implantaires autour des piliers zircone présentent une meilleure correspondanc e par rapport aux piliers titane	En région postérieure (22,7% au maxillaire), mesure de l'épaisseur de la muqueuse à la lime endodontique. Spectrophotomètr e
Hosseini 2013 RCT	59 (35f et 24h)	21 piliers titane , 25 piliers en or et 52 piliers zircone)	3 ans	0 (à 3 ans)	Tous les piliers ont été restaurés par des couronnes « tout céramique »	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	OHIP-49 : pas de différence significative	CIS : Zr : 8+/- 1.8, pilier métallique et couronne céramo- céramique : 8.1+/-2.2 et pilier métalliques – couronnes céramo-	Les patients et les praticiens sont légèrement plus satisfaits avec les restaurations « tout céramique »	Différence de taille des échantillons Piliers en or quand axe de l'implant angulé Regroupent les piliers titane et or dans les résultats Manque de précision dans les résultats de l'OHIP-

												métalliques : 8.2+/-1.8		49 (résultat global et non groupe par groupe)
Hosseini 2011 RCT	36 (18f et 18h)	37 piliers titane 38 piliers zircon	1 an	4	CCC pour les piliers zircon et CCM pour les piliers titane	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	VAS : Zr : 84,9+/-18,4 et Ti : 83,1+/-18,8. P=0,92	CIS : Zr : 9,3+/-1,9 et Ti : 9,14+/-1,4 P=0,705	Le résultat esthétique du point de vue des praticiens ne montre pas de différence significative entre les deux groupes. Cependant, les restaurations tout céramiques montrent une meilleure corrélation au niveau de la couleur. En ce qui concerne les patients, il n'est pas rapporté de différences entre les deux groupes	Evaluation subjective des résultats par les patients et les praticiens
Sailer 2009 RCT	22 (14f et 8h)	12 piliers titane (initialement 20) 19 piliers zircon (initial. 20)	12,6 m+/-2,7 m	2 (2f)	18 CCC (piliers zircon) et 13 CCM (1 pilier zircon et 10 piliers titane)	Zr : 2,1+/-0,7 mm et Ti : 1,7+/-0,4 mm	Zr : 2,6+/-5,1 Ti : 3,7+/-5,3 N.S.	Zr : 2,9+/-4,7 et Ti : 2,9+/-3 N.S.	Zr : 1,1+/-4,1 et Ti : -0,6+/-4,3 N.S.	Zr : 8,1+/-3,9 et Ti : 7,8+/-4,3 N.S.	N.D.	N.D.	Tendance à la diminution de la décoloration en fonction de l'épaisseur de la muqueuse mais pas de significativité. Tendance à une moindre décoloration avec les piliers zircon mais non significative	

Zembic 2009 RCT	22 (14f et 8h)	10 piliers titane (initialement 20) 18 piliers zircone (initial. 20)	36 m [31,5- 53,3]	4 (4f)	17 CCC (piliers zircone) et 11 CCM (1 pilier zircone et 10 piliers titane)	Zr : 1,9+/-0,8 et Ti : 1,7+/- 0,4	Zr : 1+/-7,2 et Ti : 1,2+/-6,3	Zr : 3,2+/- 4,9 et Ti : 0,7 +/- 3,6	Zr : 1,8+/- 2,9 et Ti : 2 +/- 2,9	Zr : 9,3 +/-3,8 et Ti : 6,8 +/- 3,8	N.D.	N.D.	Les patients et les praticiens semblent satisfaits des résultats esthétiques des piliers zircone	Critère d'évaluation subjectif, imprécis. Il n'est pas indiqué qui sont les praticiens
Bressan 2011 Etude prosp	20	20 piliers titane et 20 piliers en or 20 piliers zircone	10 min	0	CCC	13 patients >2mm et 7 <2mm	Or : 47,1+/-0,6; Zr : 48,1+/- 0,6; dent naturelle : 52,9+/-0,6	Or : 22,1+/- 0,5; Zr : 22,9+/- 0,5; Ti : 21,5+/- 0,5; dent naturelle : 25,5+/- 0,5	Or : 14,9+/- 0,3; Zr : 15,4+/- 0,3; Ti : 13,9+/- 0,3; dent naturelle : 18,4+/- 0,3	Différence avec dent controlatéral e : Or : 8,9+/- 0,4; Zr : 8,5+/-0,4 et Ti : 11+/-0,4	N.D.	N.D.	Les tissus mous apparaissent différents autour des implants par rapport aux dents naturelles. Les piliers titane montrent des différences de couleurs supérieures aux piliers en or ou en zircone	Secteur antérieur et prémolaire. Les différents piliers sont insérés à la suite de façon randomisée. Spectrophotomètre
de Albornoz Etude prosp 2014	30	14 piliers titane et 12 piliers zircone (initialie. 13)	1 an	5	Tous les piliers ont été restaurés par des couronnes céramo- céramiques (Lava™ 3M ESPE)	Zr : 3.5+/-1.3 et Ti : 3.2+/- 0.7	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	VAS : 8.5 pour les deux groupes	ICAI : Zr : couronne : 2.3+/-1.9 ; muqueuse : 5.4+/-3.0 et total : 7.6+/- 3.5 Ti : couronne : 4.4+/-4.7 ; muqueuse : 6.7+/-3.2 et total : 11.3+/-5.4	Pas de différence significative entre les deux groupes au niveau des résultats esthétiques, bien que les piliers zircone montrent de meilleurs résultats	Région antérieure : des incisives aux 2èmes prémolaires Etude parallèle, mono-centrique, en double aveugle. 2 examinateurs
Ekkfeldt 2011 Etude prosp et rétrosp	25	Dents controlatérales 40 piliers zircone	3 ans	0	CCC en 1 ou 2 étages	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	Médiane : 100%, Moyenne : 90% échelle VAS	Excellent : 73% et bon : 27%. Pas de "non satisfaisant". Evaluation rétrospectiv	Les résultats esthétiques satisfont les praticiens comme les patients	Evaluation rétrospective par un examinateur. Non à l'aveugle. Echelle d'évaluation avec 4 grades : 1 =

												e des 3 dernières années : médiane : 100% et moyenne : 92%		excellent et 4 = très mauvais. Manque de précision de l'outil d'évaluation
Van Brakel 2011 Etude prosp	11 (5f et 6h)	15 piliers titane 15 piliers zircon	instantané	0	Pas de restaurations	De 1,2mm d'épaisseur à 0,2mm de la gencive marginale à 3,6mm à 3,1mm. Valeur médiane : 2,3 et valeur moyenne : 2,4+/-0,5mm	Norme L*a*b* (Lab(Zr)-Lab(Ti)) : 27 à 0mm d'épaisseur de muqueuse, 19 à 0,5mm, 13 à 1mm, 9 à 1,5mm et 3,7 à 2mm	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	N.D.	La différence de réflexion de la lumière au niveau de la muqueuse recouvrant des piliers titane ou zircon n'est plus visible par l'œil humain au-delà d'une épaisseur de 2mm	Région antérieure, 12 des 15 implants ont reçu une greffe osseuse d'apposition, 7 implants enfouis, mesure de l'épaisseur sur le modèle en plâtre

Figure 41 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les résultats esthétiques des piliers implantaires en zircon ou en titane

#### **4.4.4.2 Les résultats esthétiques au niveau des tissus mous**

Le principal élément reproché aux piliers titane est l'apparition, dans certains cas, d'un liseré grisâtre au niveau de la muqueuse péri-implantaire marginale.

Pour évaluer l'esthétique des tissus mous, la plupart des études utilisent un outil de mesure objectif : le spectrophotomètre. Ainsi, quatre études l'utilisent pour analyser la couleur de la muqueuse : Sailer et al. en 2009, Zembic et al. en 2009, Cosgarea et al. en 2011 et Bressan et al. en 2011. Ceci permet de supprimer les variations inter-individuelles et intra-individuelles. Sans l'intervention du facteur humain, les mesures sont censées être plus fiables et reproductibles.

Les résultats de ces études sont communs : il n'y a pas de différence significative entre les piliers titane et zircone. Cependant, ils notent tous une tendance vers une moindre décoloration muqueuse avec les piliers zircone. Ils remarquent également que dans tous les cas, la muqueuse péri-implantaire apparaît différente par rapport à la gencive marginale des dents naturelles contro-latérales.

Les piliers en zircone montrent des décolorations moindres de la muqueuse péri-implantaire (différence non significative). Des études supplémentaires avec des échantillons de patients supérieurs sont nécessaires pour préciser cette conclusion.

#### **4.4.4.3 Influence des tissus mous sur le résultat esthétique**

Une autre variable étudiée dans ces études est l'épaisseur de muqueuse en regard du collet de la couronne.

Jung et al. en 2007 étudient l'impact de l'épaisseur des tissus mous sur leur couleur (étude *in vitro*). Il est le premier à les relier par une relation décroissante.

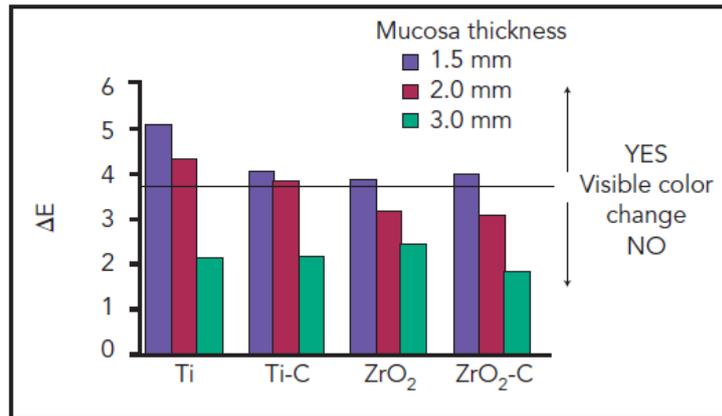


Figure 42 Histogramme illustrant les valeurs  $\Delta E$  des différents matériaux en fonction de l'épaisseur de la muqueuse. Selon Jung et al. en 2007(147)

Ils montrent qu'à partir d'une épaisseur de 3mm, les différences de couleurs entre les piliers titane et zircone ne sont plus détectables par l'œil humain. Ils ajoutent que si l'épaisseur de gencive est inférieure ou égale à 2mm, il est préférable d'utiliser des piliers zircone qui présentent moins de dyschromie gingivale.

A partir de ce constat, l'équipe de Van Brakel étudie les effets de la zircone et du titane sur la réflexion de la lumière au travers des tissus mous (92). Cette étude *in vivo* inclut 11 patients porteurs d'implants dans le secteur antérieur. Deux types de mesures sont effectuées tous les 0,2mm : mesure de l'épaisseur de la muqueuse à partir des modèles en plâtre et mesure de la couleur muqueuse par un spectrophotomètre. Les auteurs montrent alors que l'épaisseur de la muqueuse péri-implantaire augmente dans le sens corono-apical (de 1mm au collet à 3,6mm à 3,1mm du collet). Ils expliquent également qu'en deçà de 2mm d'épaisseur de muqueuse, la différence de couleur entre les piliers zircone et titane sera visible.

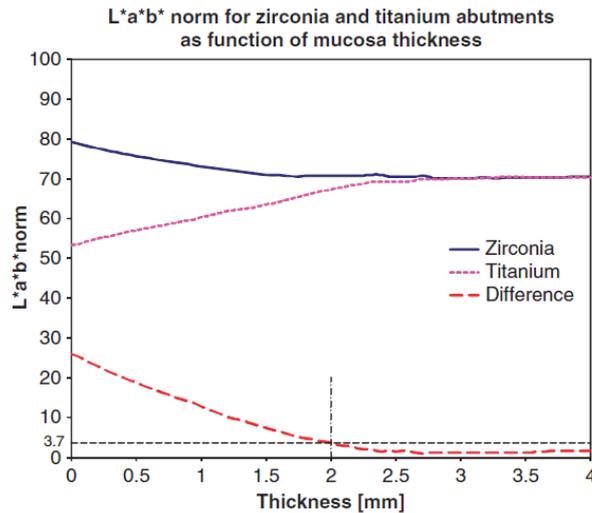


Figure 43 Normes L\*a\*b\* des piliers zircone et titane et leur différence en fonction de l'épaisseur de la muqueuse.  
Selon van Brakel et al. en 2012 (92)

Les piliers zircone semblent donc améliorer les résultats esthétiques mais ne répondent pas complètement au besoin des patients au parodonte fin. Les piliers implantaires, zircone comme titane, interrompent la transmission de la lumière. En cas de parodonte épais (supérieur à 3mm), la luminosité diminuée est compensée par l'opacité de la muqueuse. Avec une gencive fine, il n'y aura pas cette compensation et un aspect plus ou moins grisâtre persistera.

L'utilisation des piliers zircone est indiquée dès que l'épaisseur de la muqueuse péri-implantaire est inférieure à 2-3mm afin d'amoindrir l'aspect grisâtre des tissus mous marginaux.

La couleur blanche de la zircone est considérée comme étant un avantage esthétique (98,165,167,178). Néanmoins, il est considéré par certains que ces piliers zircone sont trop blancs et qu'il faudrait préférer des matériaux dont la couleur se rapproche de celle de la dent (Nakamura et al. 2010 (81)). Les résultats montrent qu'il est possible d'améliorer l'esthétique gingivale en colorant le col implantaire (154).

#### 4.4.5 La zircone colorée : une alternative ?

Afin de répondre à cette question, trois études sont à notre disposition :

- Ishikawa-Nagai et al. en 2007 (154) testent l'influence de la teinte du pilier sur le rendu esthétique des tissus mous. Dans cette étude clinique, ils insèrent des bandelettes de couleur (blanc, or, rose, rose pâle, orange et orange clair) au niveau de la muqueuse marginale supra-implantaire de quinze implants et de la gencive des dents adjacentes. Ils analysent ensuite les différences à l'aide d'un spectrophotomètre selon les normes CIE Lab. Les bandelettes roses pâles montrent le moins de différences de couleur comparé aux sites contrôles. Ils concluent qu'il est ainsi possible d'améliorer les résultats esthétiques des piliers zircone à l'aide de zircone colorée. Cependant, les conditions de l'étude sont loin des conditions cliniques (insertion de bandelettes de papier glacé) et les auteurs n'indiquent pas la nature des piliers implantaires inclus dans leur recherche.
- Dans leur étude rétrospective contrôlée de 2013, Happe et al. (153) utilisent des piliers zircone recouverts d'une couche de 2mm de céramique orange. Douze patients ont été sélectionnés *a posteriori*. Des mesures à l'aide d'un spectrophotomètre sont prises. Leurs conclusions sont que les piliers zircone colorés n'induisent pas de changement de couleur des tissus mous par rapport aux dents naturelles chez cinq patients. Ils indiquent aussi que par rapport à d'autres études, la luminosité des tissus mous semblent moins diminués lors de la mise en place de ces piliers zircone colorés.
- Enfin, Büchi et al. en 2014 (89) étudient les conséquences d'une céramique rose sur la partie trans-muqueuse de piliers zircone. Cette fois-ci, cette étude est prospective, randomisée et contrôlée. De façon similaire, les variations de couleur sont mesurées par un spectrophotomètre sur 20 patients porteurs de 20 piliers en secteur antérieur et prémolaire. Leur conclusion est opposée aux deux études précédentes. Pour ces auteurs, la mise en place d'une couche de céramique rose sur le pilier zircone n'a pas

d'impact positif sur les résultats esthétiques. Pour expliquer ce résultat, ils évoquent deux faits : le choix d'une céramique rose très translucide et une répartition inégale des patients à biotype parodontal défavorable. La céramique rose ne réfléchissait pas assez les faisceaux lumineux ce qui entraînait une diminution de la luminosité comparée au groupe contrôle.

Il semblerait logique d'utiliser l'étude de plus haut niveau de preuve selon l'ANAES pour répondre à notre problématique. Néanmoins, nous ne pouvons nous baser sur cette dernière étude pour conclure. Malgré sa conception randomisée et contrôlée, cette étude n'inclut que 20 piliers, compare des groupes différents (situation des piliers inégalement répartie (3 incisives et 7 prémolaires pour les piliers zircone colorés contre 7 incisives et 3 prémolaires pour les piliers zircone contrôles) et répartition des patients à biotype parodontaux fins déséquilibrés).

L'utilisation de piliers zircone colorés pourraient être une solution afin d'améliorer les résultats esthétiques des piliers. Cependant, les résultats retrouvés dans la littérature sont contradictoires. Des études complémentaires sont nécessaires afin de valider l'utilité de la céramique colorée sur la partie trans-gingivale des piliers zircone.

## **4.5 Au niveau des propriétés techniques**

L'essor des piliers céramiques en prothèse fixées supra-implantaire est la conséquence des améliorations des techniques de CFAO. Que les piliers soient préparés avec l'assistance de l'ordinateur ou par le prothésiste, certains impératifs sont à suivre.

Nous allons étudier dans cette partie les particularités techniques des piliers zircone par rapport aux piliers titane.

### 4.5.1 Analyse descriptive de la littérature

Même si les études évoquant ce sujet sont nombreuses (4 études sont de niveau 1 selon les critères de l'ANAES, 9 de niveau 2 et enfin 9 de niveau 4), elles n'évoquent que brièvement les complications techniques.

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve
Zembic (79)	2013	RCT	1
Gracis (10)	2012	Revue Systématique	1
Sailer (83)	2009	Revue Systématique	1
Zembic (82)	2009	RCT	1
Nothdurft (96)	2014	Etude prospective	2
Zembic (88)	2014	Etude prospective	2
Hosseini (93)	2013	RCT	2
Kim (55)	2013	Etude prospective	2
Lops (91)	2013	Etude prospective	2
Ekfeldt (107)	2011	Etude prospective	2
Hosseini (94)	2011	RCT	2
Nothdurft (97)	2010	Etude prospective	2
Glaser (98)	2004	Etude prospective	2
Varughese (101)	2012	Revue de littérature	4
Velasquez (59)	2012	Revue de littérature	4
Ekfeldt (107)	2011	Etude rétrospective	4
Gomes (50)	2011	Revue de littérature	4
Raut (179)	2011	Revue de littérature	4
Guess (60)	2012	Revue de littérature	4
Denry (130)	2008	Revue de littérature	4
Lee (131)	2008	Etude prospective	4
Manicone (42)	2007	Revue de littérature	4

Figure 44 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés techniques des piliers zircone

### 4.5.2 La préparation des piliers implantaires en zircone

Avec l'utilisation des techniques de CFAO, un pilier personnalisé peut être fabriqué soit en titane soit en céramique en fonction des besoins anatomiques et de la situation de la périphérie de la couronne (107).

#### 4.5.2.1 L'usinage des piliers en zircone

##### 4.5.2.1.1 La zircone pré-frittée et la zircone densément frittée

Il existe deux types de processus d'usinage de la zircone possible :

- à partir de blocs pré-frittés : la zircone n'est frittée que partiellement. Sa dureté lors de l'usinage est moindre mais elle nécessite une étape de frittage supplémentaire. Il est nécessaire de sur-dimensionner les pièces prothétiques car le frittage terminal réduit leur volume (environ 25% (101))
- à partir de blocs densément frittés : l'usinage se fait directement à la bonne dimension (frittage par pression isostatique à chaud)

La principale différence entre ces deux techniques est le temps d'usinage. Avec des blocs pré-frittés, ce temps est beaucoup plus important. Ceci a comme conséquence de rendre cette technique moins onéreuse : il est possible d'usiner davantage de pièces et l'usure des fraises et machines-outils est moindre (60). L'étape de frittage supplémentaire permet également de réduire le risque de propagation de fêlures de surface créées lors du fraisage (101).

Néanmoins, les blocs densément frittés ont comme avantage de présenter un joint plus précis avec l'implant étant donné que leurs variations volumétriques sont mieux contrôlées. Aujourd'hui, l'usinage des blocs pré-frittés est la méthode choisie par de nombreux fabricants (60).

#### 4.5.2.1.2 La résistance des blocs zircone

La zircone est très sensible à la température et donc aux traitements de surface produisant de la chaleur (instruments rotatifs) (144). Il faut être prudent lors de son usinage et suivre des protocoles rigoureux. Il est recommandé par les fabricants d'utiliser des fraises à grains fins et sous une irrigation abondante (7).

La dureté importante de la zircone explique ces difficultés au laboratoire. Néanmoins, cette caractéristique peut également être un avantage. Dans leur étude *in vitro* de 2012, Seol et al. (180) étudient l'effet de différents inserts ultra-soniques (métallique conventionnel, carbone et alliage de cuivre) sur différentes surfaces de matériaux (titane, or, chrome-cobalt, zircone et céramique cosmétique). Ils concluent qu'aucun type d'insert n'a créé d'altérations de surface sur la zircone. Les autres types de matériaux ont été rayés notamment par les inserts ultra-soniques métalliques.

Cette donnée est particulièrement intéressante d'un point de vue clinique. Lors des séances de maintenance ou lors du traitement de péri-implantites, le praticien pourra utiliser les inserts ultra-soniques sans craindre de rayer la surface du pilier implantaire en zircon. Comme nous l'avons vu précédemment (*cf. paragraphe 5.2.3.*), il est préférable que la surface du pilier reste la plus lisse possible afin de diminuer l'accumulation de plaque et l'inflammation.

La zircon est un matériau particulièrement dur. Sa préparation au laboratoire de prothèse est plus difficile. Néanmoins, les piliers zircon peuvent être soumis à une thérapeutique de débridement ultra-sonique sans craindre d'être rayés.

#### **4.5.3 L'épaisseur minimale des parois des piliers zircon**

Malheureusement, aucune étude clinique n'évoque ce sujet de façon précise. Il faut se contenter d'études *in vitro* pour trouver des informations :

- Adatia et coll. en 2009 : les auteurs préparent 10 piliers zircon selon différentes réductions axiales (0, 0,5 et 1mm) et leur appliquent des forces statiques angulées. Ils montrent une fracture moyenne à 429 N +/- 140. La fracture des piliers avec réduction axiale de 0,5mm est à 576 N +/- 120 et 547 +/- 139 pour les piliers avec réduction axiale d'1mm. Ils concluent que la réduction axiale n'affecte pas la résistance à la fracture de façon significative (181).
- Att et coll. en 2012 : à partir de 64 piliers (en titane et en zircon), les auteurs étudient l'influence de différentes épaisseurs de préparation (0,8 et 1 mm) sur leur résistance en statique et dynamique. Leurs résultats ne montrent pas de différence statistiquement significative entre les différents groupes (résistances à la fracture : groupe Titane : 500–504; groupe Zircon-0,8mm : 487–491; groupe Zircon-0,8-1mm : 490-451; et groupe Zircon-1mm : 519-480)) (143).

Deux revues de littérature de faible niveau de preuve énoncent une épaisseur de paroi minimale pour les piliers zircon : Denry et Kelly en 2009 (130) et Blatz et al. en 2009 (182). Ces deux articles sont pris comme référence dans la conception de deux études de niveau de preuve scientifique : Zembic et al. en 2014 (88) et Zembic et al. en 2013 (79). Pour Denry et

Kelly, l'épaisseur minimale des piliers zircone est de 0,5 mm et pour Blatz et al., elle est de 0,7mm. Le risque de concevoir des piliers avec des épaisseurs moindres est la déformation.

Il est nécessaire que les piliers en zircone conservent une épaisseur d'au moins 0,5mm afin d'éviter tout risque de déformation.

#### **4.5.4 Le comportement de l'interface pilier-implant**

Nous avons vu précédemment que la zircone est un matériau particulièrement dur par rapport au titane (*cf. Fig. 21*). Or il existe une surface de contact entre le titane et la zircone : la jonction entre le col implantaire et la base du pilier en zircone. De la même façon, il faut se contenter d'études *in vitro* pour réellement étudier le phénomène d'usure à ce niveau.

Trois études récentes évoquent ce point :

- Klotz et al. en 2011 (183) : sur des implants positionnés dans des blocs de résine, deux piliers zircone et deux piliers titane sont vissés et soumis à des forces cycliques non axées (un million de cycles). A différents intervalles, les piliers sont examinés au microscope électronique à balayage afin de mesurer l'aire de transfert du titane du col implantaire aux piliers. Ils constatent que les piliers zircone augmentent de façon statistiquement significative l'usure des cols implantaires notamment dans les 250000 premiers cycles.
- Stimmelmayer et al. en 2012 (184): de la même façon, trois piliers zircone et trois piliers titane sont vissés sur des implants. Ils sont soumis à des forces de deux axes différents durant 1200000 cycles. Au début et au terme de l'expérimentation, les piliers sont étudiés et comparés au microscope électronique à balayage et au micro-scanner. Aucun dévissage ou fracture n'est constaté. De façon statistiquement significative, les piliers zircone usent plus les cols implantaires que les piliers titane.
- Cavusoglu et al. en 2014 (185) : cette fois-ci les auteurs utilisent 5 piliers zircone et 5 piliers titane de contrôle. Les piliers sont vissés sur des implants inclus dans des blocs métalliques et sont les supports d'armatures en zircone usinées par CFAO. Les forces exercées sur les piliers sont axiales et latérales. 500 000 cycles sont exercés. A la fin de l'étude, les piliers/implants sont coupés et étudiés au microscope électronique à

balayage. Ils concluent également qu'aucun dévissage ou fracture n'est constaté. Les piliers zircone déforment davantage les cols implantaires que les piliers titane.

Cette spécificité pourrait ainsi expliquer la zone de fragilité des piliers zircone. Dans le paragraphe 5.3.3.1.3., nous avons vu que ces piliers ont tendance à se fracturer au niveau de la connexion interne du pilier. Cette zone est particulièrement sujette à l'usure puisque la surface de contact entre le titane et la zircone y est maximale. Cette usure diminue le phénomène d'écrouissage et augmentent les micro-mouvements à l'origine de contraintes mécaniques délétères et responsables de la fracture.

Afin de remédier à cette problématique, les fabricants ont mis sur le marché des piliers hybrides avec une embase métallique. Ceci a pour avantage de conserver les propriétés de la zircone dans les partie trans et supra-gingivales tout en gardant une interface pilier métal – implant métal. Dans son étude clinique randomisée et contrôlée, Zembic et al. en 2013 (79) expliquent que les piliers zircone à connexion interne avec embase métallique semblent plus résistants que les piliers tout zircone. Nous noterons cependant, une fracture d'un pilier zircone avec embase métallique dans la partie rétrospective de l'étude d'Ekfeldt et al. en 2011 (107) (niveau 4 selon l'ANAES).

Les piliers tout zircone provoquent plus d'usure des cols implantaires que les piliers titane. Pour remédier à ce problème, il est recommandé de préférer des piliers zircone avec embase métallique.

---

## 5 Conclusions

De nos jours, les traitements prothétiques ne doivent plus être uniquement fonctionnels mais aussi esthétiques. L'exigence des praticiens et des patients augmentent parallèlement à l'amélioration des techniques.

Dans ce travail, nous avons cherché à faire le point de la littérature entre 2004 à 2015 sur les piliers implantaire en zircone. Elaborés pour répondre à une demande esthétique, satisfont-ils réellement l'ensemble des critères requis lors de la conception d'un pilier implantaire pérenne.

Nous avons pu voir qu'en comparaison avec les piliers standards en titane, les piliers implantaires en zircone présentent certaines caractéristiques :

- Au niveau des propriétés physiques :
  - Le titane pourrait être à l'origine du relargage de produits de dégradations allergisants. Aucune étude n'évoque à ce jour ce phénomène avec la zircone.
- Au niveau des propriétés biologiques :
  - Il n'y a pas de différence significative d'adhésion bactérienne sur ces deux matériaux
  - Plus le pilier implantaire présente une surface lisse moins il y a de risque d'accumulation de plaque et d'inflammation
  - Les piliers zircone n'augmenteraient pas de façon significative le risque de récession
  - La réponse biologique des tissus mous péri-implantaires serait équivalent autour des piliers zircone et titane
- Au niveau des propriétés mécaniques :
  - Les taux de survie des piliers implantaire zircone ou titane sont équivalents à 5 ans.
  - Aucune fracture des piliers zircone n'a été observé dans les différentes inclus
- Au niveau des propriétés esthétiques :
  - L'ensemble couronne céramo-céramique et pilier zircone montre les meilleurs résultats esthétiques pour les praticiens et les patients. Cependant, cette différence n'est pas statistiquement significative.

- Les piliers zircone induiraient également moins de décolorations des tissus mous péri-implantaires
- Les piliers zircone sont indiqués dès que la muqueuse péri-implantaire a une épaisseur inférieure à 2mm
- Les piliers zircone colorés n'ont pas encore montré de résultats esthétiques améliorés
- Au niveau des propriétés techniques :
  - Le travail des piliers zircone est plus fastidieux au laboratoire de prothèse
  - Les piliers zircone résistent aux inserts ultra-soniques sans être rayés contrairement aux piliers titane
  - L'interface implant titane-pilier zircone s'use plus. Il est recommandé de préférer des piliers zircone avec une embase titane.

Sur ce sujet, de nombreuses études de haut niveau de preuve ont été publiées : 11 études de niveau 1 selon l'ANAES, 18 études de niveau 2. Il faut néanmoins remarquer que parmi ces études, un certain nombre sont en fait la suite d'une étude princeps (Zembic (79)(82) et Sailer(15), Nothdurft (96), Hosseini (93)). Cela restreint le nombre d'études réellement originales concernant les piliers implantaires en zircone. Deux études de niveau 1 et une étude de niveau 2 selon l'ANAES ont une durée de suivi considérée de « long-terme » (Zembic 2013, Zembic 2014 et Lops 2014). Elles concluent toutes les trois sur un taux de survie des piliers implantaires comparables aux piliers titane. En y regardant de plus près, on constate cependant, que les échantillons sélectionnés sont relativement faibles : 31 pour l'étude de Zembic et al. en 2014, 37 pour Lops et al. en 2014 et 20 pour Zembic et al. en 2013.

De plus, il manque de standardisation dans la mesure des différents paramètres étudiés. Cette hétérogénéité est particulièrement flagrante dans l'étude des propriétés esthétiques ce qui ne permet pas de conclure de façon franche sur ces problématiques. Enfin, dans aucune des études incluses, il n'est évoqué le contexte occlusal des restaurations implanto-portées. Cette information est particulièrement importante dans l'analyse de la survie des prothèses implanto-portées. Deux informations sont importantes à connaître : le type de dent antagoniste (naturelle, implanto-portée ou supportée par une prothèse amovible) et les contacts lors des mouvements d'entrée ou de sortie de cycles masticatoires. Les forces

subies seront alors très différentes et influenceront fortement la pérennité de la prothèse implanto-portée.

Enfin une dernière donnée intéressante pour le praticien, est la garantie des piliers par les fabricants. Deux des plus grandes entreprises commercialisant des solutions implantaire diminuent la durée de garantie en fonction du type de piliers. Nobel Biocare® diminue à 5 ans sa garantie pour les piliers implantaires personnalisés de type Procera et Straumann® garantie les piliers zircone 5 ans et les piliers métalliques 10 ans.

Les piliers implantaires en zircone montrent pour l'instant de bons résultats en termes de biocompatibilité et de comportements biologique, mécanique et esthétique. Des études supplémentaires sont cependant nécessaires pour conclure de façon nette quant à leur utilisation dans les secteurs antérieurs mais aussi latéraux appartenant au champ du sourire.

---

## Liste des abréviations

CFAO : Conception Fabrication Assistée par Ordinateur

ISO : International for Standardization Organization

LTD : Low Temperature Degradation

MEB : Microscope Electronique à Balayage

PSZ : Zircone Partiellement Stabilisée

TZP : Zircone Partiellement stabilisée en phase Tétraogonale

---

## Annexes

### Annexe 1 : les critères de succès en implantologie selon Albrektsson (4)

- mobilité de l'implant isolé, non relié, ne dépassant pas la marge de 50  $\mu$  lors de l'appréciation de la mobilité, telle que définie en clinique dentaire humaine
- absence de zones radio-claires autour de l'implant, sur un cliché rétro-alvéolaire de bonne qualité, exempt de distorsion, présentant une définition suffisante
- perte osseuse marginale inférieure à 0,2 mm entre 2 examens espacé d'1 an, après la perte survenant au cours de la première année de mise en fonction de l'implant, au plus égale à 1,5 mm
- absence de signes cliniques subjectifs et objectifs persistants et/ou irréversibles, tels douleur, infection, nécrose tissulaire, paresthésie ou anesthésie de la zone implantée, communication bucco-sinusienne ou bucco-nasale, effraction du canal dentaire inférieur
- 85% de taux de réussite à 5 ans et 80% à 10 ans paraissent les conditions minimales pour parler de technique à succès, en fonction des critères précédemment définis. Les auteurs insistent sur la nécessité du maintien des résultats sur le long terme.

## Annexe 2 : Tableau périodique des éléments de Mendeleïev : le zirconium et le titane appartiennent à la colonne IVa

**Tableau périodique des éléments**

Groupe → 1 2 13 14 15 16 17 18  
 Période IA IIA IIIA IVA VA VIA VIIA VIIIA  
 1 hydrogène 1 H 1,00794 hélium 2 He 4,002602  
 2 lithium 3 Li 6,941 béryllium 4 Be 9,012182 bore 5 B 10,811 carbone 6 C 12,0107 azote 7 N 14,00674 oxygène 8 O 15,9994 fluor 9 F 18,9984032 néon 10 Ne 20,1797  
 3 sodium 11 Na 22,98976928 magnésium 12 Mg 24,3050 aluminium 13 Al 26,9815386 silicium 14 Si 28,0855 phosphore 15 P 30,973762 soufre 16 S 32,066 chlore 17 Cl 35,4527 argon 18 Ar 39,948  
 4 potassium 19 K 39,0983 calcium 20 Ca 40,078 scandium 21 Sc 44,95591 titane 22 Ti 47,867 vanadium 23 V 50,9415 chrome 24 Cr 51,9961 manganèse 25 Mn 54,938045 fer 26 Fe 55,845 cobalt 27 Co 58,933195 nickel 28 Ni 58,6934 cuivre 29 Cu 63,546 zinc 30 Zn 65,39 gallium 31 Ga 69,723 germanium 32 Ge 72,61 arsenic 33 As 74,92160 sélénium 34 Se 78,96 tellure 35 Te 127,60 brome 36 Br 79,904 krypton 36 Kr 83,80  
 5 rubidium 37 Rb 85,4678 strontium 38 Sr 87,62 yttrium 39 Y 88,90585 zirconium 40 Zr 91,224 niobium 41 Nb 92,90638 molybdène 42 Mo 95,94 technétium 43 Tc 97,9072 ruthénium 44 Ru 101,07 rhodium 45 Rh 102,90550 palladium 46 Pd 106,42 argent 47 Ag 107,8682 cadmium 48 Cd 112,411 indium 49 In 114,818 étain 50 Sn 118,710 antimoine 51 Sb 121,760 iode 53 I 126,90447 xénon 54 Xe 131,29  
 6 césium 55 Cs 132,9054519 baryum 56 Ba 137,327 lanthane 57 La 138,90547 cerium 58 Ce 140,116 praséodyme 59 Pr 140,90765 néodyme 60 Nd 144,242 prométhium 61 Pm [144,9127] samarium 62 Sm 150,36 europium 63 Eu 151,964 gadolinium 64 Gd 157,25 terbium 65 Tb 158,92535 dysprosium 66 Dy 162,500 holmium 67 Ho 164,93032 erbium 68 Er 167,259 thulium 69 Tm 168,93421 ytterbium 70 Yb 173,04 lutécium 71 Lu 174,967  
 7 francium 87 Fr [223,0197] radium 88 Ra [226,0254] actinides 89-103 rutherfordium 104 Rf [261,108] dubnium 105 Db [262,1144] seaborgium 106 Sg [266,1219] bohrium 107 Bh [264,1247] hassium 108 Hs [269,1341] meitnerium 109 Mt [268,1388] darmstadtium 110 Ds [272,1463] roentgenium 111 Rg [272,1535] copernicium 112 Cn [277] ununtrium 113 Uut [284] flerovium 114 Fl [289] ununpentium 115 Uup [288] livermorium 116 Lv [292] ununseptium 117 Uus [292] ununoctium 118 Uuo [294]

métaux alcalins alcalino-terreux lanthanides actinides métaux de transition métaux pauvres métalloïdes non-métaux halogènes gaz nobles  
 primordial désintégration d'autres éléments synthétique

## Annexe 3 : Tableau récapitulatif des articles inclus

Auteur	Année	Type d'étude	Niveau de preuve	issue
Abt	2012	Cochrane	1	Pubmed
Cosgarea	2014	RCT	1	Recherche manuelle
Zembic	2013	RCT	1	Pubmed
Sailer	2009	RCT	1	Pubmed
Zembic	2009	RCT	1	Pubmed
Bidra	2013	Revue Systématique	1	Pubmed
Gracis	2012	Revue Systématique	1	Pubmed
Nakamura	2010	Revue Systématique	1	Pubmed
Sailer	2009	Revue Systématique	1	Pubmed
Linkevicius	2008	Revue Systématique	1	Pubmed
Teughels	2006	Revue Systématique	1	Recherche manuelle
do Nascimento	2014	Etude prospective	2	Pubmed
Nothdurft	2014	Etude prospective	2	Recherche manuelle
van Brakel	2014	Etude prospective	2	Pubmed
Zembic	2014	Etude prospective	2	Recherche manuelle
Kim	2013	Etude prospective	2	Recherche manuelle

Lops	2013	Etude prospective	2	Recherche manuelle
do Nascimento	2012	Etude prospective	2	Pubmed
van Brakel	2012	Etude prospective	2	Pubmed
Vanlioglu	2012	Etude prospective	2	Recherche manuelle
Bressan	2011	Etude prospective	2	Pubmed
Ekfeldt	2011	Etude prospective	2	Recherche manuelle
van Brakel	2011	Etude prospective	2	Pubmed
van Brakel	2011	Etude prospective	2	Pubmed
Nothdurft	2010	Etude prospective	2	Recherche manuelle
Glaser	2004	Etude prospective	2	Pubmed
Rimondini	2002	Etude prospective	2	Recherche manuelle
Büchi	2014	RCT	2	Recherche manuelle
Hosseini	2011	RCT	2	Pubmed
Salihoglu	2011	RCT	2	Pubmed
Yamane	2013	Etude prospective	4	Recherche manuelle
Lee	2008	Etude prospective	4	Pubmed
Canullo	2007	Etude prospective	4	Pubmed
Rompen	2007	Etude prospective	4	Pubmed
Happe	2013	Etude rétrospective	4	Pubmed
Ekfeldt	2011	Etude rétrospective	4	Recherche manuelle
Ishikawa-Nagai	2007	Etude rétrospective	4	Pubmed
de Madeiros	2013	Revue de littérature	4	Pubmed
Gracis	2013	Revue de littérature	4	Pubmed
Ellingsen	2012	Revue de littérature	4	Recherche manuelle
Gotfredsen	2012	Revue de littérature	4	Recherche manuelle
Rompen	2012	Revue de littérature	4	Pubmed
Varughese	2012	Revue de littérature	4	Recherche manuelle
Velasquez	2012	Revue de littérature	4	Recherche manuelle
Gomes	2011	Revue de littérature	4	Pubmed
Raut	2011	Revue de littérature	4	Pubmed
Guess	2010	Revue de littérature	4	Pubmed
Lughi	2010	Revue de littérature	4	Recherche manuelle
Ozkurt	2010	Revue de littérature	4	Pubmed
Denry	2008	Revue de littérature	4	Pubmed
Manicone	2007	Revue de littérature	4	Pubmed

#### Annexe 4 : Tableau récapitulatif des biais rencontrés lors de la lecture des articles inclus

##### RCT

	Biais de sélection	Biais d'information	Biais d'analyse
Büchi 2014	Aucune information sur l'échantillon à part les critères d'inclusion et d'exclusion	Sites implantés et biotypes parodontaux déséquilibrés entre les groupes	Faible échantillon
Cosgarea 2014	Secteur latéral principalement mandibulaire pour évaluation esthétique		
Hosseini 2011	Que des prémolaires Design combiné : split-mouth et groupes parallèles Présence de deux piliers en or parmi les piliers métalliques	Mesures radiographiques sans mordue occlusal pour la prise de radiographie Combien d'examineurs ?	
Sailer 2009	Echantillon relativement faible : 22		
Salihoglu 2011	Echantillon faible : 12 patients / 24 implants	Suivi à 5 semaines uniquement	
Zembic 2009	Echantillon relativement faible : 22 2 perdus de vue		
Zembic 2013	Echantillon relativement faible : 22 4 patients perdus de vue		

##### Revue Systématique

	Biais de sélection	Biais d'information	Biais d'analyse
Abt 2012 (Cochrane)			
Bidra 2013		2 examinateurs indépendants	N'évoque pas les faiblesses des études citées
Gracis 2012			
Linkevicius 2008		Peu de caractères communs entre les études	N'évoque pas les faiblesses des études citées
Nakamura 2010	Utilise également des études in vitro, animales dans son analyse		
Sailer 2009			
Teughels 2006	N'indiquent pas les critères d'inclusion et d'exclusion	Peu de caractères communs entre les études	N'évoque pas les faiblesses des études citées

## Etudes Prospectives

	Biais de sélection	Biais d'information	Biais d'analyse
Bae 2009	Pas de groupe contrôle Sites étudiés hétérogènes Restaurations unitaires ou plurales Reproductibilité des préparations des piliers ?	Evoquent l'importance de l'esthétique mais ne l'évaluent pas Paramètres d'acquisition des radiographies imprécis Absence des paramètres occlusaux	Données regroupées ou réparties en fonction de l'arcade et non du site Pas de contrôle
Bressan 2011	Aucune information sur l'échantillon à part les critères d'inclusion et d'exclusion	Mesure de l'épaisseur des tissus mous sur le modèle en plâtre (fausse gencive) N'évoque pas si la dent de la zone contrôle est restaurée ou non	
Canullo 2007	Piliers mis en place en fonction de la profondeur du col implantaire	N'indiquent pas les observateurs Pas de groupe contrôle	N'indiquent pas si perdus de vue
Do Nascimento 2012	6 jeunes hommes âgés de 21 à 27 ans (moyenne 24 ans)	Disques insérés sur une gouttière pendant un jour : pas les réelles conditions des piliers supra-implantaires	24 échantillons, 6 patients : taille de l'échantillon faible
Do Nascimento 2014	6 participants étudiants en dentaire : biais de sélection et nombre insuffisant	PCR quantitative : faible sensibilité	
Eckfeldt 2011	Quel site dentaire ?		Evaluation du scoring esthétique par un unique examinateur
Glauser 2004	8 patients sur 27 perdus de vue	Comparaison à la dent controlatérale	
Kim 2013	Manque de données sur la population étudiée	20 restaurations perdues de vue comptées comme en « survie »	
Lee 2008	Echantillon relativement faible Pas de contrôle Multiples interventions : greffe d'apposition, mise en charge immédiate, piliers zirconie	Quels index/score utilisé pour juger des critères esthétiques Evoquent uniquement les fractures et le dévissage mais pas les complications biologiques ou techniques (chipping)	Aucune valeur numérique, uniquement des photographies de deux cas sur 9
Lops 2013	Intégration des patients rétrospective Absence de randomisation 4 perdus de vue sur 85 patients		

Nothdurft 2010	Absence d'information sur l'âge et le genre des participants		
Rimondini 2002	10 jeunes âgés de 20 à 23 ans avec une très bonne hygiène orale	Disques insérés sur une gouttière pendant un jour : pas les réelles conditions des piliers supra-implantaires	
Rompen 2007	Pas de contrôles, pas de randomisation Présence de patients fumeurs : quelle quantité ?	Uniquement deux examinateurs au maximum pour évaluer le score esthétique Echelle d'évaluation esthétique pas assez précise	
Van Brakel 2011 « The effect of Zirconia [...] »		Mesure de l'épaisseur de la muqueuse au niveau du plâtre Manque de recalibrage lors de la prise des images hyper-spectrales	
Van Brakel 2011 « Early bacterial colonization [...] »	Split-mouth	Manque de précision au niveau des outils d'études de la santé des tissus mous 3 mois : pourquoi pas plus longtemps ?	N'indiquent pas si restauration (PAT implanto-stabilisée) pendant les trois mois d'observation
Van Brakel 2012	Split-mouth	Evaluation à l'aveugle	Echantillon insuffisant (17 alors que d'après les calculs statistiques, il aurait fallu 3000 patients)
Van Brakel 2014	Randomisation Gauche droite intra-individu	Aucune information sur les opérateurs et les examinateurs	
Vanlioglu 2012	2 types d'implants, 2 types de piliers Pas de sex ratio Manque d'information sur la présence de chirurgies pré-implantaires et sur la répartition des piliers	Manque de précision sur le questionnaire, les expérimentateurs	
Yamane 2013	10 perdus de vue sur 30 participants		Grande variation inter-individuelle
Zembic 2014	11 patients perdus de vue sur 27		

## Etudes rétrospectives

	Biais de sélection	Biais d'information	Biais d'analyse
Ekfeldt 2011	Quel site dentaire ?		
Happe 2011		Combien d'expérimentateurs ? Pas de contrôle avec des piliers sans couche de céramique fluorescente	
Ishikawa-Nagai 2007	N'indique pas le type de restaurations et de piliers		
Machtei 2006	2 fumeurs sélectionnés : quelle consommation de tabac ? Quelle localisation des implants ?	Utilisation de panoramiques pour la mesure de la perte de niveau osseux Quand indice de Ramfjord manque, prise en compte de la dent homologue Combien d'examineurs ?	Ecart-types importants au niveau des indices de plaque et des indices gingivaux
Park 2007	N'indique pas le type de restaurations et de piliers		

## Revue de littérature

	Biais de sélection	Biais d'information	Biais d'analyse
Bidra 2013			Critique peu la validité des études
Denry 2008	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne commente pas les biais possibles	Evoque des études qui peuvent être biaisées
Ellingsen 2012	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion		
Godfredsen 2012	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion Très peu d'études incluses	Ne critique pas la validité des études citées	
Gomes 2011	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne commente pas les biais possibles Evoque des études étudiant uniquement des piliers en alumine pour traiter des piliers zirconie	Evoque des études qui peuvent être biaisées
Gracis 2013	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion Peu d'études évoquées et avec des échantillons faible et une durée de suivi courte		
Guess 2010	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne commente pas les biais possibles	Evoque des études qui peuvent être biaisées

Linkevicius 2008	Incorpore les études animales et <i>in vitro</i>		Critique peu la validité des études. Ne donnent pas les résultats
Lughi 2010	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Pas de critique de la validité des articles	Evoque des études qui peuvent être biaisées
Manicone 2007	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne commente pas la validité des études citées	
Ozkurt 2010		Ne commente pas la validité des études citées	L'article évoque un taux de survie à 100% dans l'article de Glauser alors que ce dernier évoque deux dévissages dans son article original
Raut 2011	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne critique pas la validité des études citées	
Rompen 2012	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne commente pas les biais possibles	Evoque des études qui peuvent être biaisées
Teughels 2006	Manque de précision	Pas d'information sur les impacts des matériaux utilisés	Critique peu la validité des résultats énoncés
Varughese 2012	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion	Ne critique pas la validité des études citées	
Velasquez 2012	Ne décrit pas ses critères d'inclusion et d'exclusion		

---

## Table des illustrations

Figure 1 Les différents éléments d'une prothèse implantaire (implant à connexion externe)	16
Figure 2 Les différentes interfaces du pilier implantaire .....	18
Figure 3 Illustration des différents types de connexion. A gauche et au centre : connexion interne. A droite : connexion externe.....	19
Figure 4 Pilier de gauche non indexé. Pilier de droite indexé.....	19
Figure 5 Complications pouvant faire suite à une mauvaise évaluation des contraintes occlusales .....	20
Figure 6 : De gauche à droite : pilier UCLA en or, pilier préfabriqué à hexagone interne, pilier préfabriqué à octogone interne, pilier ceraOne®. Extrait de l'article de R.R. Jesus Tavares et al. en 2011(14).....	21
Figure 7 Exemple de piliers usinés par CFAO : Nobel Procera® Abutment.....	22
Figure 8 Mise en parallèle des complexe dento-gingival et muco-péri-implantaire .....	23
Figure 9 Tableau comparatif des différentes structures composant les tissus mous péri-dentaires et peri-implantaire .....	24
Figure 10 A gauche, le pilier répond au concept de "platform switching", la zone inflammatoire est déplacée vers l'intérieur du col implantaire. A droite, la zone inflammatoire se retrouve au niveau de la première spire de l'implant .....	25
Figure 11 : le dioxyde de titane peut être retrouvé sous différentes formes dans la nature : de gauche à droite : l'illménite, le rutile et l'anatase.....	26
Figure 12 Tableau récapitulatif des propriétés physiques et mécaniques du titane.....	26
Figure 13 Graphiques représentant à gauche les conséquences sur la viabilité cellulaire de poudres élémentaires (dont celle du titane) et à droite la viabilité cellulaire en présence de poudres agglomérées. Le titane en poudre diminue de façon statistiquement significative la viabilité cellulaire. ....	28
Figure 14 Prothèse en porcelaine équipée de supports pour ressorts de sustentation du XVIIIème siècle .....	28
Figure 15 Analyse au microscope électronique à balayage d'une céramique : deux phases se distinguent, la phase vitreuse amorphe et la phase cristalline organisée. Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou. ....	29

Figure 16 Classification des céramiques tirée des Dossiers de l'ADF, Les céramo-céramiques, S.PERELMUTER et coll. (2011) (35).....	30
Figure 17 R.H. Hannink à gauche sur la photographie.....	31
Figure 18 Les différents états cristallins de la zircone en fonction de la température. Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou. ....	32
Figure 19 Schématisation de la transformation de phase de cristaux en présence d'une contrainte (ici, la propagation d'une fissure). Tirée de Les céramiques, cours SFBD de J.Dejou. ....	34
Figure 20 Schématisation du phénomène de "Dégradation à basse température".....	36
Figure 21 Observation de la transformation t→m au microscope électronique à balayage ..	37
Figure 22 Tableau récapitulatif des caractéristiques de la zircone et du titane.....	38
Figure 23 Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques de la zircone et de l'alumine .....	39
Figure 24 Flowchart de la recherche systématique effectuée sur le sujet .....	42
Figure 25 Bilan de l'analyse de la littérature : répartition des types d'articles inclus .....	43
Figure 26 Grade des recommandations selon l'ANAES.....	43
Figure 27 Répartition des articles selon les niveaux de preuve de l'ANAES .....	44
Figure 28 Nombre d'articles sur le sujet en fonction de l'année .....	45
Figure 29 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés physiques des piliers zircone. ....	47
Figure 30 Formation de la couche de dioxyde de titane à la surface du titane qui atteint 20-100 Å après une seconde en présence d'air ou de fluide biologique(65) .....	49
Figure 31 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés biologiques des piliers zircone .....	53
Figure 32 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant l'adhésion bactérienne sur les piliers implantaires en zircone ou en titane .....	57
Figure 33 Exemple de gouttière utilisée dans l'étude de Do Nascimento et coll. en 2013 .....	58
Figure 34 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les récessions pour les piliers implantaires en zircone ou en titane. mMM : distance moyenne entre la muqueuse marginale et le collet de la couronne.....	64
Figure 35 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les complications biologiques des piliers implantaires en zircone ou en titane. mPI : modified Plaque Index, sGI : Simplified Gingival Index, mMBL : mean Marginal Bone Loss .....	68

Figure 36 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés mécaniques des piliers zircone .....	71
Figure 37 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les taux de survie des implants, des piliers et des couronnes supra-implantaires en zircone ou en titane .....	74
Figure 38 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les complications mécaniques des piliers implantaires en zircone ou en titane.....	78
Figure 39 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés esthétiques des piliers zircone .....	85
Figure 40 Schématisation de l'"effet parasol" de Magne. En haut : infrastructure prothétique opaque recouvrant l'ensemble de la préparation : les rayons incidents ne sont pas réfléchis au travers de la racine. En bas : la limite de l'infrastructure laisse passer les rayons lumineux qui se réfléchissent au niveau des tissus mous avoisinants. Tiré de l'article de Magne et coll. en 1999.....	86
Figure 41 Tableau récapitulatif des études chez l'homme étudiant les résultats esthétiques des piliers implantaires en zircone ou en titane .....	94
Figure 42 Histogramme illustrant les valeurs $\Delta E$ des différents matériaux en fonction de l'épaisseur de la muqueuse. Selon Jung et al. en 2007(147) .....	96
Figure 43 Normes $L^*a^*b^*$ des piliers zircone et titane et leur différence en fonction de l'épaisseur de la muqueuse. Selon van Brakel et al. en 2012 (92).....	97
Figure 44 Résumé des articles publiés à ce jour évoquant les propriétés techniques des piliers zircone .....	100

---

## Bibliographie

1. Van der Geld P, Oosterveld P, Kuijpers-Jagtman AM. Age-related changes of the dental aesthetic zone at rest and during spontaneous smiling and speech. *Eur J Orthod* 2008;30(4):366-73.
2. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977;16 (Suppl.):1-132.
3. Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983;50(3):399-410.
4. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1986;1(1):11-25.
5. Takeshita F, Suetsugu T, Asai Y, Nobayashi K. Various designs of ceramometal crown for implant restorations. *Quintessence Int* 1985 1997;28(2):117-20.
6. Gonzalez J, Giraud-Gonzalez L. Prothèse scellée en implantologie, Généralités et évolution des formes cliniques. *Stratégie Prothétique* 2013;13(3):??
7. Rhein A, Schouver J. Le pilier implantaire : un challenge bio-esthétique. *Stratégie Prothétique* 2013;13(2): 133-141.
8. Fauroux M-A, Anxionnat C, Biens C, Mechali M, Romieu O, Torres J-H. Comparison of leakage at the implant to abutment connection in several implants types using a gas flow method. *Rev Stomatol Chir Maxillo-Faciale Chir Orale* 2014;115(2):74-8.
9. Chae S-W, Kim Y-S, Lee Y-M, Kim W-K, Lee Y-K, Kim S-H. Complication incidence of two implant systems up to six years: a comparison between internal and external connection implants. *J Periodontal Implant Sci* 2015;45(1):23-9.
10. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res* 2012;23 (Suppl. 6):202-16.
11. Van der Bilt A, Burgers M, van Kampen FMC, Cune MS. Mandibular implant-supported overdentures and oral function. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(11):1209-13.
12. Shimada A, Yamabe Y, Torisu T, Baad-Hansen L, Murata H, Svensson P. Measurement of dynamic bite force during mastication. *J Oral Rehabil* 2012;39(5):349-56.
13. Takaki P, Vieira M, Bommarito S. Maximum bite force analysis in different age groups. *Int Arch Otorhinolaryngol* 2014;18(3):272-6.

14. Jesus Tavarez RR de, Bonachela WC, Xible AA. Effect of cyclic load on vertical misfit of prefabricated and cast implant single abutment. *J Appl Oral Sci Rev FOB* 2011;19(1):16-21.
15. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Siegenthaler D, Holderegger C, Hämmerle CHF. Randomized controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for canine and posterior single-tooth implant reconstructions: preliminary results at 1 year of function. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(3):219-25.
16. Faot F, Suzuki D, Senna PM, da Silva WJ, de Mattias Sartori IA. Discrepancies in marginal and internal fits for different metal and alumina infrastructures cemented on implant abutments. *Eur J Oral Sci* 2015;123(3):215-9.
17. Kim Y-S, Shin S-Y, Moon S-K, Yang S-M. Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: a multiple regression analysis. *Acta Odontol Scand* 2015;73(1):38-47.
18. Gouët E, Azria D, Amzalag J, Amzalag A. Codes de la réussite en implantologie orale. Paris Med'com; 2012
19. Sculean A, Gruber R, Bosshardt DD. Soft tissue wound healing around teeth and dental implants. *J Clin Periodontol* 2014;41 (Suppl 15):S6-22.
20. Glauser R, Schüpbach P, Gottlow J, Hämmerle CHF. Periimplant soft tissue barrier at experimental one-piece mini-implants with different surface topography in humans: A light-microscopic overview and histometric analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7 (Suppl 1):S44-51.
21. Listgarten MA, Lang NP, Schroeder HE, Schroeder A. Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants. *Clin Oral Implants Res* 1991;2(3):1-19.
22. Schupbach P, Glauser R. The defense architecture of the human periimplant mucosa: a histological study. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S15-25.
23. Ericsson I, Lindhe J. Probing depth at implants and teeth. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 1993;20(9):623-7.
24. Comut AA, Weber HP, Shortkroff S, Cui FZ, Spector M. Connective tissue orientation around dental implants in a canine model. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(5):433-40.
25. Buser D, Weber HP, Donath K, Fiorellini JP, Paquette DW, Williams RC. Soft tissue reactions to non-submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Periodontol* 1992;63(3):225-35.
26. Moon IS, Berglundh T, Abrahamsson I, Linder E, Lindhe J. The barrier between the keratinized mucosa and the dental implant. An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 1999;26(10):658-63.

27. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I. The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 1994;21(3):189-93.
28. Giovannoli JL, Koskas HS. Periodontology and remodeling of peri-implant tissue. *J Parodontol* 1991;10(2):111-3.
29. Broggin N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, et al. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82(3):232-7.
30. Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2000;71(9):1412-24.
31. Branemark PI, Breine U. Formation of bone marrow in isolated segment of rib periosteum in rabbit and dog. *Blut* 1964;10:236-52.
32. Chaturvedi TP. An overview of the corrosion aspect of dental implants (titanium and its alloys). *Indian J Dent Res Off Publ Indian Soc Dent Res* 2009;20(1):91-8.
33. Lee J-J, Song K-Y, Ahn S-G, Choi J-Y, Seo J-M, Park J-M. Evaluation of effect of galvanic corrosion between nickel-chromium metal and titanium on ion release and cell toxicity. *J Adv Prosthodont* 2015;7(2):172-7.
34. Li Y, Wong C, Xiong J, Hodgson P, Wen C. Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements. *J Dent Res* 2010;89(5):493-7.
35. Association Dentaire Française. Les céramo-céramiques. Les dossiers de l'ADF. Paris : ADF, 2005.
36. Kappert HF. Dental materials: new ceramic systems. *Trans Acad Mater* 2002;(9):180-99.
37. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic Steel ? *Nature* 1975;258:703-4.
38. Lugh V, Sergio V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater* 2010;26(8):807-20.
39. Lawson S. Environmental degradation of zirconia ceramics. *J Eur Ceram Soc* 1995;15:485-502.
40. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92(9):1901-20.
41. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20(1):1-25.
42. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-26.

43. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics* 1981;3-4:489-95.
44. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289-98.
45. Lange F. Transformation toughening. Part 3. Experimental observations in the ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> system. *J Mater Sci* 1982;17(1):240-6.
46. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K. Role of H<sub>2</sub>O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 1987;(6):465-7.
47. Zhu W. Grain size dependence of the transformation temperature of tetragonal to monoclinic phase in ZrO<sub>2</sub>(Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) ceramics. *Ceram Int* 1996;22:389-95.
48. Keuper M, Eder K, Berthold C, Nickel KG. Direct evidence for continuous linear kinetics in the low-temperature degradation of Y-TZP. *Acta Biomater* 2013;9(1):4826-35.
49. Kvam K, Karlsson S. Solubility and strength of zirconia-based dental materials after artificial aging. *J Prosthet Dent* 2013;110(4):281-7.
50. Gomes A-L, Montero J. Zirconia implant abutments: a review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2011;16(1):e50-5.
51. Uludag B, Sahin V, Ozturk O. Fabrication of zirconium primary copings to provide retention for a mandibular telescopic overdenture: a clinical report. *Int J Prosthodont* 2008;21(6):509-10.
52. Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CHF. The Effect of All-Ceramic and Porcelain-Fused-to-Metal Restorations on Marginal Peri-implant Soft Tissue Color: A Randomized Controlled Clinical Trial. *Int J Periodont Rest Dent* 2008;28(4):356-65.
53. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-6.
54. Al-Radha ASD, Dymock D, Younes C, O'Sullivan D. Surface properties of titanium and zirconia dental implant materials and their effect on bacterial adhesion. *J Dent* 2012;40(2):146-53.
55. Kim S-S, Yeo I-S, Lee S-J, Kim D-J, Jang BM, Kim S-H, et al. Clinical use of alumina-toughened zirconia abutments for implant-supported restoration: prospective cohort study of survival analysis. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(5):517-22.
56. Chen Z-F, Nang PH, Wang Y, Luo Z-B. Clinical evaluation of ceramic implant abutments in anterior restorations. *Ann R Australas Coll Dent Surg* 2008;19:67-70.
57. Abt E, Carr AB, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: partially absent dentition. *Cochrane Database Syst Rev* 2012;2:CD003814.

58. ANAES. Guide d'analyse de la littérature et gradation des recommandations. HAS; 2000.<http://www.has-sante.fr/portail/upload/docs/application/pdf/analiterat.pdf>
59. Velázquez-Cayón R, Vaquero-Aguilar C, Torres-Lagares D, Jiménez-Melendo M, Gutiérrez-Pérez J-L. Mechanical resistance of zirconium implant abutments: a review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(2):e246-50.
60. Guess PC, Att W, Strub JR. Zirconia in fixed implant prosthodontics. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(5):633-45.
61. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-5.
62. Chevalier J, Loh J, Gremillard L, Meille S, Adolfson E. Low-temperature degradation in zirconia with a porous surface. *Acta Biomater* 2011;7(7):2986-93.
63. Alghazzawi TF, Lemons J, Liu P-R, Essig ME, Bartolucci AA, Janowski GM. Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *J Prosthodont* 2012;21(5):363-9.
64. Kohorst P, Borchers L, Stempel J, Stiesch M, Hassel T, Bach F-W, et al. Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications. *Acta Biomater* 2012;8(3):1213-20.
65. Turzo K, Sammour R. Surface aspects of titanium dental implants, biotechnology. Molecular studies and novel applications for improved quality of human life [Internet] InTech; 2012.<http://www.intechopen.com/books/biotechnology-molecular-studies-and-novel-applications-for-improved-quality-of-human-life/surface-aspects-of-titanium-dental-implants>
66. Olmedo DG, Tasat DR, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Effect of titanium dioxide on the oxidative metabolism of alveolar macrophages: an experimental study in rats. *J Biomed Mater Res A* 2005;73(2):142-9.
67. Chappuis V, Buser R, Brägger U, Bornstein MM, Salvi GE, Buser D. Long-term outcomes of dental implants with a titanium plasma-sprayed surface: a 20-year prospective case series study in partially edentulous patients. *Clin Implant Dent Relat Res* 2013;15(6):780-90.
68. Van Velzen FJJ, Ofec R, Schulten EAJM, Ten Bruggenkate CM. 10-year survival rate and the incidence of peri-implant disease of 374 titanium dental implants with a SLA surface: a prospective cohort study in 177 fully and partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2014;[Epub ahead of print].
69. Becker ST, Beck-Broichsitter BE, Rossmann CM, Behrens E, Jochens A, Wiltfang J. Long-term Survival of Straumann Dental Implants with TPS Surfaces: A Retrospective Study with a Follow-up of 12 to 23 Years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;[Epub ahead of print].

70. Suito H, Iwawaki Y, Goto T, Tomotake Y, Ichikawa T. Oral factors affecting titanium elution and corrosion: an in vitro study using simulated body fluid. *PLoS One* 2013;8(6):e66052.
71. Laing PG. Compatibility of biomaterials. *Orthop Clin North Am* 1973;4(2):249-73.
72. Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2000;82(4):457-76.
73. Olmedo DG, Tasat DR, Evelson P, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Biological response of tissues with macrophagic activity to titanium dioxide. *J Biomed Mater Res A* 2008;84(4):1087-93.
74. Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, et al. Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(8):823-35.
75. Baan R, Straif K, Grosse Y, Secretan B, El Ghissassi F, Coglianò V, et al. Carcinogenicity of carbon black, titanium dioxide, and talc. *Lancet Oncol* 2006;7(4):295-6.
76. Abbott JR, Marino V, Bartold PM. Human cadaveric histomorphological and metallurgical analysis of dental implants following 12.5 years of service. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(2):266-71.
77. Van Brakel R, Cune MS, van Winkelhoff AJ, de Putter C, Verhoeven JW, van der Reijden W. Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments: an in vivo study in man. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(6):571-7.
78. Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue response to plaque formation at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1998;9(2):73-9.
79. Zembic A, Bösch A, Jung RE, Hämmerle CHF, Sailer I. Five-year results of a randomized controlled clinical trial comparing zirconia and titanium abutments supporting single-implant crowns in canine and posterior regions. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(4):384-90.
80. Bidra AS, Rungruanganunt P. Clinical outcomes of implant abutments in the anterior region: a systematic review. *J Esthet Rest Dent* 2013;25(3):159-76.
81. Nakamura K, Kanno T, Milleding P, Ortengren U. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010;23(4):299-309.
82. Zembic A, Sailer I, Jung RE, Hämmerle CHF. Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(8):802-8.

83. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(s4):4-31.
84. Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(3):449-56.
85. Teughels W, Van Assche N, Sliepen I, Quirynen M. Effect of material characteristics and/or surface topography on biofilm development. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(S2):68-81.
86. Nascimento C do, Pita MS, Fernandes FHNC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2014;25(3):337-43.
87. Van Brakel R, Meijer GJ, de Putter C, Verhoeven JW, Jansen J, Cune MS. The association of clinical and microbiologic parameters with histologic observations in relatively healthy peri-implant conditions- a preliminary short-term in vivo study. *Int J Prosthodont* 2014;27(6):573-6.
88. Zembic A, Philipp AOH, Hämmerle CHF, Wohlwend A, Sailer I. Eleven-Year Follow-Up of a Prospective Study of Zirconia Implant Abutments Supporting Single All-Ceramic Crowns in Anterior and Premolar Regions. *Clin Implant Dent Relat Res* [Internet] 2014;[Epub ahead of print] <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/cid.12263/abstract>
89. Büchi DLE, Sailer I, Fehmer V, Hämmerle CHF, Thoma DS. All-ceramic single-tooth implant reconstructions using modified zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical trial of the effect of pink veneering ceramic on the esthetic outcomes. *Int J Periodont Rest Dent* 2014;34(1):29-37.
90. Do Nascimento C, da Rocha Aguiar C, Pita MS, Pedrazzi V, de Albuquerque RF, Ribeiro RF. Oral biofilm formation on the titanium and zirconia substrates. *Microsc Res Tech* 2013;76(2):126-32.
91. Lops D, Bressan E, Chiapasco M, Rossi A, Romeo E. Zirconia and titanium implant abutments for single-tooth implant prostheses after 5 years of function in posterior regions. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28(1):281-7.
92. Van Brakel R, Meijer GJ, Verhoeven JW, Jansen J, de Putter C, Cune MS. Soft tissue response to zirconia and titanium implant abutments: an in vivo within-subject comparison. *J Clin Periodontol* 2012;39(10):995-1001.
93. Hosseini M, Worsaae N, Schiødt M, Gotfredsen K. A 3-year prospective study of implant-supported, single-tooth restorations of all-ceramic and metal-ceramic materials in patients with tooth agenesis. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(10):1078-87.

94. Hosseini M, Worsaae N, Schiodt M, Gotfredsen K. A 1-year randomised controlled trial comparing zirconia versus metal-ceramic implant supported single-tooth restorations. *Eur J Oral Implantol* 2011;4(4):347-61.
95. Salihoglu U, Boynuegri D, Engin D, Duman AN, Gokalp P, Balos K. Bacterial adhesion and colonization differences between zirconium oxide and titanium alloys: an in vivo human study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(1):101-7.
96. Nothdurft FP, Nonhoff J, Pospiech PR. Pre-fabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: success and failure after 3 years of function. *Acta Odontol Scand* 2014;72(5):392-400.
97. Nothdurft F, Pospiech P. Prefabricated zirconium dioxide implant abutments for single-tooth replacement in the posterior region: evaluation of peri-implant tissues and superstructures after 12 months of function. *Clin Oral Implants Res* 2010;21(8):857-65.
98. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Schärer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):285-90.
99. Gracis S. Prosthetic and biomechanical factors affecting bone remodeling around implants. *Eur J Esthet Dent* 2013;8(2):314-33.
100. Rompen E. The impact of the type and configuration of abutments and their (repeated) removal on the attachment level and marginal bone. *Eur J Oral Implantol* 2012;5 (Supl.):S83-90.
101. Varughese D. Zirconia Abutments: A Quintessence of Modern Day Implantology. *Int J Oral Implantol Clin Res* 2012;3(3):133-7.
102. Rompen E, Raepsaet N, Domken O, Touati B, Van Dooren E. Soft tissue stability at the facial aspect of gingivally converging abutments in the esthetic zone: a pilot clinical study. *J Prosthet Dent* 2007;97(6 Suppl):S119-25.
103. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(3):277-87.
104. Zitzmann NU, Abrahamsson I, Berglundh T, Lindhe J. Soft tissue reactions to plaque formation at implant abutments with different surface topography. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol* 2002;29(5):456-61.
105. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(6):793-8.

106. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. 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. *J Periodontol* 2006;77(1):73-80.
107. Ekfeldt A, Fürst B, Carlsson GE. Zirconia abutments for single-tooth implant restorations: a retrospective and clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(11):1308-14.
108. Loe H, Silness J. Periodontal disease in pregnancy. I. Prevalence and severity. *Acta Odontol Scand* 1963;21(6):533-51.
109. Silness J, Loe H. Periodontal disease in pregnancy. II. Correlation between oral hygiene and periodontal condition. *Acta Odontol Scand* 1964;22(1):121-35.
110. Leonhardt A, Berglundh T, Ericsson I, Dahlén G. Putative periodontal pathogens on titanium implants and teeth in experimental gingivitis and periodontitis in beagle dogs. *Clin Oral Implants Res* 1992;3(3):112-9.
111. Consensus report. Periodontal diseases: pathogenesis and microbial factors. *Ann Periodontol* 1996;1(1):926-32.
112. Van Winkelhoff AJ, Goené RJ, Benschop C, Folmer T. Early colonization of dental implants by putative periodontal pathogens in partially edentulous patients. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(6):511-20.
113. Sundh B, Köhler B. An in vivo study of the impact of different emergence profiles of procera titanium crowns on quantity and quality of plaque. *Int J Prosthodont* 2002;15(5):457-60.
114. Quirynen M, van der Mei HC, Bollen CM, Schotte A, Marechal M, Doornbusch GI, et al. An in vivo study of the influence of the surface roughness of implants on the microbiology of supra- and subgingival plaque. *J Dent Res* 1993;72(9):1304-9.
115. Tanner J, Robinson C, Söderling E, Vallittu P. Early plaque formation on fibre-reinforced composites in vivo. *Clin Oral Investig* 2005;9(3):154-60.
116. Quirynen M, De Soete M, van Steenberghe D. Infectious risks for oral implants: a review of the literature. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(1):1-19.
117. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17(3):138-44.
118. Elter C, Heuer W, Demling A, Hannig M, Heidenblut T, Bach F-W, et al. Supra- and subgingival biofilm formation on implant abutments with different surface characteristics. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23(2):327-34.
119. Jemt T. Regeneration of gingival papillae after single-implant treatment. *Int J Periodont Rest Dent* 1997;17(4):326-33.

120. Esposito M, Maghaireh H, Grusovin MG, Ziounas I, Worthington HV. Soft tissue management for dental implants: what are the most effective techniques? A Cochrane systematic review. *Eur J Oral Implantol* 2012;5(3):221-38.
121. Lin G-H, Chan H-L, Wang H-L. The significance of keratinized mucosa on implant health: a systematic review. *J Periodontol* 2013;84(12):1755-67.
122. Matas F, Sentís J, Mendieta C. Ten-year longitudinal study of gingival recession in dentists. *J Clin Periodontol* 2011;38(12):1091-8.
123. Daprile G, Gatto MR, Checchi L. The evolution of buccal gingival recessions in a student population: a 5-year follow-up. *J Periodontol* 2007;78(4):611-4.
124. Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses. Osseointegration in clinical dentistry. 1985;11-76.
125. Cardaropoli G, Lekholm U, Wennström JL. Tissue alterations at implant-supported single-tooth replacements: a 1-year prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(2):165-71.
126. Trulsson M, Johansson RS. Encoding of tooth loads by human periodontal afferents and their role in jaw motor control. *Prog Neurobiol* 1996;49(3):267-84.
127. Jacobs R, van Steenberghe D. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res* 1991;2(2):75-80.
128. Ellingsen J-E. Are the mechanical properties of zirconia abutments sufficient for clinical use? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):744-6.
129. Ozkurt Z, Kazazoğlu E. Clinical success of zirconia in dental applications. *J Prosthodont* 2010;19(1):64-8.
130. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
131. Lee CYS, Hasegawa H. Immediate load and esthetic zone considerations to replace maxillary incisor teeth using a new zirconia implant abutment in the bone grafted anterior maxilla. *J Oral Implantol* 2008;34(5):259-67.
132. Buser D, Weber HP, Lang NP. Tissue integration of non-submerged implants. 1-year results of a prospective study with 100 ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants. *Clin Oral Implants Res* 1990;1(1):33-40.
133. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res* 2001;12(1):26-34.
134. Mombelli A, Lang NP. Clinical parameters for the evaluation of dental implants. *Periodontol* 2000 1994;4:81-6.

135. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):667-76.
136. Kumagai H, Suzuki T, Hamada T, Sondang P, Fujitani M, Nikawa H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *J Oral Rehabil* 1999;26(12):932-5.
137. Finger IM, Castellon P, Block M, Elian N. The evolution of external and internal implant/abutment connections. *Pract Proced Aesthetic Dent PPAD* 2003;15(8):625-32; quiz 634.
138. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
139. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. *J Prosthet Dent* 2011;106(4):266-71.
140. Freitas AC, Bonfante EA, Rocha EP, Silva NRFA, Marotta L, Coelho PG. Effect of implant connection and restoration design (screwed vs. cemented) in reliability and failure modes of anterior crowns. *Eur J Oral Sci* 2011;119(4):323-30.
141. Apicella D, Veltri M, Balleri P, Apicella A, Ferrari M. Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(2):182-8.
142. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. The influence of pigments on the slow crack growth in dental zirconia. *Dent Mater* 2012;28(4):410-5.
143. Att W, Yajima N, Wolkewitz M, Witkowski S, Strub JR. Influence of Preparation and Wall Thickness on the Resistance to Fracture of Zirconia Implant Abutments. *Clin Implant Dent Relat Res* 2012;14(s1):e196-203.
144. Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003;90(4):325-31.
145. Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR. Fracture resistance of single-tooth implant-supported all-ceramic restorations after exposure to the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 2006;33(5):380-6.
146. Belser U, Buser D, Higginbottom F. Consensus statements and recommended clinical procedures regarding esthetics in implant dentistry. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19 (Suppl.):73-4.
147. Jung RE, Sailer I, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodont Rest Dent* 2007;27(3):251-7.

148. Linkevicius T, Vaitelis J. The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2015;[Epub ahead of print].
149. Cosgarea R, Gasparik C, Dudea D, Culic B, Dannewitz B, Sculean A. Peri-implant soft tissue colour around titanium and zirconia abutments: a prospective randomized controlled clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2014;26(5):537-44.
150. Benic GI, Wolleb K, Sancho-Puchades M, Hämmerle CHF. Systematic review of parameters and methods for the professional assessment of aesthetics in dental implant research. *J Clin Periodontol* 2012;39 (Suppl. 12):160-92.
151. Bressan E, Paniz G, Lops D, Corazza B, Romeo E, Favero G. Influence of abutment material on the gingival color of implant-supported all-ceramic restorations: a prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(6):631-7.
152. Van Brakel R, Noordmans HJ, Frenken J, de Roode R, de Wit GC, Cune MS. The effect of zirconia and titanium implant abutments on light reflection of the supporting soft tissues. *Clin Oral Implants Res* 2011;22(10):1172-8.
153. Happe A, Schulte-Mattler V, Fickl S, Naumann M, Zöllner JE, Rothamel D. Spectrophotometric assessment of peri-implant mucosa after restoration with zirconia abutments veneered with fluorescent ceramic: a controlled, retrospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2013;24 (Suppl.A)(100):28-33.
154. Ishikawa-Nagai S, Da Silva JD, Weber HP, Park SE. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part II. Preferred implant neck color to improve soft tissue esthetics. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):575-80.
155. De Medeiros RA, Vechiato-Filho AJ, Pellizzer EP, Mazaro JVQ, dos Santos DM, Goiato MC. Analysis of the peri-implant soft tissues in contact with zirconia abutments: an evidence-based literature review. *J Contemp Dent Pract* 2013;14(3):567-72.
156. Magne P, Magne M, Belser U. The esthetic width in fixed prosthodontics. *J Prosthodont* 1999;8(2):106-18.
157. Kleinheinz J, Büchter A, Fillies T, Joos U. Vascular basis of mucosal color. *Head Face Med* 2005;1:4.
158. Magne P, Belser U. Esthétique buccale naturelle. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures Approche biomimétique Paris Quintessence International, 2003: 57-96.
159. Lee Y-K. Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance. *J Biomed Opt* 2015;20(4):045002.
160. Clarke F. Measurement of colour of human teeth. Proceedings of the first international symposium on ceramics McLean JW Chicago: Quintessence,; 1983: 441-90.

161. Barna GJ, Taylor JW, King GE, Pelleu GB. The influence of selected light intensities on color perception within the color range of natural teeth. *J Prosthet Dent* 1981;46(4):450-3.
162. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CHF. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res* 2002;81(8):578-82.
163. Schnitzer S, Türp JC, Heydecke G. Color distribution and visual color assessment of human gingiva and mucosa: a systematic review of the literature. *Int J Prosthodont* 2004;17(3):327-32.
164. Heydecke G, Schnitzer S, Türp JC. The color of human gingiva and mucosa: visual measurement and description of distribution. *Clin Oral Investig* 2005;9(4):257-65.
165. Park SE, Da Silva JD, Weber H-P, Ishikawa-Nagai S. Optical phenomenon of peri-implant soft tissue. Part I. Spectrophotometric assessment of natural tooth gingiva and peri-implant mucosa. *Clin Oral Implants Res* 2007;18(5):569-74.
166. Johnston WM, Kao EC. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. *J Dent Res* 1989;68(5):819-22.
167. Ishikawa-Nagai S, Ishibashi K, Tsuruta O, Weber H-P. Reproducibility of tooth color gradation using a computer color-matching technique applied to ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2005;93(2):129-37.
168. Vermynen K, Collaert B, Lindén U, Björn A-L, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(1):119-24.
169. Belser UC, Schmid B, Higginbottom F, Buser D. Outcome analysis of implant restorations located in the anterior maxilla: a review of the recent literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004;19 (Suppl.):30-42.
170. Evans CDJ, Chen ST. Esthetic outcomes of immediate implant placements. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(1):73-80.
171. Meijer HJA, Stellingsma K, Meijndert L, Raghoobar GM. A new index for rating aesthetics of implant-supported single crowns and adjacent soft tissues--the Implant Crown Aesthetic Index. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(6):645-9.
172. Fürhauser R, Florescu D, Benesch T, Haas R, Mailath G, Watzek G. Evaluation of soft tissue around single-tooth implant crowns: the pink esthetic score. *Clin Oral Implants Res* 2005;16(6):639-44.
173. Belser UC, Grütter L, Vailati F, Bornstein MM, Weber H-P, Buser D. Outcome evaluation of early placed maxillary anterior single-tooth implants using objective esthetic criteria: a cross-sectional, retrospective study in 45 patients with a 2- to 4-year follow-up using pink and white esthetic scores. *J Periodontol* 2009;80(1):140-51.

174. Payer M, Heschl A, Koller M, Arnetzl G, Lorenzoni M, Jakse N. All-ceramic restoration of zirconia two-piece implants--a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2015;26(4):371-6.
175. Holst S, Blatz MB, Hegenbarth E, Wichmann M, Eitner S. Prosthodontic Considerations for Predictable Single-Implant Esthetics in the Anterior Maxilla. *J Oral Maxillofac Surg* 2005;63(9 (Suppl. 2)):89-96.
176. Levin L, Pathael S, Dolev E, Schwartz-Arad D. Aesthetic versus surgical success of single dental implants: 1- to 9-year follow-up. *Pract Proced Aesthetic Dent* 2005;17(8):533-8; quiz 540, 566.
177. De Albornoz C, Vignoletti F, Ferrantino L, Cardenas E, De Sanctis M, Sanz M. A randomized trial on the aesthetic outcomes of implantsupported restorations with zirconia or titanium abutments. *J Clin Periodontol* 2014;(41):1161-9.
178. Canullo L. Clinical outcome study of customized zirconia abutments for single-implant restorations. *Int J Prosthodont* 2007;20(5):489-93.
179. Raut A, Rao PL, Ravindranath T. Zirconium for esthetic rehabilitation: an overview. *Indian J Dent Res* 2011;22(1):140-3.
180. Seol H-W, Heo S-J, Koak J-Y, Kim S-K, Baek S-H, Lee S-Y. Surface alterations of several dental materials by a novel ultrasonic scaler tip. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27(4):801-10.
181. Adatia ND, Bayne SC, Cooper LF, Thompson JY. Fracture resistance of yttria-stabilized zirconia dental implant abutments. *J Prosthodont* 2009;18(1):17-22.
182. Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia Abutments for Single-Tooth Implants—Rationale and Clinical Guidelines. *J Oral Maxillofac Surg* 2009;67 (Suppl.)(11):74-81.
183. Klotz MW, Taylor TD, Goldberg AJ. Wear at the titanium-zirconia implant-abutment interface: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26(5):970-5.
184. Stimmelmayer M, Edelhoff D, Güth J-F, Erdelt K, Happe A, Beuer F. Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: a comparative in vitro study. *Dent Mater* 2012;28(12):1215-20.
185. Cavusoglu Y, Akça K, Gürbüz R, Cehreli MC. A pilot study of joint stability at the zirconium or titanium abutment/titanium implant interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014;29(2):338-43.

CRAUSTE (Eléonore) - Utilisation des piliers céramiques en prothèse fixée implantaire. 133 f. ; 44 ill. ; 185 ref. ; 30 cm. (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2015)

## **RESUME**

Les piliers en céramiques (zircone) ont été conçus pour répondre à une demande esthétique grandissante des patients et des praticiens. La principale complication esthétique que l'on retrouve avec les piliers métalliques est le liseré grisâtre au niveau de la gencive marginale des restaurations implanto-portées. Avec un recul clinique de 20 ans, les piliers céramiques sont fréquemment utilisés en pratique quotidienne. A partir d'une analyse exhaustive de la littérature des dix dernières années (51 articles inclus), les différents résultats de ces études ont été regroupés selon cinq items : les propriétés physiques, biologiques, mécaniques, esthétiques et techniques. Les piliers en zircone présentent une très bonne biocompatibilité et n'émettent pas de produits de dégradation. Les études cliniques ne constatent pas de différence de résistance mécanique entre les piliers titane et zircone en secteur antérieur comme postérieur. Les piliers zircone induiraient moins de colorations des tissus mous péri-implantaires. En conclusion, les piliers zircone présentent de bons résultats mais des études supplémentaires à long-terme sont nécessaires pour conclure avec plus de certitudes sur ce sujet.

**RUBRIQUE DE CLASSEMENT** : Implantologie

## **MOTS CLES MESH**

Zirconium – Zirconium

Titane - Titanium

Conception d'implant dentaire et de pilier – Dental implant abutment design

Esthétique – Esthetics

Prothèse dentaire implanto-portée – Dental prosthesis implant-supported

## **JURY**

Président : Monsieur le Professeur B. GIUMELLI

Assesseur : Monsieur le Professeur Y. AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Professeur A. SOUEIDAN

Assesseur : Monsieur le Docteur A. FRUCHET

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur A. HOORNAERT

## **ADRESSE DE L'AUTEUR**

61, rue Préfet Bonnefoy

44000 NANTES

eleonorecrauste@free.fr