



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

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

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

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

Académie de Nancy Metz

Université Henri Poincaré Nancy 1

Faculté de chirurgie dentaire

Année : 2011

N° 3585

THÈSE

Pour le 22 Avril 2011

DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Par

STEPHANUS Didier

**L'apport de la zircone dans la gestion des
tissus mous péri-implantaires.**

Examineurs de la Thèse :

Pr Jean-Paul LOUIS	Professeur des Universités	Président de Thèse
<u>Dr Jacques SCHOUVER</u>	Maître de Conférences des Universités	Directeur de Thèse
Dr Jacques PENAUD	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr Philippe ERNST	Chirurgien-dentiste	Juge

L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous

Péri-implantaires

Introduction : - 5 -

I. Rappels anatomiques. - 7 -

A. Le complexe dento-gingival. - 7 -

B. Le complexe muco-péri-implantaire. - 8 -

1. L'épithélium péri implantaire. - 9 -

a. L'épithélium de jonction. - 9 -

b. L'épithélium sulculaire péri implantaire. - 12 -

2. La lame basale. - 13 -

3. Le tissu conjonctif. - 14 -

C. Ce qu'il faut retenir de l'adaptation des tissus mous aux implants. - 17 -

II. Présentation de la zircone. - 19 -

A. La zircone au quotidien. - 19 -

B. La zircone en chimie. - 21 -

1. Définition. - 21 -

2. Origine naturelle. - 23 -

3. Les moyens de production. - 24 -

a. La purification chimique. - 24 -

b. La purification plasma. - 25 -

4. Le polymorphisme. - 25 -

a. La phase monoclinique. - 26 -

b. La phase quadratique. - 26 -

c.	La phase cubique.	- 27 -
5.	<i>Stabilisation de phase.</i>	- 28 -
a.	Zircone non stabilisé (Z).....	- 29 -
b.	Zircone stabilisée (FSZ).....	- 29 -
c.	Zircone partiellement stabilisée (PSZ)	- 30 -
d.	Rôle des stabilisants.....	- 31 -
e.	Le rôle des dopants.....	- 31 -
6.	<i>La zircone HIP.</i>	- 32 -
C.	Les propriétés mécaniques spécifiques de la zircone.	- 33 -
1.	<i>Le renforcement par transformation de phase.</i>	- 33 -
2.	<i>Le vieillissement.</i>	- 35 -

III. Les piliers et les céramiques dentaires en implantologie...... - 36 -

A. Les différentes céramiques utilisées en implantologie...... - 36 -

B. Les différents types de connexion...... - 38 -

1. *Les piliers à connexion active, ou cône morse.*

2. *Les piliers à connexion passive.*

 a. La connexion externe.....

 b. La connexion interne.

3. *Le système de plate-form switching.*.....

C. Stabilité de la jonction implant-pilier...... - 43 -

D. Les piliers céramiques et autre système...... - 44 -

1. *Les systèmes à bagues zircone.*.....

2. *Les piliers céramisés.*

3. *Les piliers en céramique sur base titane.*.....

4. *Les piliers en céramique.*

 a. Les piliers en oxyde d'alumine.

 b. Les piliers In-ceram-Zirconia®

 c. Les piliers en oxyde de zirconium.....

5. Quelques règles pour les parties trans-gingivales.	- 53 -
a. Quelques généralités à prendre en compte.	- 53 -
b. Le pilier anatomique.	- 55 -
c. Les piliers préformés.	- 56 -
d. L'état de surface des parties transgingivales.	- 58 -

IV. Le titane en implantologie. - 60 -

A. Description. - 60 -

1. Les piliers en alliage précieux, semi précieux et non précieux.	- 60 -
2. Les piliers en alliage de titane (TA6V)	- 61 -
3. Les piliers en titane commercialement pur (Tcp).	- 61 -
4. Réaction du tissu conjonctif face aux implants en titane.	- 63 -
5. Notes sur les piliers en alliage métallique.	- 63 -

V. L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri implantaire. - 66 -

A. Aspect physico-chimique. - 66 -

1. Pour l'implant.	- 66 -
2. Pour les piliers.	- 67 -

B. Aspect optique. - 68 -

1. Pour les implants.	- 68 -
2. Pour les piliers.	- 69 -

C. Aspect biomécanique. - 72 -

1. Pour les implants.	- 72 -
2. Pour les piliers.	- 73 -

D. Aspect biologique. - 74 -

1. Pour les implants.	- 74 -
2. Pour les piliers.	- 75 -

E. Aspects biocompatibilité. - 76 -

1. Pour les implants.....	- 76 -
2. Pour les piliers.	- 77 -
F. Aspect esthétique	- 78 -
1. Pour les implants et les piliers.	- 78 -
VI.Discussion	- 82 -
VII.Conclusion	- 84 -
VIII.Bibliographie	- 85 -
IX.Table des illustrations	- 96 -

Introduction :

Durant les deux dernières décennies, le domaine de la dentisterie, tant au niveau technique que médical, n'a cessé d'évoluer voir de se révolutionner. En effet, l'évolution des protocoles et des matériaux oblige à mettre en place des nouvelles techniques afin de répondre au mieux aux attentes des patients sur les plans fonctionnel, thérapeutique, et esthétique.

La recherche de nouvelles techniques et de matériaux, est un besoin, non une envie de notre discipline. Le milieu dans lequel nous travaillons, la bouche, est un endroit aux conditions physiques, chimiques et biologiques extrêmes. Il faut bien comprendre que tous matériaux placés dans la bouche seront perpétuellement soumis à une humidité maximale, une température constante, à une attaque chimique et biologique mais surtout à des forces physiques pouvant aller du simple au quintuple. Ces dernières, arrivent souvent aux limites physiques et mécaniques des matériaux utilisés en dentisterie.

La grande difficulté en dentisterie est de trouver des matériaux qui répondent aussi bien aux exigences esthétiques que fonctionnelles; or ces deux conditions sont souvent opposées.

Aujourd'hui pour le grand public deux types de matériaux sont couramment utilisés en dentisterie : le titane et la céramique. Si le titane nous donne actuellement beaucoup de satisfaction, il n'en demeure pas moins qu'il présente quelques défauts du point de vue esthétique. D'où l'intérêt de recourir à d'autres matériaux tels que les céramiques. Il en est une en particulier, appelée « zircone » qui est la plus étudiée. En effet la zircone possède des particularités et des propriétés uniques nous assurant un résultat esthétique des plus satisfaisants, tout en gardant des propriétés mécaniques adéquates.

Nous allons donc présenter et comparer les avantages et les inconvénients du titane, de la zircone et des autres céramiques.

Puisqu'aujourd'hui l'ostéointégration des implants en titane n'est plus à démontrer, nous allons étudier l'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri-implantaires par rapport aux autres matériaux.

I. Rappels anatomiques.

A. Le complexe dento-gingival.

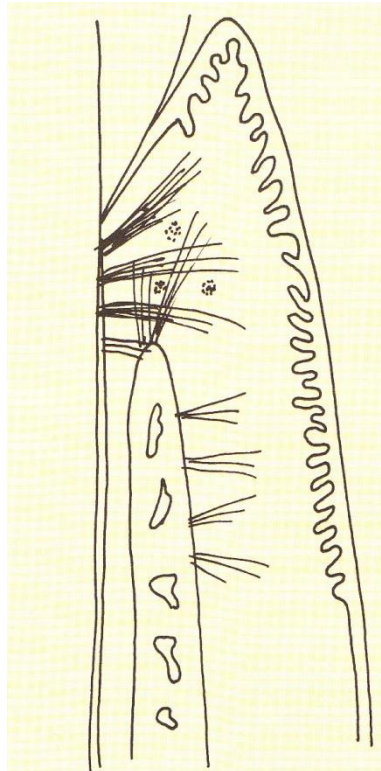


Figure 1 : complexe dento-gingival

Avant de commencer et pour bien comprendre la localisation des tissus mous jouant un rôle fonctionnel, de défense immunitaire et d'esthétique, nous récapitulons toutes les structures que l'on cherche à retrouver lors de la mise en place d'implant.

Dans le complexe dento-gingival on trouve tout d'abord l'épithélium kératinisé de la gencive attachée, puis l'épithélium sulculaire non kératinisé faisant face à la dent, puis l'épithélium de jonction composé de deux à 15 couches. Ce dernier colle parfaitement à la dent via une membrane basale et des hémidesmosomes. Il est également la première barrière de défense face aux bactéries.

Sous jacents à celui-ci nous trouvons le tissu conjonctif dans lequel se trouvent les fibres de collagène. Elles s'attachent sur la dent par l'intermédiaire du ciment et se dirigent en éventail vers l'épithélium de la gencive attachée, ces fibres sont perpendiculaires à la dent et ce jusqu'à son contact. D'autres fibres partant également du ciment se dirigent vers le sommet de la crête de l'os alvéolaire. Une dernière catégorie de fibres de collagène, sont dites circulaires car elles ceinturent le pourtour de la dent.

Enfin une dernière structure qui nous intéresse, est le desmodonte, structure ligamenteuse située entre le ciment et la table osseuse interne de l'alvéole. Le desmodonte est une structure vascularisée et innervée. Outre la dent elle-même, le desmodonte permet une proprioception de la position de la racine et de la pression à la mastication. En plus de sa fonction sensitive, il a un rôle mécanique par son jeu d'amortisseur et donne à la dent sa mobilité physiologique.

Cette structure anatomique naturelle nous impose de placer la limite cervicale de nos couronnes au-dessus de l'attache épithéliale. L'attache épithéliale et l'attache conjonctive constituent l'espace biologique, structure fragile mais indispensable à l'esthétique, à la physiologie et à la défense immunitaire de la dent.

B. Le complexe muco-péri-implantaire.

En présence d'implant, nous ne parlons plus de gencive mais de muqueuse. La gencive est un terme faisant appel à des structures bien spécifiques. Une fois l'implant mis en place et ostéo-intégré, il y a contact direct et intime entre la surface de l'implant et l'os. Les structures cémentaires et desmodontale sont totalement absentes de ce complexe. Nous retiendrons :

- Une différence avec le complexe dento-gingival, à savoir que sans le desmodonte il n'y a plus de proprioception. Ce qui entraîne l'absence de jeu physiologique de l'implant dont il faut tenir compte lors de l'élaboration

d'une prothèse supra-implantaire. Ceci afin d'éviter une surocclusion pendant la mastication.

- L'absence de ciment signifie la perte d'une réserve de cellules pouvant générer un nouveau desmodonte.

De plus en étudiant des coupes d'implant, nous observons d'une part la perte de l'attache conjonctive, et d'autre part la conservation de l'attache épithéliale. (French 1989)

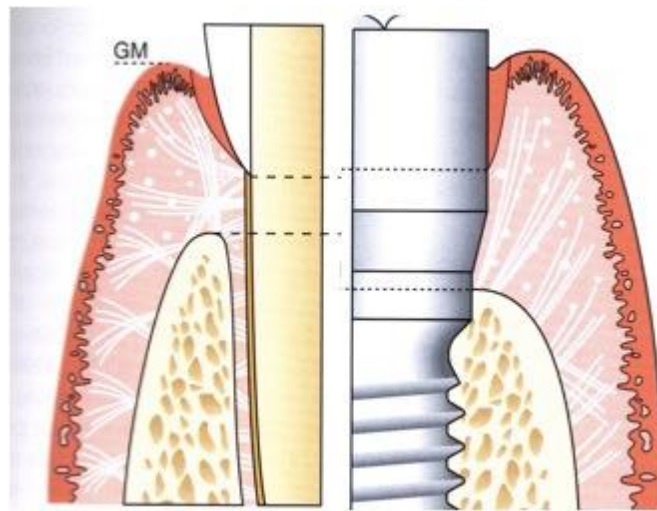


Figure 2: schéma du complexe muco-implantaire

1. L'épithélium péri implantaire.

a. L'épithélium de jonction.

L'épithélium de jonction est une structure qui se reconstitue assez rapidement et ce quel que soit le type d'implant sur lequel il va adhérer. Cette affirmation a été prouvée par des expériences menées sur des implants de type époxy (Listgarten et Lai 1975), sur des implants en vitalium. (Ces résultats sur la résine époxy avaient déjà été démontrés par Taylor en 1970). D'autres études ont été menées chez le rongeur sur des implants en titane (Kavanagh 1985), chez le chien sur des implants en céramique (Mc Kinney 1985) et en oxyde

d'aluminium ou en saphir (Steflick 1988) et enfin chez l'homme sur des implants céramiques également (Steflick 1986). Une autre étude encore, celle de Lonca en 1983, arrive encore aux mêmes résultats d'adaptation de l'épithélium face à des implants en carbone.

Toutes ces études ont démontrées la capacité d'adaptation de l'épithélium à la surface des implants par une bonne adhésion de ce dernier.

Une étude plus poussée en 1986 de Fukugama sur les implants en saphir montre une muqueuse péri-implantaire cliniquement saine, une profondeur de sulcus de 1 mm, un épithélium de jonction plus long que sur une dent naturelle et enfin des cellules épithéliales matures attachées à la surface de l'implant.

L'existence de cette longue attache épithéliale a été démontrée par Buser en 1992 lors d'études d'implants non enfuits mis en charge à trois mois où l'on peut observer un épithélium kératinisé et une avancée de celui-ci dans le tissu conjonctif. (Ceci est à mettre en relation avec le processus cicatriciel lors de chirurgie gingivale)

S'attachant un peu plus à l'ultra structure de cette attache, on peut observer à l'interface de l'épithélium et de la surface de l'implant une zone riche en mucopolysaccharides, véritable colle biologique présente en grande quantité dans cette interface. (Toto 1965 ; James et Kelln 1974)

Plus important encore on retrouve également à l'interface implant titane/épithélium de jonction des hémidesmosomes ainsi qu'une lame basale tout comme dans le cas d'une interface épithélium de jonction/dent naturelle. Nous retrouvons donc une structure identique à celle de la physiologie usuelle d'une dent naturelle. (Branemark 1977) Cette configuration physiologique montre une intégration totale de l'implant au niveau des tissus mous, plus exactement au niveau de l'épithélium. Si l'attache épithéliale est identique dans sa façon d'adhérer à la surface de l'implant, elle l'est également dans sa structure puisque composée de quelques couches cellulaires au sommet de l'attache épithéliale, et de quelques cellules très adhérentes au niveau apical de cette attache. (Gould, Brunette et Westbury 1981)

En conclusion sur l'épithélium de jonction: nous retrouvons exactement les mêmes structures d'attachement sur une surface naturelle ou artificielle (tout type de matériaux). La néo-attache épithéliale n'est donc pas le principal but dans l'élaboration de nouveaux matériaux en dentisterie.

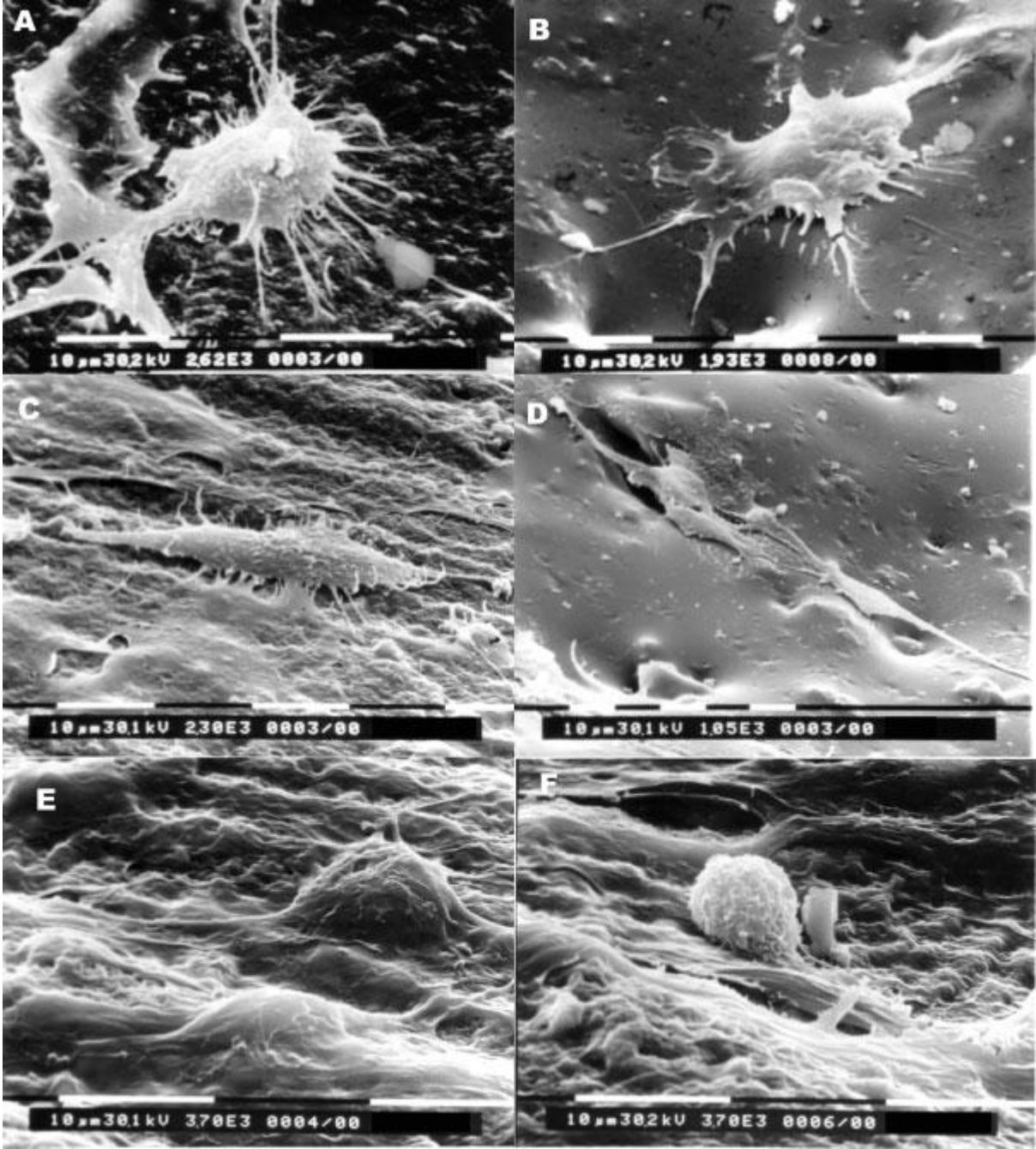


Figure 3 : image de MEB de fibroblastes

b. L'épithélium sulculaire péri implantaire.

En observant le sulcus péri implantaire, on a pu décrire un épithélium oral kératinisé sur le versant buccal de la muqueuse marginale, et un épithélium non kératinisé sur le versant interne ou sulculaire de cette muqueuse. Cette configuration histologique est encore une fois identique à celle retrouvée sur le complexe dento-gingival. (Mc Kinney, Steflick et Koth 1985 ; Berglundh 1991)

Plus précisément encore Listgarten et Buser en 1992 ont montré que l'épaisseur de l'épithélium sulculaire péri implantaire était formée d'une quinzaine de couches cellulaires dans sa partie coronaire et de deux à cinq couches cellulaires dans sa partie apicale.

On notera également une profondeur de sulcus sain allant de 1,3 à 3,8 mm (Symington et Zarb 1983), soit une profondeur moyenne de 2,3 mm. Une décennie plus tard en 1993, Ericsson est arrivé quant à lui à une moyenne de 2 mm de profondeur pour des sulcus sains. Ce qui encore une fois apporte un point de comparaison avec les structures anatomiques du complexe dento-gingival, puisque la profondeur physiologique moyenne de sulcus est de 2 mm.

Le sulcus est également la porte d'entrée à la contamination bactérienne des tissus sous-jacents. Il est également le premier point de l'étude clinique de l'état gingival. Outre l'aspect visuel de la gencive marginale (rouge, oedemassée, vernissée, suppurante ou sanguinolente) le sulcus nous permet une mesure objective situant le niveau de l'attache épithéliale par rapport au sommet de la gencive ou muqueuse marginale. Ce test simple et rapide est l'un des principaux tests utilisés en dentisterie : le sondage parodontal. Des études comparatives sur la résistance au sondage entre la gencive et la dent puis entre la muqueuse et l'implant, montrent une résistance bien moindre au sondage dans le cas de la muqueuse implantaire. (Ericsson et Lindhe 1993 ; Marinello 1998)

Lors du sondage implantaire, des saignements ont été souvent remarqués et ce même si la muqueuse était parfaitement saine. Ceci diffère largement avec le complexe dento-gingival, puisque dans le cas d'une gencive saine aucun saignement ne sera à dénoter. Néanmoins Lindhe en 1994 démontra que le saignement au sondage implantaire

est fréquent mais aléatoire. On remarque aussi lors du sondage que les tissus mous péri-implantaires semblent se décoller du pourtour de l'implant. Par conséquent, on ne peut pas se fier aux seuls sondages qui ne sont pas de bons indicateurs de la maladie parodontale péri-implantaire.



Figure 4 : saignement au sondage implantaire

Enfin si la profondeur de sulcus moyenne a été évaluée, elle reste à ce jour soumise à controverse. Aujourd'hui une profondeur de sulcus sain avoisinerait plutôt les 3 ou 4 mm que 2 mm.

2. La lame basale.

Une lame basale est une structure produite par les sécrétions des cellules de l'épithélium et servant d'interface d'accroche ou d'échange avec la structure juxta-posée.

On retrouve une lame basale entre l'épithélium de jonction et l'implant ; et une lame basale entre l'épithélium et le tissu conjonctif.

- La première dite « lamina dura ». C'est à son niveau que l'on retrouve des glucosaminoglycanes, des protéoglycanes, de la laminine et de la fibronectine. Mais le point le plus important est la présence des hémidesmosomes en contact intime avec la surface de l'implant. Cette structure est semblable en tout point à la structure naturelle du complexe dento-gingival. (Mc Kinney 1984 et Koth 1988)
- la seconde est appelée « la lamina lucida »

Elle est le résultat de la sécrétion des cellules de l'épithélium. Elle permet une parfaite accroche des hémidesmosomes qui pourront coloniser la surface de l'implant via la couche de mucopolysaccharides qui s'y trouve.

3. Le tissu conjonctif.

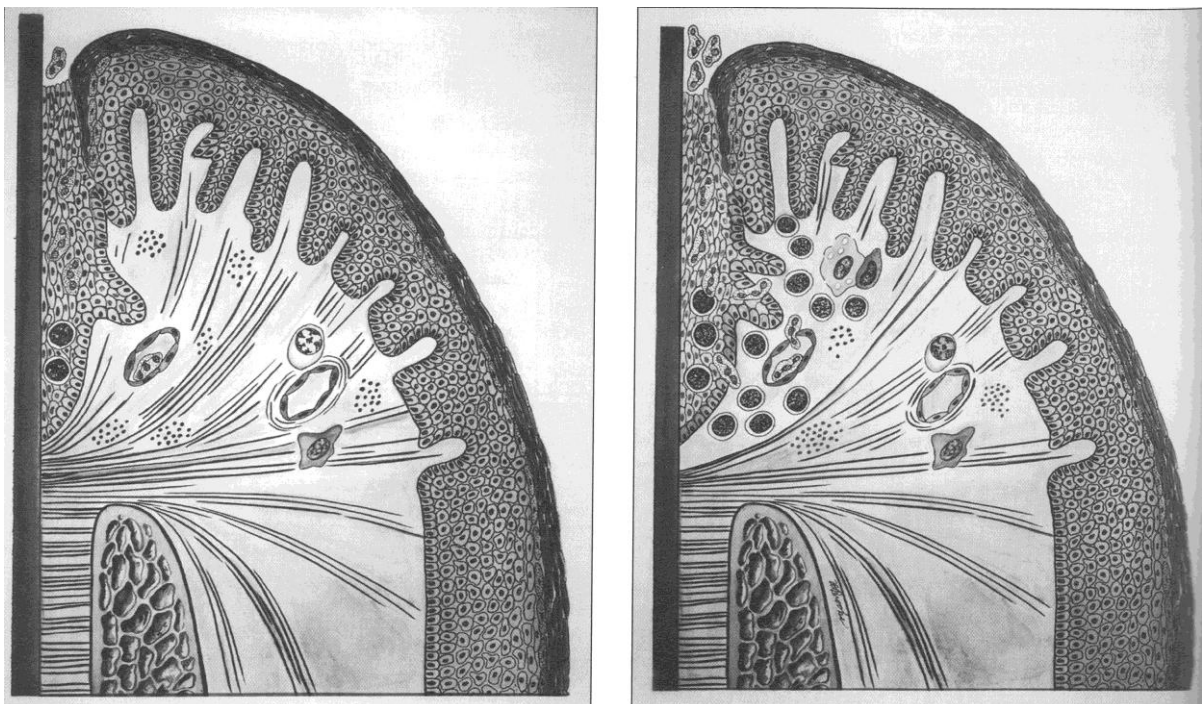


Figure 5 : attache conjonctive

Le tissu conjonctif est un tissu de soutien sous-jacent à l'épithélium, enrobant l'os alvéolaire, formé d'une matrice extracellulaire, de cellules circulantes et de fibres de collagène. Ce sont précisément ces fibres de collagène qui donnent l'effet de piqueté à la gencive ou l'apparence de « peau d'orange ». Plus précisément ce sont les fibres collagéniques cémentaires et alvéolo-conjonctives qui sont responsables de cette apparence.

C'est dans le tissu conjonctif que l'on trouve trois types de fibres de collagène :

- les fibres de collagène dento-conjonctives (partant du desmodonte, ancrée dans le ciment recouvrant la racine de la dent naturelle et formant véritablement l'attache conjonctive à proprement dite.

Elle représente une réelle barrière mécanique à une invasion bactérienne en provenance du sulcus.

- Les fibres alvéolo-conjonctives (partant de l'os alvéolaire en direction du tissu conjonctif.)
- Les fibres de collagène circulaires : certainement le plus important type de fibres car c'est le seul que l'on va retrouver dans le complexe muco-implantaire.

Ces dernières sont de véritables cerclages du col gingival des dents naturelles. On retrouve cette structure au niveau du pourtour de la partie trans gingivale de l'implant. À ce niveau le tissu conjonctif est en contact direct avec la surface de l'implant mais sans y avoir une attache fibreuse. Ce cerclage de collagène est comparable à un élastique serrant plus ou moins fermement la partie trans-gingivale de l'implant et la partie initiale du pilier implantaire. Sans avoir une attache fibreuse, la force de tension de ces fibres de collagène ainsi que le contact intime du tissu conjonctif à la surface de l'implant vont alors simuler l'attache naturelle.

Dans le complexe muco-implantaire il n'y a donc plus de fibres de Sharpey. Ainsi, la résistance moindre du contact du tissu conjonctif à l'implant va, dans le cas d'une inflammation péri implantaire, favoriser la migration apicale de l'attache épithéliale (puisque plus aucune barrière mécanique ne s'y oppose) entraînant ainsi la lyse osseuse. Et

de ce fait elle mènera plus ou moins rapidement à la péri implantite. Véritable maladie parodontale de l'implant aboutissant à sa perte.

Néanmoins, si dans le complexe muco-implantaire nous perdons l'attache fibreuse conjonctive, il n'en demeure pas moins que nous retrouvons des fibroblastes au contact de l'implant, des macrophages, des lymphocytes, une couche de 20 nm de protéo glycanes contre la surface de l'implant et, plus important encore, des fibres de collagène à proximité de l'implant. (Manson, Albrektsson, Branemark 1983)

Si l'on s'attarde à étudier ces fibres de collagène à proximité de l'implant, on va pouvoir retrouver les fibres de collagène circulaires, les fibres allant de l'os alvéolaire vers le conjonctif, les fibres horizontales et perpendiculaires à distance l'implant. Car plus on se rapproche de l'implant et plus on constate que ces fibres de collagène « plongent verticalement » et suivent un chemin parallèle à la surface de l'implant. (Buser 1992) Cette constatation a été faite au cours de plusieurs études, par plusieurs auteurs.

Sauf pour un auteur, Albrektsson en 1988 qui a conclu que les fibres de collagène partent perpendiculairement jusqu'au contact de l'implant, recréant ainsi une véritable attache fibreuse conjonctive.

Les techniques utilisées sont à prendre en compte, car malgré toute la précaution prise afin de réaliser des coupes, on ne peut pas empêcher un effet traumatique des microtomes et penser que cette conclusion n'est peut-être pas unique. De plus, compte tenu de la description de l'attache conjonctive, nous serions satisfaits et rassurés d'obtenir ce résultat autour de l'implant. En effet, sorti du domaine des implants en alliage métallique, nous retrouvons une étude concluant également à la création d'une néo attache conjonctive fonctionnelle sur des implants en carbone prouvé par Lonca en 1983.

Quant au titane, les avis et les études divergent. L'attache de fibres conjonctives sur la surface du titane reste à démontrer de façon systématique.

Au sein du conjonctif on trouve également des cellules inflammatoires. La quantité de ces cellules peut varier d'une personne à l'autre et d'une situation clinique à l'autre. Néanmoins les auteurs s'accordent à dire que sur les implants en titane cette quantité est non négligeable. (Liljenberg 1997) Il est donc étonnant de trouver des cellules de type

inflammatoire dans un tissu sain. Cependant quelque soient les études et toujours sur des prélèvements de muqueuses péri-implantaires saines, nous retrouvons une quantité non négligeable de ces cellules. (Ericsson 1995)

Ces cellules sont également présentes au sein du complexe dento-gingival mais en quantité bien moindre. L'augmentation de leur nombre ne sera que la conséquence d'une attaque infectieuse ou toxique.

Aussi faut-il s'inquiéter de trouver une telle quantité de cellules inflammatoires au niveau d'une muqueuse saine ? Et pourquoi ces quantités systématiques de cellules inflammatoires dans les muqueuses saines n'entraînent-elles pas un mécanisme inflammatoire actif ?

C'est Berglundh en 1992 qui, après une étude, apporte un début de réponse, en estimant que la présence de ces cellules inflammatoires sont nécessaires à la mise en place d'un processus cicatriciel adaptatif à un matériau étranger aux tissus mous péri-implantaires. Ces cellules inflammatoires auraient un rôle primordial et primaire dans le processus de cicatrisation ; elles permettent ainsi l'intégration des implants sans une inflammation perdurant dans le temps, qui pourrait alors être un facteur favorisant et un accélérateur de la maladie parodontale péri-implantaire.

C. Ce qu'il faut retenir de l'adaptation des tissus mous aux implants.

Nous venons de démontrer que l'attache épithéliale sur les implants est tout à fait comparable à l'attache épithéliale sur les dents naturelles. Elle est identique dans sa structure, dans sa physiologie, et dans son histologie. Les mécanismes d'attache sur la surface implantaire sont scrupuleusement les mêmes que ceux retrouvés sur une dent naturelle. Seule la force de cette attache est à soumettre à conditions. Elle est visiblement moins solide puisqu'au sondage nous arrivons à décoller les tissus de la paroi implantaire.

En ce qui concerne attache conjonctive, nous avons pu constater qu'il n'y en a pas. Le tissu conjonctif est bel et bien au contact intime de la surface implantaire avec une tolérance physiologique une plus ou moins grande, selon les divers matériaux employés pour la construction et la confection des implants.

L'évolution de ces données est flagrante entre le passage de l'implant en acier à l'implant en titane reste la référence absolue à ce jour. Il n'en demeure pas moins que nous n'avons toujours pas d'attache conjonctive réelle. Avec des implants en titane, nous avons en lieu et place de l'attache conjonctive des fibres circulaires de collagène relativement serrées. Sous l'attache épithéliale nous n'avons aucune résistance mécanique à une progression éventuelle d'une inflammation, à ce niveau seul des fibroblastes sont au contact direct de l'implant.

Au niveau de l'implant les fibroblastes présents restent en plus petites quantités qu'au niveau d'une dent naturelle, de surcroît la revascularisation est moins importante que celle présente autour d'une dent naturelle.

Par conséquence en cas d'inflammation due à une infection bactérienne du sulcus, nous assisterons à une détérioration rapide de l'attache épithéliale puis à une progression des bactéries ainsi que de leurs toxines, en direction apicale à une vitesse bien plus élevée qu'elle ne le serait autour d'une dent naturelle. C'est pourquoi la maladie parodontale péri implantaire est encore plus redoutée que la maladie parodontale gingivale. (Davarpanah et Martinez 1997)

Ainsi, la gestion des tissus mous péri implantaires et l'intégration des divers matériaux à leur niveau est d'une importance capitale pour une réussite certes esthétique mais surtout fonctionnelle et immunologique.

Alors si à l'heure actuelle le meilleur résultat est obtenu en utilisant du titane, nous ne pouvons pas ignorer ses défauts (que nous détaillerons dans la suite du développement). Nous verrons en quoi la zircone pourrait nous aider à les corriger et à améliorer le rendu esthétique, tout en gardant au maximum les propriétés mécaniques optimales.

II. Présentation de la zircone.

A. La zircone au quotidien.

« La zircone » est le nom usuel d'un matériau basé sur l'élément chimique : le zirconium. La zircone, outre le fait d'être présente dans les prothèses dentaires, est utilisée aujourd'hui dans divers domaines de la vie quotidienne.

Premier domaine de la vie quotidienne dans lequel nous utilisons la zircone depuis déjà quelques années est la bijouterie. L'indice de réfraction élevé de la zircone l'approche du diamant par l'éclat, mais sa dureté assez faible l'en éloigne. Ces artifices sont même devenus un effet de mode au travers d'une grande marque nationale de bijouterie utilisant exclusivement le zirconium.



Figure 6 : bijoux en zircone

Un second domaine de la vie quotidienne est la cuisine au travers de la coutellerie. En effet, depuis peu nous pouvons voir une commercialisation de couteaux à lames blanches souvent dites en céramique, ou plus précisément en zircone.

Figure 7 : couteaux en zircone



Figure 8 : couteaux en zircone pointe cassée

Le dernier domaine dans lequel nous pouvons retrouver la zircone est également le domaine médical, l'orthopédie ou plus précisément les prothèses orthopédiques. La tête de ces dernières a été successivement faite en acier, en kevlar, en titane et désormais en zircone.



Figure 9 : tête de prothèse orthopédique en zircone

B. La zircone en chimie.

1. Définition.

Le terme zircone regroupe en fait tous les matériaux contenant l'élément chimique zirconium (Zr), numéro atomique 40, du quatrième groupe secondaire du tableau périodique des éléments de Mendeleïev. Il était découvert en 1789 par Klaproth, en Allemagne.

40: Zirconium

2,8,18,10,2

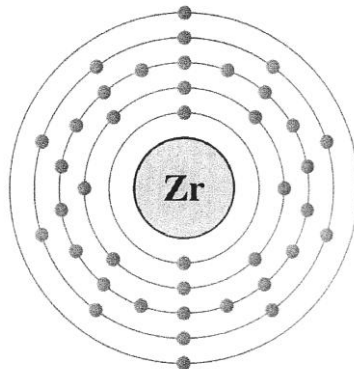


Figure 10 : Schéma : configuration électronique du zirconium

Nous estimons ces quantités à 0,02 % en poids dans la composition de l'écorce terrestre, ce qui en fait le 19e élément le plus courant. Sa masse volumique et de 6,506 g.cm⁻³ il est également à noter que le titane se trouve exactement dans la même catégorie chimique que le zirconium, ces groupes chimiques regroupant les matériaux ayant les mêmes propriétés.

La céramique est obtenue à partir de l'élément zirconium par une réaction chimique : une oxydation par brûlage. En absorbant du dioxygène, le zirconium devient du dioxyde de zirconium (ZrO₂). C'est à partir de ce produit que nous fabriquons la plupart des produits dénommés « zircon ». Il existe donc une substitution totale de langage entre zircon et dioxyde de zirconium, le mot zircon étant presque le seul employé. Pour augmenter la confusion, en anglais, le dioxyde de zirconium se dit « zirconia », et « zirkon » en allemand.

Tableau Périodique des Éléments

Atomic masses in parentheses are those of the most stable or common isotope.

Design Copyright © 1997, M. Shadi, Dajab, imshadi@dayah.com, http://www.dayah.com/periodic

Note: The subgroup numbers 1-18 were adopted in 1984 by the International Union of Pure and Applied Chemistry. The names of elements 112-118 are the Latin equivalents of those numbers.

Figure 11 : Tableau périodique des éléments chimiques

2. Origine naturelle.

Nous obtenons le dioxyde zirconium à partir de minéraux naturels de zircon. Ce dernier est une pierre précieuse dont le nom vient du perse «zar gun » qui veut dire couleur d'or. Pourtant cette pierre précieuse est appelée par les minéralogistes « zircon ».

Le dioxyde zirconium est extrait de deux minéraux naturels :

- le sable de zircon ou silicate zirconium, nommé habituellement zircon par les chimistes, source principale pour l'industrie. Nous le trouvons sur certaines plages d'Australie, du Sénégal, de la Floride, du Brésil, d' Inde, de la Russie.
- La terre de zircon : la Baddeleyite, beaucoup moins répandue. Elle est en général associée à des petites quantités d'oxyde de fer et/ou de silice. Elle se trouve au Brésil et en Afrique du Sud. Nous l'utilisons comme pierre précieuse.

Le dioxyde zirconium obtenu est un oxyde de céramique polycristalline contenant de très nombreuses liaisons covalentes et ioniques entre atomes, assurant d'excellentes propriétés mécaniques et chimiques (Lebras 2003).

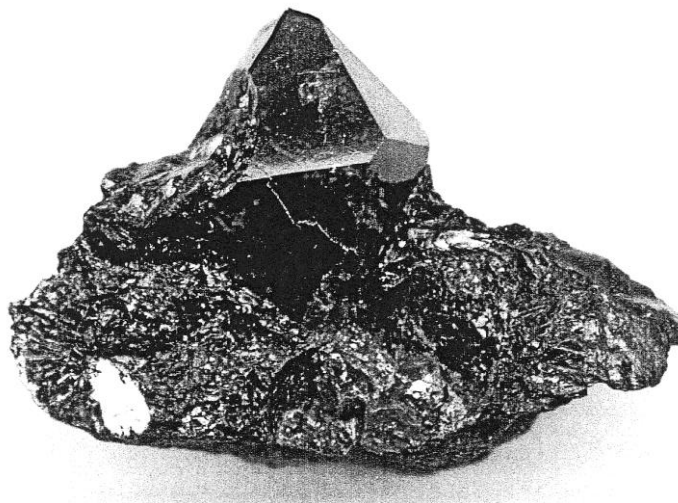


Figure 12 : pierre de zirconium

3. Les moyens de production.

Il existe essentiellement deux moyens de production de zircone pur : purification chimique et purification plasma. (Gremillard 2002)

a. La purification chimique.

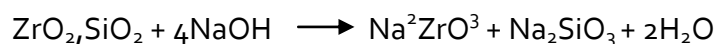
Quatre méthodes chimiques sont décrites pour obtenir de la zircone de grande pureté.

- La décomposition thermique

Nous chauffons à 2000 °C dans un four à arc électrique du zircon mélangé au carbone. Nous constatons qu'à 1750 °C elle donne de la zircone et de la silice. De ces deux produits réduits résultent du monoxyde de silicium volatile qui serait oxyde à la sortie du four, et du zirconium.

- La décomposition par la soude

C'est la méthode plus utilisée, elle se fait au-delà de 600 °C selon la formule :



Le lavage à l'eau des produits de réaction élimine le silicate de sodium et le zirconate pour former un hydroxyde hydraté complexe. Ce dernier est calciné pour donner un oxyde impur. La solution, composée de cinq zirconium pour deux sulfates, est diluée puis amenée à un pH de 1,4 par ajout d'ammoniaque. Des précipités de sulfate de zirconium basiques se forment. Ils vont pouvoir être calcinés directement pour obtenir des cristaux de zircone, donnant une poudre.

- La décomposition par le carbonate de sodium

Cette réaction doit se faire à plus de 1000 °C et les produits sont ensuite traités comme dans la décomposition par la soude.

- La fusion à la chaux

La chaux versée directement sur le zircon, donne ainsi du silicate de calcium qui sera éliminé directement par de l'acide chlorhydrique. La zircone restante est simplement lavée et séchée.

b. La purification plasma.

Des particules de plasma sont introduites dans un plasma. La zircone se dissocie en silice et en zircone fondue. Au refroidissement, la zircone se solidifie en premier sous forme de dendrites. En second la silice se solidifie et forme un verre autour des dendrites. Pour finir, nous dissolvons la silice dans de la soude bouillante.

4. Le polymorphisme.

À l'état pur, ce dioxyde zirconium se présente sous trois formes cristallines (Lawson 1995), stable dans les différentes phases de température.

- La phase monoclinique : « M », stable à la température ambiante de 1170 °C
- La phase quadratique : « Q », stable de 1170 °C à 2370 °C
- La phase cubique : « C », stable au-delà de 2370 °C, jusqu'à température de fusion à 2680 °C
- La phase tétragonale : « T », qui une autre forme de zircone quadratique mais très proches d'une phase cubique (Chevalier 1996)
- Orthorhombique : qui existe seulement sous de hautes pressions.

Des transitions entre ces phases, longtemps considérées comme des inconvénients, se confirment comme riche de possibilités depuis 1975. (Boch 2001)

a. La phase monoclinique.

C'est sous cette forme que l'on trouve la zirconite naturelle, jusqu'à 1170 °C. Au refroidissement on ne la retrouve qu'en dessous d'un seuil de 950 °C.

Dans cette phase, les ions Zr^{4+} sont coordonnés par sept ions O^{2-} , avec une organisation presque tétraédrique à côtés parallélépipédiques. Un seul angle est notablement différent des angles dans un tétraèdre. (Lebras 2003 et Green, Hannink & Swain 1989)

Sous cette forme, la zirconite ne présente pas de propriétés mécaniques intéressantes.

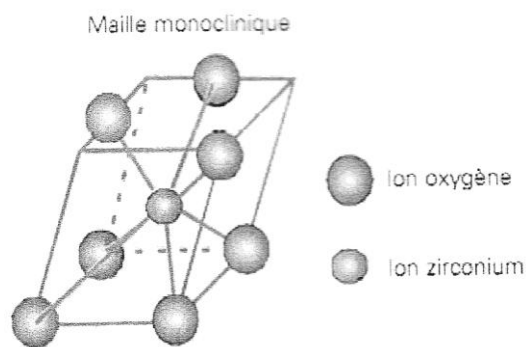


Figure 13 : cristal monoclinique

b. La phase quadratique.

À une température plus élevée, comprise entre 1170 et 2370 °C, la zirconite s'organise en une structure métastable avec des cristaux tétragonaux à angles droits. Dans ce cas, les ions zirconium ont une coordination de 8:

- 4 ions oxygène forment un tétraèdre aplati ;
- 4 ions oxygène forment un tétraèdre allongé, tourné de 90° par rapport au premier.

Cette structure est parfois décrit comme ayant une symétrie quadratique, face centrée plutôt que quadratique centrée, pour faciliter la relation de la structure avec la fluorine.

C'est cette phase qui possède des propriétés mécaniques les plus importantes à nos yeux. (Lebras 2003)

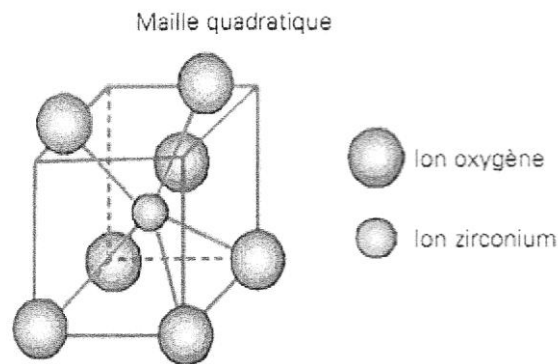


Figure 14 : cristal quadratique

c. La phase cubique.

Au-delà de 2370 °C, les cristaux deviennent cubiques et se maintiennent dans cet état jusqu'à la fusion à 2680 °C.

La structure est de type fluorine cubique à face centrée ; chaque ion Zr est entouré de 8 ions O formant deux tétraèdres réguliers.

Sous cette forme, la zircone ne présente pas de propriétés mécaniques intéressantes.

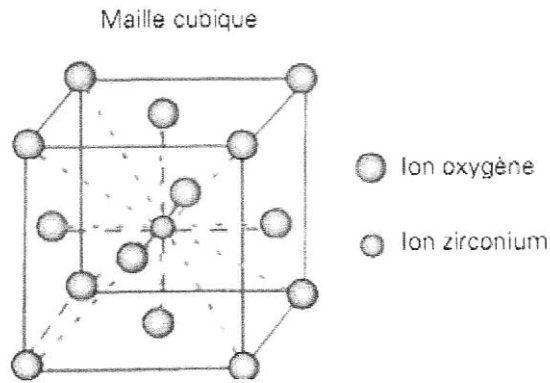


Figure 15 : cristal cubique

5. Stabilisation de phase.

La transformation de la phase quadratique à la phase monoclinique s'accompagne d'importantes variations dimensionnelles : une déformation partielle allant de 0,16 et un accroissement de volume de l'ordre de 4,5 %.

Ces variations excèdent la limite de rupture conduisant à une fragmentation du matériau. (Orange 1992) Donc une pièce zircone, frittée aux alentours de 1500 °C (température exigée par la réfractarité du matériau), se détruit lors du refroidissement. La zircone pure ne peut donc servir que sous forme de poudre.

Pour réaliser des pièces frittées, il faut stabiliser la zircone avec des oxydes dits stabilisants, essentiellement Y_2O_3 , CaO, MgO, CeO_2 , et du dioxyde de titane (Boch 2001).

Pour stabiliser la zircone dans la phase quadratique, des faibles quantités (35 %) d'oxydes sont ajoutées. L'oxyde d'yttrium est le plus utilisé pour les zircons dentaires, à 3 % (5,15 %). La phase quadratique métastable est stabilisée jusqu'à température ambiante, on parle alors de zircone partiellement stabilisée.

Le cérium est encore assez peu répandu, mais il permet d'obtenir une très haute ténacité (20 mégapascal contre huit à 10 mégapascal pour la zircone yttrée). Il pourrait peut-être, être utilisé dans un avenir proche, si les autres propriétés suivent aussi.

Les stabilisants doivent rentrer dans la zirconie en solution solide, sous forme d'interstitiels pour les petits ions (calcium et magnésium), ou substitutionnels pour les gros ions (cérium et yttrium).

La distribution des stabilisants dans la matrice dépend beaucoup du mode de préparation des matériaux. Une distribution très homogène peut être réalisée par une coprécipitation d'hydroxydes. Dans d'autres procédés, les stabilisants sont ajoutés sous forme de couches autour des grains de zirconie, et diffusent dans la zirconie grâce à un traitement thermique.

Par exemple, on peut réaliser un mélange de zirconie et de nitrate d'yttrium et le porter à 1200 °C. Le nitrate d'yttrium se décompose, laissant une couche d'oxydes d'yttrium autour des grains de zirconie. La couche d'oxyde diffusera dans la zirconie grâce à un traitement thermique de plusieurs heures à 1600 °C. D'autres méthodes existent, tel le dépôt des oxydes stabilisants par CVD ou procédé sol gel.

a. Zirconie non stabilisée (Z)

Cette zirconie a été soumise au cours de son refroidissement à la transition de phase quadratique vers la phase monoclinique, qui l'a détruite (elle est sous forme de poudre). Ces performances mécaniques sont quasi nulles.

b. Zirconie stabilisée (FSZ)

Une zirconie contenant uniquement de la phase cubique est dite FSZ (fully stabilized zirconia). Malgré tout, ses performances restent modestes et sensiblement en retrait de celles de l'alumine. La zirconie est associée à une masse volumique plus importante, une dilatation thermique supérieure (donc une plus grande sensibilité au choc thermique) et un coût plus important.

C'est ainsi que les céramiques produites à partir des meilleurs oxydes de zirconium n'ont pas de résistance extraordinaire, et n'ont pas a priori de vocation mécanique.

Le plus important pour la production de ces produits est la granulométrie, la pureté et la mise en oeuvre. Ce sont des procédés de production qui donnent au dioxyde de zirconium ces caractéristiques optimales comme la résistance mécanique et la ténacité à la rupture.

c. Zircone partiellement stabilisée (PSZ)

Si la zircone, appelée PSZ, contient un mélange de phase cubique et de phase quadratique. Une zircone stabilisée partiellement en phase quadratique est appelée TZP (tetragonal zirconia polycrystal). Un nombre et une lettre précédant ces acronymes peuvent indiquer la quantité et la nature du stabilisant. Par exemple, une Mg-PSZ est une zircone partiellement stabilisée au magnésium.

Les zircons qui nous intéressent plus particulièrement en odontologie sont stabilisés à yttrium, soit à raison d'une mole d'yttrium représentant alors deux à 3 % de la masse, soit à raison de 3 moles représentant alors 5,27 % de la masse.

À la température à laquelle la zircone est frittée (1500 °C), les phases quadratiques et cubiques coexistent. Si nous maintenons la phase quadratique à basse température, nous obtenons un matériau composé majoritairement de phase quadratique, mais contenant également de la phase cubique, un taux de 15 % environ pour la 3Y-TZP. La zircone obtenue est alors métastable : tout apport d'énergie (un choc ou une contrainte mécanique par exemple) pourra la faire évoluer vers l'état stable (la phase monoclinique).

La propagation d'une microfissure, apport de l'énergie, et la phase quadratique se transforme immédiatement en phase monoclinique stable thermodynamiquement. Ainsi l'énergie de la fissure est absorbée. Cette dernière est en même temps «coincée», ce qui la stoppe rapidement. De plus un gonflement local pince la fissure et sa propagation : la résistance mécanique et la ténacité sont accrues. (Trinkert et Robert de 2003)

L'accroissement de la ténacité va de pair avec l'augmentation de la taille des grains.
(pas plus de 0.6 micromètre)

d. Rôle des stabilisants.

Les stabilisants permettent le maintien sous forme quadratique et empêchent la transformation de phase. Ainsi, une quantité plus importante des stabilisants permet à la zirconne d'être moins sensible au vieillissement, mais les propriétés mécaniques seront moindres.

La meilleure résistance au vieillissement peut se traduire par deux phénomènes :

- d'une part le vieillissement est moins rapide
- d'autre part la transformation d'une moins grande quantité de phase monoclinique

La diminution de la transformabilité est appliquée par l'augmentation du taux d'yttrium.

Le matériau est alors moins sensible au vieillissement mais le renforcement par transformation de phase est moins efficace, d'où des propriétés mécaniques moins satisfaisantes. Le moindre renforcement est dû aussi à la présence de phase cubique (non transformable) en quantité d'autant plus importante que le taux de stabilisant est élevé. (Green, Hannink & Swain, 1989)

e. Le rôle des dopants.

Suivant les processus d'élaboration, les dopants sont les éléments présents en très petites quantités dans la zirconne, soit délibérément, soit sous forme d'impuretés. Les impuretés sont le plus souvent des phases vitreuses à base de silice ou d'alumine. Nous pouvons aussi les introduire volontairement, accompagnées d'autres oxydes comme le titane, le cérium, le cobalt et des carbures de tungstène par exemple. (Gremillard, 2002)

L'ajout de dopants retarde le vieillissement : le titane parce qu'il sur stabilise la zircone mais conduit à des propriétés mécaniques moins satisfaisantes, donc à une moindre résistance à la fissuration ; et la silice réduisant les contraintes internes.

6. La zircone HIP.

HIP = hot isostatic pressing

Cette zircone est pressée à chaud (1350 à 1500 °C) et à une pression encore plus élevée (environ 2000 bars). On parlera alors de zircone Y-TZP-HIP. Cette technique mise au point en 1995 permet d'obtenir des blocs de zircone plus durs.

Pour obtenir cette zircone nous devons travailler sous atmosphère d'argon donnant ainsi une coloration grise à la zircone obtenue. Il faudra alors réchauffer la zircone dans l'air afin de ré oxydé le matériau pour lui donner sa couleur blanche. Cette zircone donnera dès lors un effet satiné malgré sa rugosité de surface. Elle sera par la suite polie pour les zones en contact avec les tissus mous et au contraire sablée pour les zones d'accroche des futures restaurations. (Fouquier, 2008)

Le matériau obtenu procure alors une résistance incroyable puisqu'il peut être utilisé en aéronautique. Son usinage reste tout de même très long (en moyenne 1 heure pour un élément dentaire) et par conséquent très onéreux. Nous réserverons donc cette zircone aux éléments nécessitant une résistance mécanique forte : les armatures.



Figure 16 : armature de bridge en tout zircone

C. Les propriétés mécaniques spécifiques de la zircone.

Les céramiques en général sont mécaniquement caractérisées par une faible résistance à la traction et à la flexion, une bonne résistance à la compression et une absence totale de déformation plastique. (Ferrari, Sadoun 1995)

La zircone a un module de Young relativement bas (220 GPa), autrement dit elle permet une légère déformation avant la rupture, chose unique pour un matériau à rupture fragile. Car ne l'oublions pas la zircone reste une catégorie de céramique. (Mahiat 2006)

1. Le renforcement par transformation de phase.

Ce comportement de la zircone qui la renforce à la suite d'une fissure est appelé « transformation toughening » ou TT ou renforcement par transformation de phase. Ce terme comprend aussi bien l'accroissement de la ténacité que l'accroissement de la résistance. (Sorensen 2003)

C'est ce phénomène qui est à la base de bonnes propriétés mécaniques de la zirconie. Il a été découvert par Garvie en 1975. On dit que la zirconie a la capacité d'absorber l'énergie. (Lelievre 2003 ; Gupta, Langue & Bechtold 1978)

La mise en oeuvre des mécanismes TT pour réaliser des TTC « transformation toughening céramics» exige toujours que l'on puisse retenir une fraction de dioxyde de zirconium quadratique métastable à même de se transformer en dioxyde de zirconium monoclinique à la température d'emploi sous l'effet de contraintes appliquées.

Ce renforcement est une transformation instantanée qui se développe alors que la température décroît.

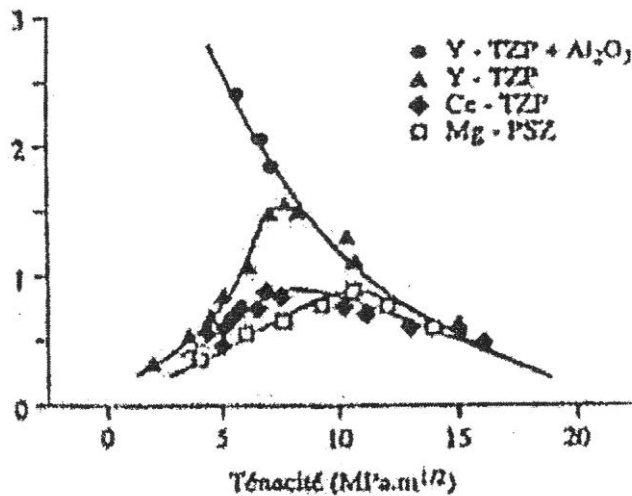
Dans le cas des mécanismes TT la transformation d'une particule métastable quadratique en particulier stable monoclinique (dans le champ de contraintes associées à la propagation d'une fissure potentiellement dangereuse, est source de ténacité accrue).

- D'une part l'accroissement de volume (4.5%) dû à la transformation met le front de fissure en compression
- d'autre part l'énergie de déformation associée aux composantes de cisaillement participe à un accroissement de l'énergie de rupture.
- Enfin l'expansion de la particule transformée peut conduire à une microfissure au niveau local, entraînant des effets bénéfiques de bifurcation de fissure. Ceci répartissant d'autant la force de fracture sur le matériau. (Hannink, Kelly, & Muddle 2000)

La zirconie s'oppose d'autant plus à la propagation de la fissure que les contraintes en fond de fissure sont importantes. On observe même un accroissement du module de Young avec l'augmentation des contraintes. (Zhou, Mah, Shrotriva, Mercer & Soboyejo 2007)

Ces effets conduisent à des phénomènes de micro plasticité, d'où un comportement contraintes/déformations non linéaire dans les zones proches de la transformation.

On ne peut pas cumuler accroissement maximal de ténacité et accroissement maximal de résistance mécanique et il faut choisir entre accroître plutôt l'une ou plutôt l'autre.



Relation résistance mécanique / ténacité pour différents matériaux renforcés par ZrO_2 , d'après GREMILLARD (41)

Figure 17 : rapport résistance sur ténacité de la zircone

2. Le vieillissement.

Un test in vitro correspondant à une durée in vivo de 20 ans montre que la transformation de la phase quadratique à la phase monoclinique n'est que de 2 à 3 %. (Shimuzu 1993)

Enfin l'eau agit sur les matériaux comme un corrosif et facilite l'ouverture de fissure. Or la zircone comme tout matériau fortement ionique est très sensible à l'eau et donc à sa corrosion. Par chance le renforcement par transformation de phase lui permet malgré tout de présenter de bonnes propriétés mécaniques bien supérieures à l'alumine. (Chevalier, De Aza, Fantozzi 2000)

Aujourd'hui la zircone yttrée est plus stable vis-à-vis de l'eau, d'autant qu'on rajoute dorénavant 0.25 % d'alumine pour améliorer le vieillissement de la zircone.

III. Les piliers et les céramiques dentaires en implantologie.

Nous allons présenter et développer ici les autres céramiques utilisées en implantologie pour pallier aux défauts esthétiques du titane. Car nous sommes tous d'accord aujourd'hui sur l'utilisation de céramique pour aboutir à un résultat esthétique attendu par le patient. Avant l'utilisation de la zircone, d'autres solutions avaient déjà été testées, tant au niveau des matériaux utilisés que des types de systèmes supra implantaires.

Puis nous verrons dans un deuxième temps quelle est la propriété mécanique unique et spécifique de la zircone.

A. Les différentes céramiques utilisées en implantologie.

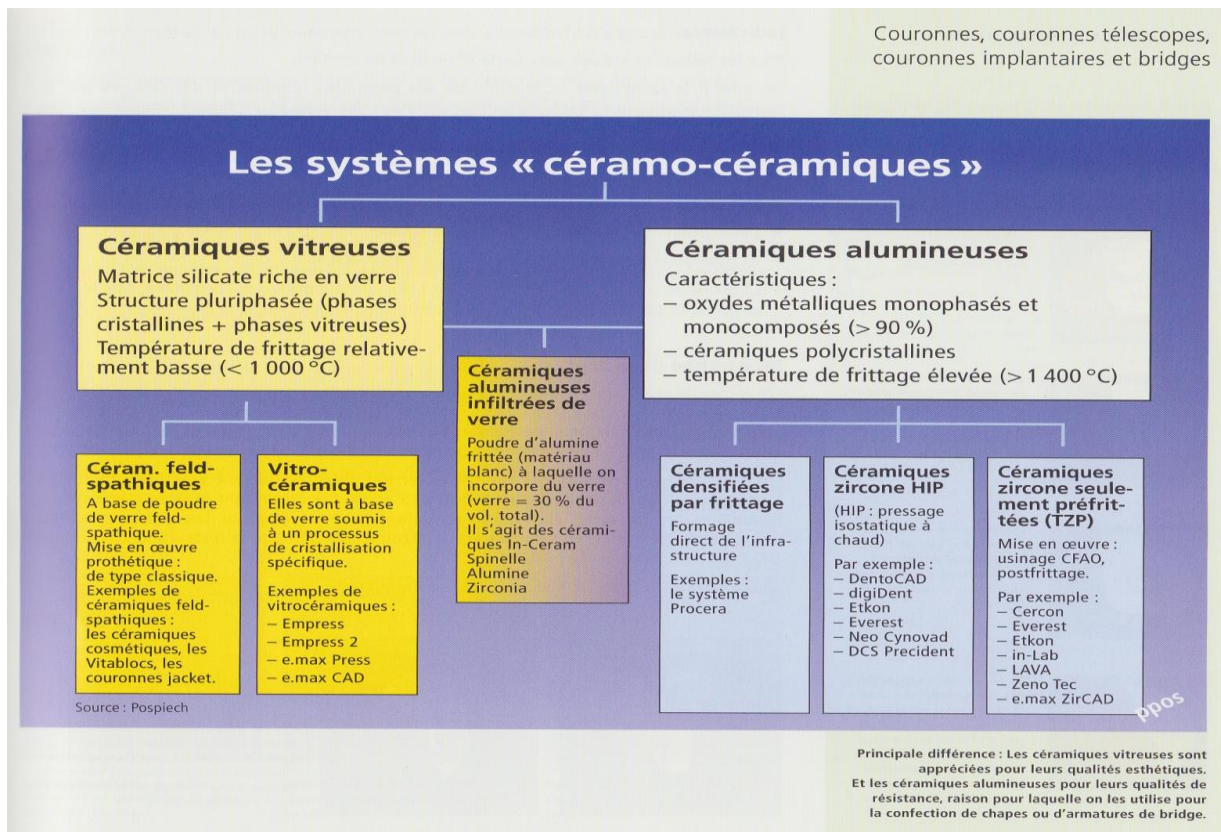


Figure 18 : classification des principales céramiques

En implantologie, seules les céramiques alumineuses sont utilisées de par leurs propriétés mécaniques suffisamment élevées pour résister aux contraintes de force auxquelles elles sont soumises.

Néanmoins il faut citer l'existence des céramiques Feldspathiques, qui à ce jour ont très certainement le rendu esthétique le plus élevé, avec une grande translucidité, luminosité, une possibilité de maquillage en profondeur. Cependant cette catégorie de céramique, qui peut être collée de par sa phase vitreuse, a des propriétés mécaniques bien trop faibles pour l'utilisation préconisée en implantologie.

La première céramique utilisée en implantologie est la céramique alumineuse. Son rendu esthétique est tout à fait satisfaisant pour l'utilisation en implantologie.

Une autre catégorie de céramique utilisée est la céramique alumineuse infiltrée de verre et pouvant contenir de la zircone ou du dioxyde de zirconium. Cette dernière est appelée céramique in zirconia. (innovation de Mr Sadoun.) Son idée est simple, afin d'utiliser une autre céramique aux propriétés mécaniques plus élevées et ne pouvant pas être collé du fait de leur manque de phase vitreuse, il a trouvé le moyen d'incorporer cette phase vitreuse dans les céramiques alumineuses. Ces dernières pouvant contenir du dioxyde de zirconium.

Si au début ces céramiques avaient un gros défaut esthétique, elles peuvent aujourd'hui bénéficier d'un maquillage qui leur donne un aspect plus naturel. Si cette céramique est intéressante, on n'en parle que très peu pour l'utilisation en implantologie.

Vient ensuite dans la catégorie de céramiques : la céramique à base de zircone, elle est utilisée sous deux formes en dentisterie :

- La première est la zircone TZP, utilisé le plus souvent pour la confection de couronnes.
- La seconde est la zircone HIP, qui offre les propriétés mécaniques et physiques maximales. Cependant sa confection et son usinage sont longues, très difficiles et surtout très coûteuses. Elle sera réservée à la confection d'armature nécessitant une précaution toute particulière (armature de bridge essentiellement).



Figure 19 : armature en zircone

B. Les différents types de connexion.

Les piliers implantaires sont caractérisés par leur forme, leur matériau, leur connexion à l'implant et leur connexion à la couronne. Nous pouvons alors distinguer les piliers implantaires selon leurs principes mécaniques. On parle de pilier à connexion active (ou cône morse), ou de pilier à connexion passive (connexion interne, connexion externe)

1. Les piliers à connexion active, ou cône morse.

Ce type de connexion en forme de cône se finit par une vis. Ce n'est pas la lisse qui va solidariser le pilier un implant, elle ne sert qu'à activer la connexion mais ne participe pas par la suite à la stabilité de celle-ci. Dans ce type de connexion il s'agit d'un principe d'interférence ou de friction consistant à insérer en force un cône mâle dans un cône femelle. La dimension du cône mâle étant légèrement supérieure à celui du cône femelle.

Les forces de friction et de pression sont constantes et ce, même après insertion du cône. On aura alors réalisé dans ce type de connexion une sorte de soudure à froid qui ne nécessite aucun système anti rotationnel. Cette soudure à froid est aussi appelée : écrouissage.

Sans système anti rotationnel nous obtenons une connexion plus stable et aucune infiltration bactérienne dans le système implantaire.

Certains rapports cliniques font état de la stabilité de cette connexion même en cas de fracture de la vis.

Cette connexion plus stable évite tout effet de dévissage. Mais elle pose le problème du repositionnement du pilier au laboratoire. Le cône ne pouvant pas être inséré activement, il faut donc bien comprendre la technique dans ses détails pour éviter les pièges et pouvoir obtenir cette qualité de connexion optimale. (Ankylos[®])

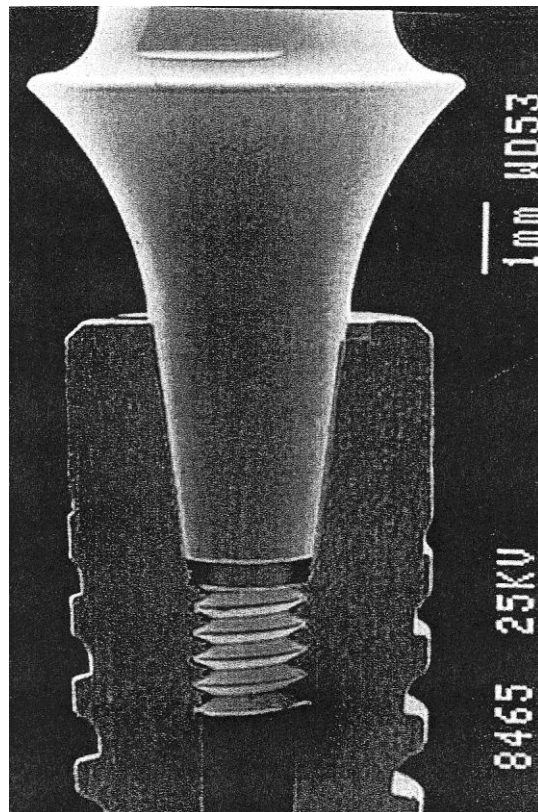


Figure 20 : cône morse non indexé de chez Ankylos



Figure 21 : pilier implantaire indexé et non indexé C/X de chez Ankylos®

2. Les piliers à connexion passive.

Avec ce type de connexion aucune force n'est développée à l'interface des deux pièces : l'implant et le pilier. C'est la vis en titane qui va solidariser et maintenir l'ensemble. Le dispositif de jonction empêche les mouvements en flexion et en rotation ; la vis devient alors le maillon faible du dispositif devenant le rupteur de force.

La force exercée par la vis sur les deux pièces est appelée : la précharge. Celle-ci est censée s'opposer aux forces de dévissage. En revanche le titane étant un métal avec une certaine ductilité, il va s'opérer avec le temps un relâchement élastique des métaux entraînant inévitablement le desserrage de la vis.

a. La connexion externe.

La connexion externe est aujourd'hui progressivement abandonnée au profit de la connexion interne du fait de son manque de stabilité. L'ouverture du plan de joint est bien plus important sur la connexion externe ; elle entraîne par la même une accentuation de l'effet de micro-pompe.

Sans compter que les mouvements de ce type de connexion vont accélérer la fatigue des métaux et peuvent ainsi entraîner leur relâchement élastique, ou casser la connexion dans le cas de piliers en céramique (qui n'ont aucune élasticité).

b. La connexion interne.

Un autre consensus, est utilisé : la connexion interne. Elle libère plus d'espace vertical qu'une connexion externe. La connexion interne reste plus stable et plus précise mécaniquement parlant. Elle permet également un départ du profil d'émergence plus apicale donc plus physiologique et esthétique. (Hegenbarth 1999 ; Rieder 1996 ; Rutten & Rutten 2006)

Le départ plus profond permet à la fois une augmentation de la résistance à la flexion, une diminution des fractures et une diminution du risque de desserrage de la vis.

Mais surtout, avec ce type de connexion, l'ouverture du plan de joint est très largement diminuée. (Norton, 1997 ; Gross, Abramovich & weiss, 1999)

Aujourd'hui la connexion standard est la connexion interne.

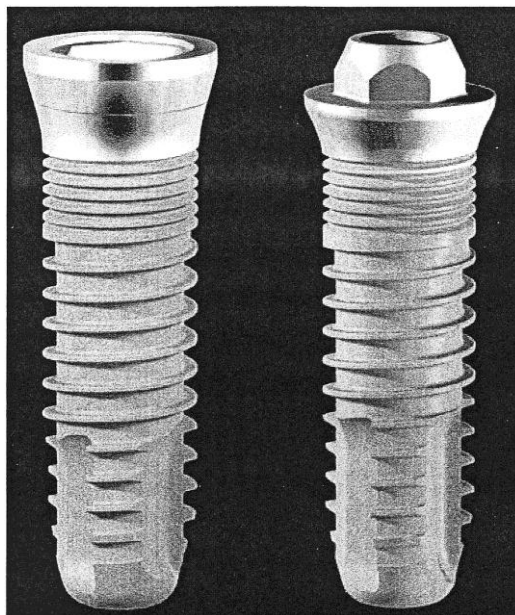


Figure 22 : connexion interne et externe

3. Le système de plate-form switching.

Le système de switching plate-forme a été créé pour faire face au phénomène de micro-pompe, entraînant lui-même une infiltration bactérienne et une fatigue du métal. Il permet également d'augmenter la distance entre l'os et la base du pilier implantaire. Son principe repose sur un sous dimensionnement de la connectique du pilier implantaire par rapport au diamètre du col de l'implant.

Ce système de switching plate-form diminue la cratérisation tout en gardant un espace biologique relativement important, dit alors « d'espace biologique péri-implantaire ». (Degorce & Chiche, 2005)

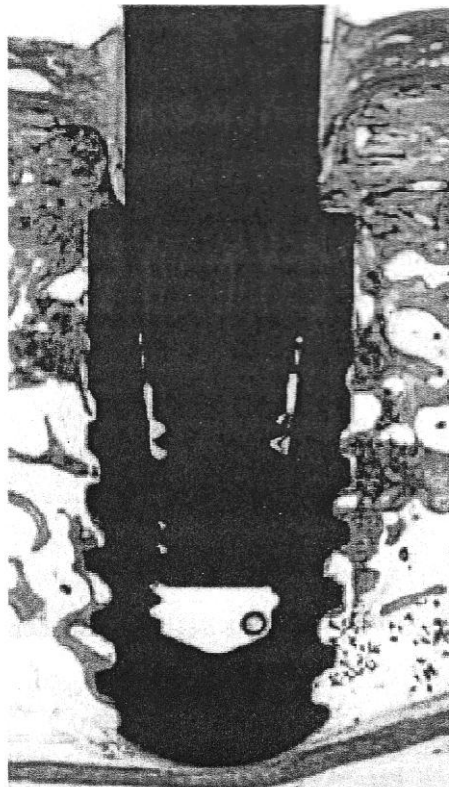


Figure 23 : plate-form switching de chez Ankylos

En conclusion nous pouvons dire qu'aujourd'hui la référence est le système à connexion interne. Bien qu'il soit imparfait il est majoritairement utilisé en implantologie. Mais les sociétés et collèges d'implantologie orientent de plus en plus les praticiens à utiliser le cône morse plus stable et plus sûr. Le cône morse n'utilise pas de vis pour être maintenu, or aujourd'hui le rupteur de force est la vis implantaire.

C. Stabilité de la jonction implant-pilier.

Les piliers implantaires doivent répondre à un cahier des charges :

- Présenter des propriétés mécaniques élevées pour maintenir l'intégrité des composants soumis aux contraintes occlusales
- Etre biocompatible
- Etre étanche
- Etre anti-rotationnel
- Etre précise
- Etre ergonomique
- Etre esthétique
- Avoir un rapport qualité/prix convenable

La stabilité de l'interface pilier-implant va essentiellement dépendre de la précision d'adaptation qui existe entre ces deux pièces. Désormais, souvent usinées sur le même type de machine avec les mêmes procédés, l'adaptation ainsi obtenue est alors de grande qualité et d'une grande précision. (un joint pilier implant est de 30 à 40 microns)

Ensuite arrive le phénomène de « jeu pilier/implant », obligatoire et dont le sous dimensionnement de l'hexagone interne permet une insertion correcte dans la base de l'implant. Et plus ce jeu sera important et moins le pilier est stable.

Le système de connexion à hexagone ou octogone est lui anti-rotationnel pour éviter le dévissage. (Toqué, Laplanche, Ettore, & Zerbib 2007)

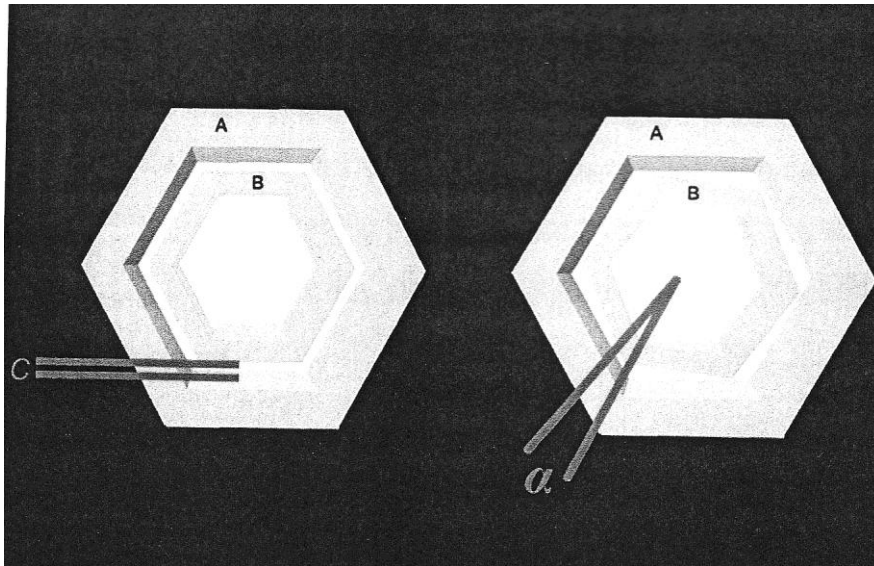


Figure 24 : jeu du système anti rotationnel

D. Les piliers céramiques et autre système.

Nous allons maintenant voir ces différentes céramiques dans leur utilisation clinique, au niveau de la partie trans-gingivale de l'implant et du pilier implantaire.

1. Les systèmes à bagues zircone.

Certains fabricants ont créé des piliers intégrant une bague en céramique pour la partie trans-gingivale. C'est une simple bague de céramique qui vient se placer entre le pilier « réduit » et l'implant. Elle constituera la partie trans gingivale. D'autres fabricants ont même intégré cette pièce trans-gingivale directement à leur implant. Par exemple TBR[®] a mis au point l'implant Z1, qui comporte une bague zircone Y-TZP-HIP teintée A2 transit gingival.

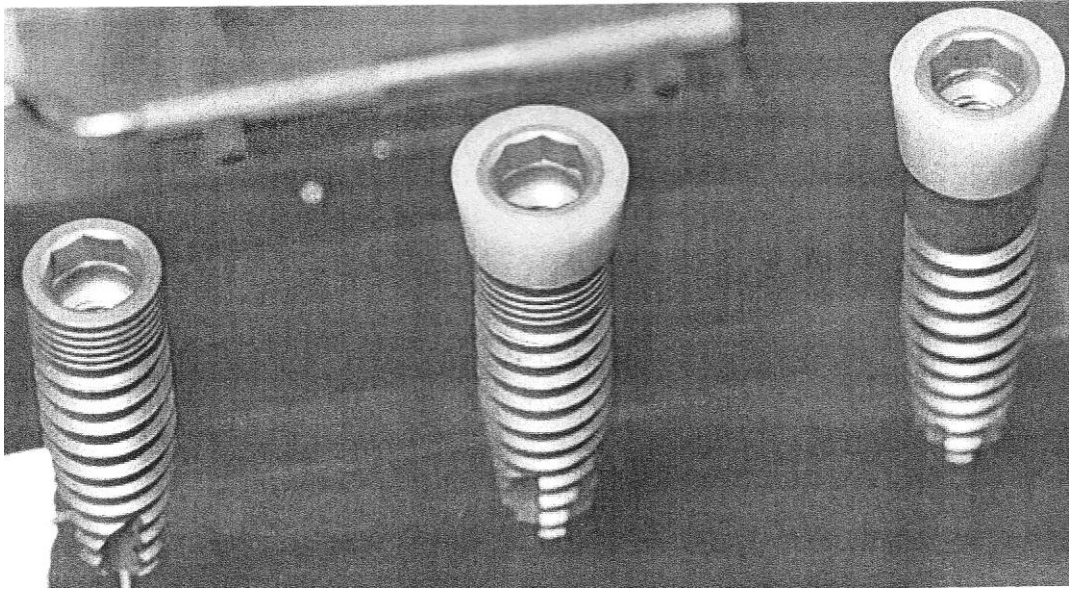


Figure 25 : Implant Z1 de TBR



Figure 26 : intégration de multiple systèmes à bague zircone

Outre l'intérêt esthétique, cette bague en zircone, permet également, lors des mises en place d'implants en un temps chirurgical, une cicatrisation bien plus rapide et une bien meilleure qualité des tissus environnants. En fait ou non en fait les résultats seront les mêmes. Effectivement des études montrent que lors du processus de cicatrisation, la période inflammatoire est réduite ainsi que le nombre de cellules inflammatoires bordant cette bague zircone. Nous verrons plus tard à quel point la zircone a une biocompatibilité supérieure aux autres matériaux. (Mericske & Stern 2001)



Figure 27 : schéma implant en situation

2. Les piliers céramisés.

Les piliers céramisés sont des piliers métalliques sur lesquels sont appliquées une couche d'opaque et une couche de céramique fluorescente. La transillumination montre une propagation optimale de la lumière au niveau du collet dans l'environnement naturel avec une dispersion intense de la lumière (Rutten & Rutten 2006). Il faut cependant que le pilier s'harmonise avec la couleur de la restauration et que la jonction supra gingivale pilier couronne passe inaperçue.

Les nouvelles générations de céramique rose permettent un maquillage des surfaces supra gingivales des piliers implantaires créant ainsi l'aspect d'une fausse gencive (Iprea 2003).

Ces piliers céramisés ne sont aujourd'hui plus utilisés en implantologie car il s'est avéré qu'aucune attache épithéliale ou conjonctive n'est possible à leur surface. Le rendu

esthétique en est donc diminué et n'offre plus de fonctionnalité de protection aux tissus mous péri-implantaires.

3. Les piliers en céramique sur base titane.



Figure 28 : pilier en céramique sur base titane

Malgré les défauts observés sur des piliers en titane, nous pouvons nous poser la question : pourquoi avoir gardé cette base pour créer des piliers en céramique ? Cela est dû à l'une des propriétés physiques de la zircone et des céramiques en général.

Le titane est plus tendre que la zircone. La dureté Vickers est de 90 pour le titane contre 2000 pour les céramiques. Les conséquences du système anti-rotationnel sont des micromouvements entre le pilier et l'implant. Ces micromouvements produisent un frottement et de ce fait une usure dans la zone de contact entre le titane et l'hexagone externe ou entre le titane et l'élément de connexion interne (Hexagone ou octogone). Ce phénomène est appelé le « fretting wear » ou usure par frottement (Brodbeck 2003).

De plus au départ nous ne pouvons utiliser que la zircone HIP très difficile à usiner. Ce qui avait pour conséquence un mauvais contact zircone/titane. Le fait d'usiner une pièce titane/titane avec la même machine, nous permet d'avoir une précision d'adaptation bien plus grande.

Ce pilier a deux avantages :

- le premier esthétique ; le pilier composé de céramique dans la partie trans-gingivale permet ainsi une bonne diffusion de la lumière
- le deuxième avantage : nous évitons un phénomène d'usure par frottement.

Ces piliers en céramiques sur base titane présentent quand un même un inconvénient. En effet ils nous limitent l'espace vertical nécessaire à une bonne reconstitution coronaire. (Hanish 2003)

4. Les piliers en céramique.

a. Les piliers en oxyde d'alumine.

Ce type de pilier implantaire a montré un taux de succès élevé à trois ans de mise en charge (Andersson, Glauser, Maglione & Taylor 2003 ; et ; Andersson, Ödman, Lindvall & Branemark 1998).

D'autres auteurs ont comparé le pilier en oxyde d'alumine à des piliers UCLA en or paladié et à des piliers en titane. Il en résulte une résistance similaire. (Mc Glumphy 1992)

Toutefois, la préparation de ce type de pilier présente un inconvénient : nous observons, en effet, de nombreuses fractures lors de son usinage. Celui-ci est obligatoirement réalisé sous irrigation et, malgré ces précautions, des fractures persistent pendant sa préparation. Néanmoins, ce pilier une fois usiné, reste relativement stable face aux contraintes qui lui sont appliquées. Ceci est dû au module de Young du matériau qui est très élevé : 380 GPa.

L'autre défaut de ce pilier est la valeur moyenne de fractures à 280 N, alors que les piliers en alumine sont soumis à des forces d'incision moyenne variant de 90 à 370 N.

Ce type de pilier est donc conseillé et recommandé pour des restaurations de dents antérieures. Une seule exception : si lors de la préparation et de son usinage le pilier ressort avec des parois trop fines, nous devons passer au pilier en oxyde zircon, bien plus résistant.

Ainsi, face à toutes ces contraintes de réalisation et même si ce type de pilier a eu un bon taux de réussite, il n'en demeure pas moins que le nombre de fractures est plus important sur un pilier en oxyde d'alumine que sur un pilier en zircon, placé dans les mêmes conditions. Dans un souci d'une plus grande solidité, nous préférons les piliers en tout zircon ou zircon sur base titane.

b. Les piliers In-ceram-Zirconia[®].

Développé en 1997 par Sadoun, ce pilier est constitué de 60 % d'oxyde d'aluminium et d'oxyde de cérium, et de 40 % d'oxyde de zirconium, le tout infiltré d'une phase vitreuse après préparation. Il en résulte l'obtention d'un pilier en céramique aux propriétés mécaniques améliorées face à celles des piliers en oxyde d'alumine.

Comme nous l'avons dit précédemment, les problèmes d'esthétiques que nous rencontrons au début, n'existe plus aujourd'hui. Nous pouvons dorénavant infiltrer une phase vitreuse colorée. L'aptitude de ces piliers à supporter de grandes forces est moindre, leurs propriétés mécaniques restent inférieures à celles des piliers en dioxyde de zirconium.

c. Les piliers en oxyde de zirconium.

L'oxyde de zirconium possède des valeurs élevées de résistance à la flexion et de ténacité à la rupture. Il permet de réaliser des piliers implantaires qui ont un risque de fractures moins élevées comparés aux piliers en oxyde d'alumine. (Holst, Boltz, Hegenbarth, Wichmann & Eithner 2005)

La valeur moyenne de fractures de ces piliers est de 737,6 N.



Figure 29 : pilier en zircone pure

Aujourd’hui la référence est le pilier en titane ou en zircone. La zircone est privilégiée au titane. Sauf dans les cas où l’épaisseur des parois des piliers semble être insuffisante pour supporter les forces occlusales, nous revenons au titane.

Et bien que des piliers en alliage métalliques soient encore utilisés, le titane et la zircone restent l’indication majeure pour une bonne biocompatibilité.

Voici un récapitulé de différents piliers implantaires selon leurs caractéristiques (avantages et inconvénients) et leur fabrication :

Matériaux	Piliers	Systèmes implantaires	Avantages	Inconvénients
Oxyde d'aluminium	Esthetic Ceramic	Replace	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne biocompatibilité - Teintes dentaires - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque de fractures - Risque « d'usure par frottement »
	Procera	Bränemark	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne adaptation 	
Oxyde de zirconium	Zirabut	Bränemark, ITI	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne biocompatibilité - Haute stabilité - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque « d'usure par frottement » - Couleur trop blanche
	Cercon Balance	Ankylos		<ul style="list-style-type: none"> - Temps de travail long
	Procera	Bränemark	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne adaptation - Réduction du temps de préparation 	

In-Ceram zirconia	SynOcta In- Ceram	ITI	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne biocompatibilité - Temps de préparation court 	<ul style="list-style-type: none"> - Pas de translucidité - Risque « d'usure par frottement » - Trop blanc
	<hr/>			
Oxyde d'aluminium	Esthetic Ceramic	Replace	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne biocompatibilité - Teintes dentaires - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque de fracture - Risque réduit « d'usure par frottement »
	Procera	Replace		
<hr/>				
/Titane	CeraBase	Frialit-2	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne adaptation - Pas « d'usure par frottement » - Bonne biocompatibilité - Teintes dentaires - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Coloration possible des tissus mous - Risque de fracture
	<hr/>			
Oxyde de zirconium	Procera	Replace	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne adaptation - Réduction du temps de préparation - Bonne biocompatibilité - Haute stabilité - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Risque « d'usure par frottement » - Trop blanc
	<hr/>			
/Titane	ZiReal	Osseotite	<ul style="list-style-type: none"> - Bonne biocompatibilité - Haute stabilité - Translucidité 	<ul style="list-style-type: none"> - Trop blanc - Longueur du temps de travail

Figure 30 : tableau comparatif des diverses céramiques

5. Quelques règles pour les parties trans-gingivales.

Afin d'obtenir le meilleur des résultats esthétiques les piliers, leur connexion et la continuité pilier implant doivent être réalisés avec un maximum de précautions. L'enjeu du rendu esthétique commence dès la sortie de l'implant au niveau osseux.

Même si les tissus mous ont une capacité d'adaptation très grande, ils restent fragiles et sensible. Le risque d'un rejet, d'une inflammation, d'une mauvaise cicatrisation ou encore d'une récession gingivale sont à craindre.

a. Quelques généralités à prendre en compte.

Ainsi une fois le pilier mis en place et vissé dans l'implant, constitué du même matériau et usiné sur la même machine, un hiatus ou micro gap entre la plate-forme de l'implant et la base du pilier implantaire subsistera (20 micromètres). (Sadoun & Legall 1995 ; et ; Jansen & Weisgold 1995)

Ce problème inhérent à la conception même de l'implant, du pilier et de leur système de fixation, la vis, va en réalité générer une augmentation de la hauteur de la gencive péri implantaire.

Une progression de l'attache épithéliale en direction apicale pourra être observée suite à la mise en place et au retrait de la vis de cicatrisation, au transfert d'empreintes, et à la mise en place du pilier définitif. De cette progression, il en résulte une augmentation de l'espace biologique. Ceci, comme nous l'avons expliqué précédemment, est un critère primordial à la réalisation d'une prothèse fonctionnelle et esthétique. L'espace biologique va permettre la création d'un profil d'émergence plus doux, plus harmonieux et plus respectueux des tissus mous environnants.

Contrairement à ce que nous pourrions croire, l'augmentation de l'espace biologique n'est pas un avantage. Au contraire, elle devient un véritable refuge pour les

bactéries qui une fois instillées dans ce sillon, ne peuvent plus en être délogées par des moyens d'hygiène conventionnelle.

Il nous faut aussi : avoir un évasement progressif en « fleurs de lotus » de la partie trans gingivale du complexe implant pilier. (Hanish 2003 ; Pissi 2005 ; Prestipino & Ingber 1993)

C'est le profil d'émergence qui va prévenir des récessions gingivales vestibulaires en conservant la santé gingivale et le soutien des tissus mous environnants. (Wlochowicz, Wohlwend & Scharer 1999)

Ce micro hiatus provoque :

- l'allongement de l'épithélium de jonction
- la cratérisation de l'implant.

Nous devons surveiller scrupuleusement ce phénomène pourtant bien connu et universel à la pose des implants. Contrairement à une progression modérée dans le temps, une progression rapide et visible à la radiographie peut être l'indicateur d'une maladie parodontale péri implantaire.



Figure 31 : schéma d'implant bone level

Un phénomène parallèle au micro hiatus est à noter : l'effet de pompe. En effet, les micros mouvements entre les piliers de l'implant vont agir comme une micro pompe,

aspirant ainsi le fluide gingival du sulcus péri implantaire ainsi que les bactéries qui s'y trouvent. Ces dernières auront alors tout loisir pour coloniser le pas de vis située dans l'implant. Ceci génère alors une réserve bactérienne absolument impossible à nettoyer ou même à contrôler. Ce phénomène se rajoute donc au risque de développer une maladie parodontale péri implantaire.

Les auteurs sont tous à l'heure actuelle unanimes sur le fait que la plate-forme implantaire soit le plus apical possible. Ceci permet en effet de libérer un espace vertical suffisant pour créer un profil d'émergence satisfaisant (Hanish 2003).

Les auteurs sont donc tous d'accord pour affirmer que la partie trans-gingivale de l'implant ou du pilier, et la manière dont elle traverse des tissus mous va conditionner l'esthétique définitive de la restauration et plus important encore sa stabilité dans le temps. (Davaranah, Martinez, Kebir 2008; Hegenbarth 1999; Sadoun 2001; Sadoun & Perelmuter 1997)

b. Le pilier anatomique.

Enfin il semblerait qu'à travers la littérature sur implantologie, nous préférons utiliser des piliers anatomiques ayant un intérêt dans les techniques de mise en charge immédiate. Ils améliorent la cicatrisation et recréent une anatomie gingivale adéquate. Ils permettent, grâce à leur limite peu sous gingivale et adaptée aux contours gingivaux, de mieux contrôler l'élimination du ciment nuisible à une bonne cicatrisation. (Dedieu 2008)

Il permet également de reproduire une ligne de finition au niveau de la gencive libre proche de celle d'une dent naturelle. Cette ligne de finition suit la hauteur gingivale, sans avoir de limite trop enfuie, et permet une bonne élimination du ciment. (Chee & Jivraj, 2006)

Le pilier anatomique peut et doit être aujourd'hui uniquement individualisé. Il est le seul à pouvoir suivre le contour gingival. Il faudra alors réaliser un enregistrement précis des contours gingivaux pour que le prothésiste puisse construire la partie trans gingivale du pilier.

Les piliers anatomiques doivent permettre également :

- de corriger idéalement l'axe prothétique
- de créer une limite cervicale qui épouse l'anatomie gingivale
- d'ajuster parfaitement le profil d'émergence
- d'avoir un diamètre cervical de la restauration identique à celui de la dent remplacée.



Figure 32 : pilier anatomique en zircone

c. Les piliers préformés.

Ce sont des piliers usinés et préfabriqués, qu'il est possible de retoucher légèrement. Ils sont disponibles avec des ondulations, des diamètres et des hauteurs de cols différents. Nous les trouvons dans tous les matériaux à notre disposition : alliages métalliques précieux ou non, titane et céramique. Pour ces piliers préformés la divergence entre l'axe prothétique et l'axe implantaire ne doit pas être importante. (Garnier & Limbour, 2005)

Nous utilisons ce type de pilier dans le cas de faible découverture gingival et lorsque la résorption des tissus osseux est peu avancée. Malgré un très large choix des piliers, de toutes formes et de toutes tailles, ces derniers ne permettent pas de répondre à toutes les situations cliniques. Leurs formes cylindriques montrent vite leurs limites ; la réalisation d'éléments dits anatomiques est la meilleure alternative quant aux impératifs esthétiques et fonctionnels.

D'autres problèmes inhérents aux piliers standards sont :

- une absence de symétrie et d'harmonie de la gencive autour d'une couronne sur implant
- pas de considération anatomique personnelle problématique dans le cas de gencive fine et festonnée
- en cas d'obligation esthétique nécessitant un enfouissement du bord de la restauration, l'utilisation des piliers conventionnels entraînera la formation de poches profondes dans les tissus péri-implantaires inter proximaux
- le diamètre différent de l'implant et du pilier rend difficile la réalisation d'une interface harmonieuse entre eux. Cette dernière donne un aspect naturel du profil d'émergence.

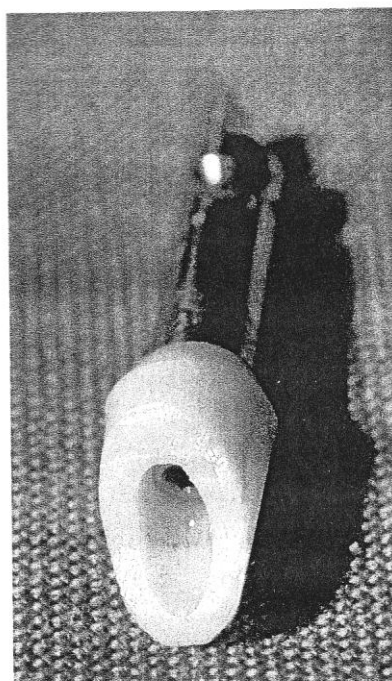
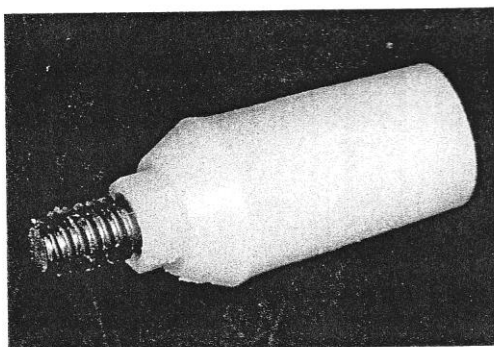


Figure 33 : pilier zircone préformé avant et après retouche

d. L'état de surface des parties transgingivales.

L'état de surface est devenu avec l'évolution des données médicales actuelles le nerf de la guerre en dentisterie. Il est encore plus en implantologie où la surface de contact entre les matériaux et des tissus mous est importante.

De nombreuses études existent sur l'état de surface approprié pour nos besoins en implantologie. Nous allons voir que deux principes s'opposent en implantologie : principe d'une élimination bactérienne aisée et principe d'une accroche des tissus sur le matériau choisi.

Le titane poli présente une excellente mouillabilité favorise une attache épithéliale (autrement dit une adhérence cellulaire plus importante.) La mouillabilité est la capacité d'un matériau de se faire recouvrir par un substrat. (Lavelle 1981)



Figure 34 : état de surface du titane poli

Les cellules s'accrochent dans un premier temps sur une surface lisse, puis grâce à la fibronectine, elles colonisent les surfaces et irrégulières et rugueuses. (Keller 1995)

Bien évidemment l'accumulation bactérienne déjà possible et aisée sur la surface lisse est alors démultipliée tant en quantité qu'en rapidité de développement sur une surface rugueuse. (Bollen 1995)

Dans la phase de finition, le polissage diminue la formation de la plaque dentaire et maintient une bonne santé parodontale. Le polissage de finition est du ressort du chirurgien dentiste pour les couronnes, les composites, les inlays et tout autre restaurations supra gingivale. Lorsqu'il s'agit de la partie trans gingivale de l'implant et de celle du pilier le polissage est soumis à la précision de l'usinage pour le titane. (Laurell 1983)

Les facteurs intervenant particulièrement pour le polissage de la zircone sont sa densité ainsi que la granulométrie de ses particules qui ne doivent pas excéder 0,6 µm. (Wolwend, Studer, Scharer 1997) (Hegenbarth 2003)

Une surface rugueuse n'est pas conseillée car elle facilite l'accroche bactérienne. Elle l'est pour l'adhérence des tissus mous. Cela étant dû à la mouillabilité qui augmente avec la rugosité du matériau. Par exemple sur un implant en titane dont la structure est poreuse on remarque une certaine attache fibro gingivale (non retrouvé de façon systématique).

Par conséquent, un implant rugueux va permettre une attache épithéliale du coronaire et, à distance, de la crête osseuse entourant l'implant. Ce phénomène va pouvoir réduire la cratérisation de l'os alvéolaire péri implantaire. (Buser 1992)

In vitro on note plus de cellules épithéliales attachées sur la surface d'un implant en céramique polie que sur la surface d'un implant en titane poli. (Kasten 1990)

Ainsi l'état de surface plus lisse contribue à une meilleure acceptation des tissus mous donc à une meilleure biocompatibilité. Une zone cervicale lisse permet de limiter le risque d'exposition et permet un nettoyage plus poussé et de meilleure qualité.

Sur ce sujet, une étude montre que l'élimination de la plaque dentaire est plus facile sur une surface en céramique (l'accroche de bactéries y est plus faible, la tension de surface est également la plus petite possible) (Shalak 1985 ; Wise & Dykema 1975).

Enfin, diverses expérimentations cliniques montrent clairement qu'après un nettoyage des surfaces en titane, l'état de surface, initialement parfait car usiné, devient rugueux voir carrément rétentif après un surfaçage. Ce qui n'est pas le cas avec la zircone. Sa densité et sa dureté permettent un nettoyage et un surfaçage sans en modifier son état.

Par conséquent, de ces observations cliniques sur des composantes en céramique polie il en découle un état gingival plus sain et de meilleure qualité.

En définitive il faut respecter trois grandes règles : avoir un état de surface parfaitement lisse et durable ; avoir un évasement progressif de la partie trans gingivale des restaurations ; et opter pour des piliers anatomiques qui suivent et épousent soigneusement la ligne gingival.

IV. Le titane en implantologie.

A. Description.

1. Les piliers en alliage précieux, semi précieux et non précieux.

Fabriqués en or ou en alliage métallique avec une base en or, ou en nickel chrome ou chrome cobalt, les piliers coulés en laboratoire à partir de préformes et qui restent personnalisables sont les piliers UCLA.

Ces piliers sont désavantageux car ils ne pas permettre aucune accroche biologique.

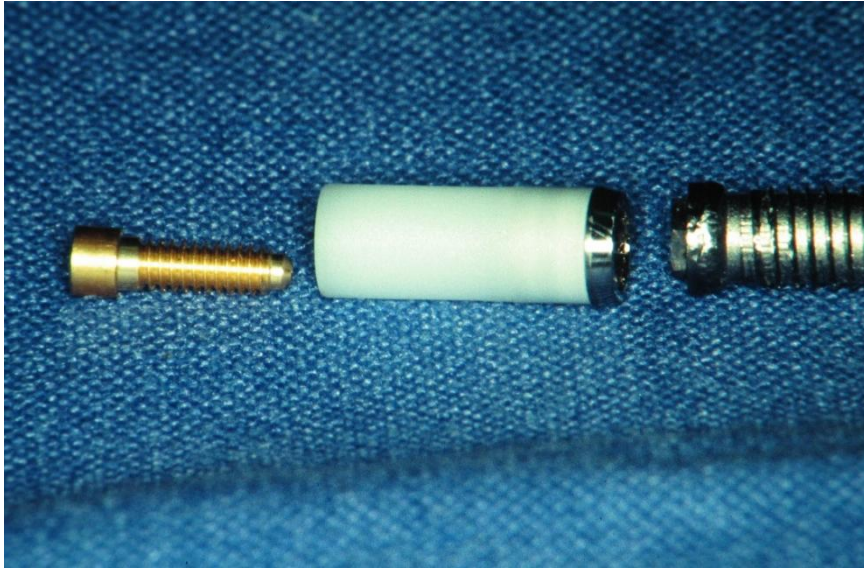


Figure 35 : exemple de pilier UCLA

2. Les piliers en alliage de titane (TA6V)

Dans le cas présent, le titane est mélangé à de l'aluminium ou du vanadium. Son goût est neutre et ne modifie pas les sensations lors de l'alimentation. Ce type de titane est facilement utilisable en coulée ; mais des études montrent que l'état de surface final est beaucoup moins bon qu'après un usinage.

3. Les piliers en titane commercialement pur (Tcp).

Le titane a été le biomatériau le plus étudié et reste aujourd'hui le plus utilisé. Sa parfaite bio compatibilité permet une excellente intégration tissulaire. La particularité du titane commercialement pur est de se recouvrir d'une couche d'oxyde de titane de 3 à 5 nm d'épaisseur. C'est ce dernier qui permet l'excellente intégration du titane dans les tissus vivants ainsi qu'une résistance particulière à la corrosion.

En revanche, il entraîne une coloration grisâtre des tissus mous et empêche la transmission de la lumière. Il faut donc bien souvent procéder au remplacement des piliers en titane par des piliers en zircone pour corriger l'esthétique souvent désagréable et inacceptable pour le patient. (Watkin, Kerstein 2008)



Figure 36 : coloration des tissus mous

Si le titane commercialement pur est le plus utilisé, il demande également des techniques de préparation strictes. En effet ces piliers sont difficilement coulables et doivent être préparés par usinage. Ceci représente un avantage puisque l'implant est également usiné sur les mêmes machines, permettant ainsi un contact intime entre les piliers et les implants d'une grande précision. (Il est à noter qu'aujourd'hui nous arrivons au même contact intime avec des piliers en zircone HIP)

L'autre aspect important à retenir du titane commercialement pur est précisément l'un de ses avantages sus cités : la couche dioxyde de titane. En effet, elle est à l'origine d'une bonne intégration du titane dans les tissus mous et osseux. De plus en cas de disparition de cette couche dioxyde de titane elle va se reformer protégeant ainsi son intégration.

En revanche, cette couche est très sensible aux attaques mécaniques et tout particulièrement au nettoyage sous gingival (voir un surfaçage). Ce dernier va rendre la surface de l'implant et du pilier tout à fait irrégulière et rugueuse. Cela peut aider à la réattache épithéliale, mais cela va surtout favoriser la colonisation et l'accroche bactérienne.

Un défaut du titane commercialement pur est l'impossibilité de le maquiller (sauf par collage de céramiques). En effet, en sous ou sus gingivale le titane sera très voyant, ce

qui n'est pas le cas d'une céramique dont on peut choisir la coloration rose en cas de défaut gingivale ou blanche en cas d'une intégration esthétique optimale.

4. Réaction du tissu conjonctif face aux implants en titane.

La raison de l'exceptionnelle intégration du titane dans les tissus humains est la formation d'une couche d'oxyde de titane, responsable du succès de l'intégration du titane à la physiologie humaine. Dans le cas d'implant en acier il n'y a pas d'union du tissu conjonctif à sa surface de l'implant.

L'épithélium de jonction, dont le pouvoir d'adaptation est plus tolérant comme nous l'avons précédemment démontré, va alors proliférer apicalement jusqu'à entraîner le rejet final de l'implant. Avec un implant titane nous avons des fibres gingivales alvéolaires, circulaires et supra crestaes (horizontales et obliques).

Buser (en 1992) montre que les fibres de collagène du conjonctif s'orientent perpendiculairement à la surface de l'implant à distance de celui-ci ; mais plus on se rapproche de l'implant et plus les fibres prennent une orientation parallèle à la surface de celui-ci.

Des études comparatives avaient déjà été menées en 1991 par Berglundh et en 1981 par Schroeder ont, elles aussi abouti à la même conclusion sur l'orientation des fibres de collagène dans le conjonctif.

Mais comme le titane est biocompatible, l'union du conjonctif à la surface de l'implant permet aux fibres de collagène circulaires de serrer les tissus autour de l'implant.

5. Notes sur les piliers en alliage métallique.

Outre un mauvais état de surface les piliers en alliage métallique présentent deux autres défauts :

- Le premier est un effet de bimétallisme qui provoque un effet de piles avec les autres métaux présent dans la cavité buccale. Cet effet va inévitablement créer la corrosion des métaux moins nobles que ceux utilisés pour les piliers.
- Le deuxième est une mauvaise biocompatibilité par rapport au titane et à la zircone. Des études montrent une plus faible proportion en collagène et en fibroblastes au niveau des structures en alliage métallique que sur celles en titane pur ou en zircone. De plus les cellules épithéliales généralement plus faciles à accrocher sur les matériaux inertes ont bien plus de difficultés à s'accrocher sur les structures en alliage métallique. (Welander, Abrahamsson, Berglundh 2008)

Il faut également préciser que les études cliniques montrent une absence de différences structurelles qualitatives dans les tissus mous adjacents aux structures implantaire en titane ou en céramique, du moins pour une observation visuelle extérieure et sur une évaluation au sondage. (Arvidson 1996)

Néanmoins une petite différence subsiste. Nous pouvons observer tout au long du processus prothétique de mise en place d'une restauration coronaire : vis de cicatrisation, empreinte, la mise en place du pilier, on peut avoir un accès visuel direct sur la loge du pilier implantaire : donc sur l'épithélium du sulcus péri implantaire. Pour un patient ayant un bon niveau d'hygiène, de très légères érosions érythémateuses de cet épithélium sont observables. Ces dernières ne sont absolument pas pathologiques, elles restent minimales et ne portent pas à conséquence sur la pérennité du pilier implantaire. Mais cela reste une fragilisation de l'épithélium qui en cas d'attaque bactérienne, sera plus enclin à s'enflammer.

Lors de ces mêmes étapes prothétiques, ces petites zones érythémateuses tendent à disparaître lors de l'utilisation de piliers en zircone pur ou dioxyde de zirconium.

Aucune étude n'est arrivée à cette conclusion, mais cette observation est tout de même référencée de façon anecdotique dans plusieurs ouvrages ou articles. N'étant pas un phénomène systématiquement observable et dont les causes ont une étiologie très variée, nous ne pouvons pas imputer cette observation à la seule présence de piliers en titane ou

alliage métallique. D'autres facteurs ou cofacteurs supposés à ce jour mais non avérés, doivent intervenir.

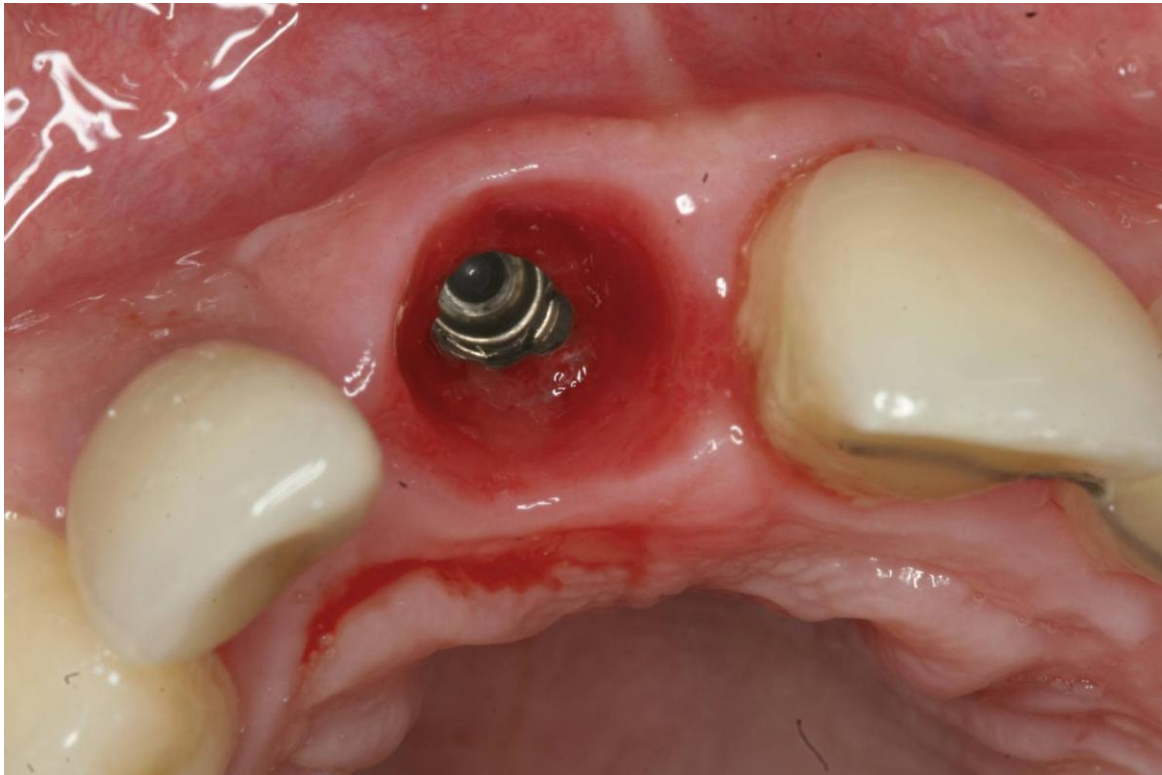


Figure 37 : niches muqueuses de pilier en titane

V. L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri implantaire.

Après avoir présenté les différents matériaux, différentes techniques, la physiologie habituelle du complexe dento-gingival et du complexe muco implantaire, nous allons rassembler toutes les données expliquées précédemment en une présentation cohérente sur l'apport de la zircone par rapport à tout autre matériau utilisé en implantologie.

A noter que nous ferons référence qu'à la partie transgingivale de l'implant.

A. Aspect physico-chimique.

1. Pour l'implant.

Les implants à bague zircone ont l'avantage d'isoler le titane des tissus mous. Cela ayant pour principal effet d'éviter les conséquences du bimétallisme pouvant générer une sensation de pile dans la cavité buccale. Ce phénomène consiste en une réaction d'oxydo-réduction entre le couple du métal le plus noble et le moins noble. Le métal le moins noble étant réduit, il va se dissoudre dans la cavité buccale.

Or, les métaux moins nobles que le titane utilisés en dentisterie sont l'amalgame avec le mercure, l'étain, les alliages nickel chrome et chrome cobalt sont utilisés pour les armatures ou les chapes prothétiques. Nous comprenons donc vite le problème de placer du titane dans une bouche où de nombreuses restaurations ont déjà été réalisées.

De plus, par la sensation de pile l'effet de bimétallisme va induire inévitablement, une altération du sens du goût, voire une agéusie. Bien souvent les patients se plaignent d'avoir un goût de métal dans la bouche ; c'est l'expression clinique de l'effet du bimétallisme.

N'oublions pas qu'à ce jour la restauration en alliage précieux est toujours rencontrée dans notre exercice. Dans ce cas le titane n'est plus le métal le plus noble. C'est

alors lui qui va subir la réduction. Pouvons alors entraîner une désagrégation ou une corrosion du métal.

Par conséquent, l'emploi de zircone met fin à tous ces problèmes. La zircone malgré son appellation de céramique métallique a une neutralité électrique, et elle ne pourra donc subir aucune réduction gage de sa pérennité dans le temps.

L'autre point important est la corrosion par l'eau. Tout matériau placé dans la cavité buccale va inévitablement subir une corrosion ou hydrolyse.

Le titane n'échappe pas à cette règle mais proposera alors une défense sous forme de formation d'une couche de dioxyde de titane de trois à 5 nm d'épaisseur, ce qui en fait l'un de ses principaux avantages.

Les céramiques quant à elles sont également soumises à cette hydrolyse mais demeure très lente. De par sa densité et sa capacité de transformation de phase, la zircone a un effet de corrosion très limité, voir plus que pour les autres céramiques.

Troisième et dernier point à prendre en compte dans les phénomènes physico-chimiques. C'est la conduction thermique. Le titane, comme tous métaux favorise la conduction thermique. Ce qui, vis-à-vis d'un implant, est peu important. Mais si cet effet reste très faible sur le titane, il permet tout de même une micro dilatation et une micro rétractation du métal, imposant une contrainte de fatigue sur la tête de vis du pilier implantaire. Cette dernière se trouve justement être le rupteur de force du système implantaire.

Par rapport aux métaux, la zircone a une conduction thermique moindre.

2. Pour les piliers.

Pour les piliers l'enjeu est le même mais de façon plus importante car leur exposition est plus grande. Néanmoins un autre type d'attaque est à signaler : l'érosion. L'attaque acide est peu importante sur les métaux ainsi que sur les céramiques.

Si la zircone est bien dense et si la taille de ses grains n'exède pas $0.6 \mu\text{m}$, alors les propriétés mécaniques des zircons TZP restent bien supérieures aux céramiques alumines zircone infiltrées.

La zircone est connue pour être la seule céramique ayant un module d'élasticité relativement bas (220GPa), offrant une légère déformation du matériau avant rupture. Elle possède une capacité mécanique exceptionnelle, nécessaire et obligatoire pour être employée dans la confection de piliers implantaires.

B. Aspect optique.

1. Pour les implants.

Les propriétés optiques du titane sont nulles, aucune diffusion de la lumière n'est possible.

Les autres céramiques ne sont pas utilisées ou ne sont plus utilisées pour cercler la partie trans-gingivale de l'implant.

Seule la zircone est utilisée pour le système à bague. La zircone utilisée peut-être de deux types :

- HIP, dans ce cas elle sera plutôt opaque mais blanche permettant ainsi à la lumière de se réfracter dessus et d'obtenir un rendu gingival plus naturel et non grisâtre (obtenu avec le titane)
- ou infiltrée de phase vitreuse. La phase vitreuse pouvant être colorée, elle peut être également maquillée. Dans ce cas la zircone est translucide et permet non seulement de réfracter la lumière mais également d'en modifier la colorimétrie.

2. Pour les piliers.

Optiquement parlant c'est pour les piliers implantaires que l'enjeu est le plus important. Car la partie trans-gingivale du pilier va souvent apparaître au bout de quelques mois, voir dans la meilleure des situations dans les deux à cinq ans, et laisser apparaître un liseré grisâtre correspondant aux piliers en titane. A la lecture de différents articles il est dit que le titane colore la gencive, ce n'est pas tout à fait exact. En effet, il n'y a pas de tatouage de la gencive, il n'y a pas de corrosion du titane, puisque ces derniers sont revêtus d'une couche de dioxyde de titane non corrosive. Il ne peut donc pas y avoir de transfert de particules de titane dans la gencive.

Mais cet effet de coloration est tout à fait objectif. Il s'agit en réalité de « l'effet parasol » expliqué par Magne en 1999 et 2002. Tout comme pour des couronnes céramo métalliques, les piliers en titane ont un effet parasol qui assombrit la gencive marginale. Ceci est dû à la non propagation de la lumière. Sur une dent naturelle ou sur une couronne tout céramique, la lumière transillumine la couronne, puis se propage dans la racine par transillumination. Une partie de la lumière va alors ressortir dans la partie sous gingivale de la racine donnant ainsi la luminosité de la gencive. (src :parodontologie Herbert F & Wolf)

La zircone est semi-opaque, elle permet donc cet « effet parasol ». Se trouvant à la fois sur la couronne, le pilier et la partie trans-gingivale de l'implant, la zircone permet également de retro illuminer la gencive. Cet effet contribue largement à un rendu naturel des restaurations implantaires.



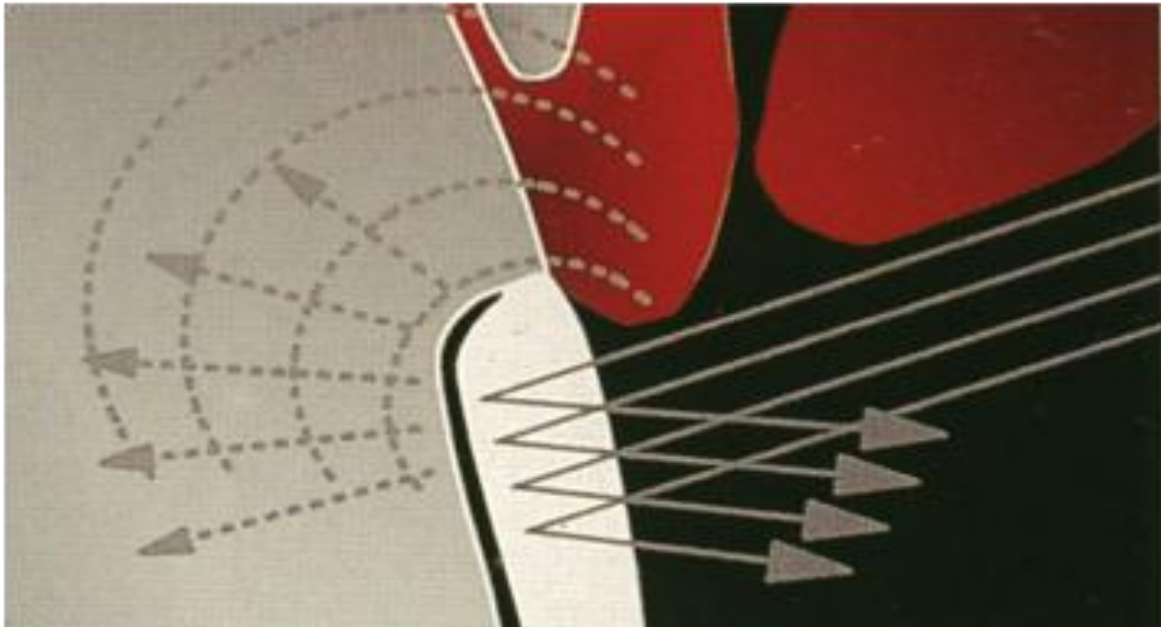


Figure 38 : effet parasol (Magne)

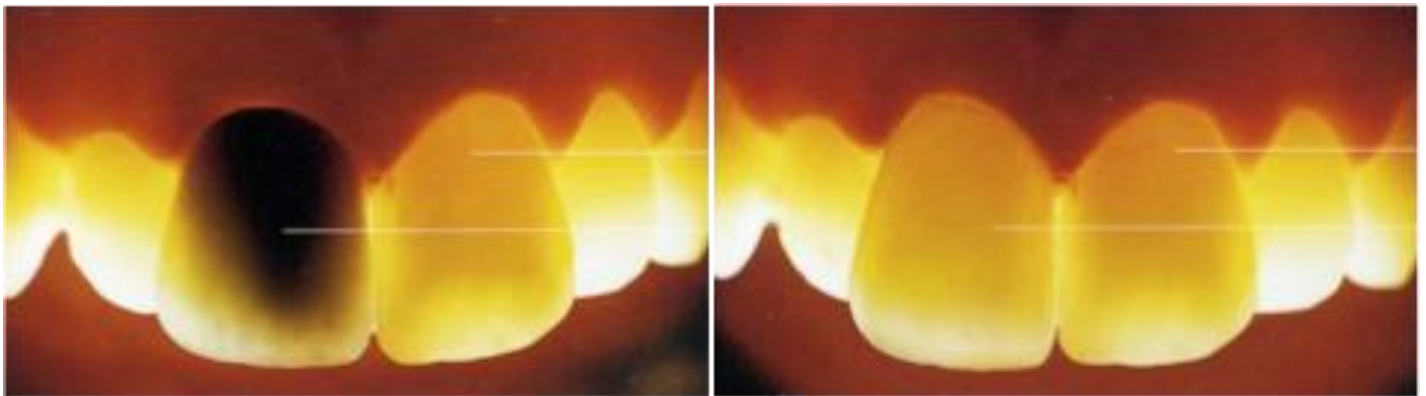


Figure 39 : exemple visuel de l'effet parasol avec une CCM et une couronne en zircone

Cette transition progressive des différentes pièces constituées d'un même matériau, pouvant être maquillé, permet un rendu naturel, non choquant, même en cas de récession gingivale.

La lumière pénétrant dans une des pièces, souvent la partie trans gingivale d'un implant, pourra alors transilluminer les autres parties. Ce montage technique, qui permet des propriétés optiques optimales, est tout à fait satisfaisant pour l'esthétique du patient (que nous développerons davantage par la suite).



Figure 40 : transillumination de pilier en zircone

De plus, la zircone peut être aujourd'hui colorée, avec un choix de quatre ou cinq teintes pouvant être utilisée, soit pour la bague zircone se trouvant autour de la tête des implants, soit pour le pilier lui-même.

Il est néanmoins à préciser que certains auteurs pensent mais sans preuves scientifiques à l'appui, que la coloration de la zircone entraîne une perte de ses capacités mécaniques exceptionnelles. (Arnaud 2008)



Figure 41 : coloration de la zircone

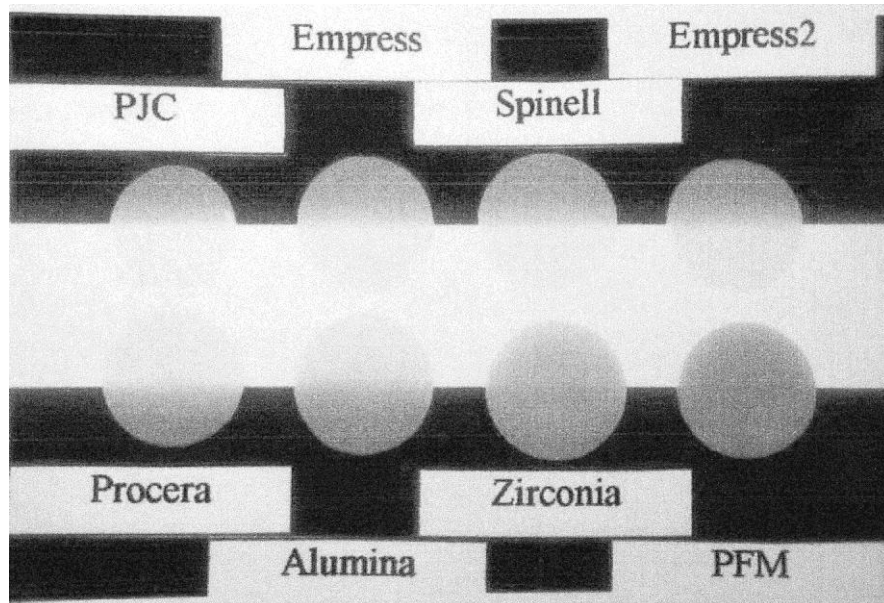


Figure 42 : translucidité des diverses céramiques Heffernam 2002

C. Aspect biomécanique.

1. Pour les implants.

Pour les implants aucune discussion n'est possible, car à ce jour, seul le titane est capable de faire face aux contraintes imposées aux implants. Bien évidemment face aux nombreuses et exceptionnelles qualités de la zircone, des tentatives d'implants tout zircone ont été réalisés.

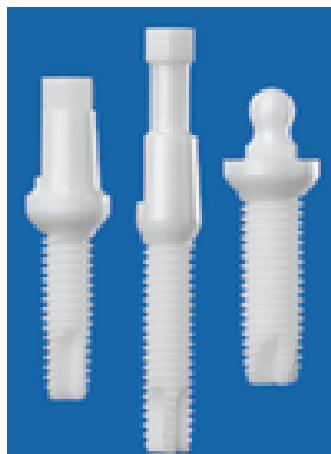


Figure 43 : implant tout zircone

Mais ce dernier est un échec sur le plan mécanique. Leur nombre de fractures est bien trop grand. Pourtant le modèle d'implant tout zircon est intéressant du fait de son exceptionnelle biocompatibilité. L'autre gros problème de ce modèle est l'impossibilité de modifier l'angulation des piliers.

2. Pour les piliers.

Biomécaniquement c'est toujours le titane qui l'emporte du moins sur les secteurs postérieurs. Pour des raisons évidentes d'esthétique sur les dents antérieures il nous faut un autre matériau : les céramiques. Les deux principales céramiques utilisées à l'heure actuelle sont les céramiques d'oxyde d'aluminium et de céramiques d'oxyde de zirconium.

Comme nous l'avons démontré précédemment, seules les céramiques d'oxyde de zirconium ont une grande résistance aux fractures (737,6 N contre 286,1 N pour les céramiques d'oxyde d'alumine), avec deux fourchettes de forces incisales :

- de 90 N à 380 N
- de 150N à 235 N. (Folk, Laurell Lundgren 1989 ; Holst, Boltz, Hegenbarth, Wichmann & Eitner 2005 ; Yildirim, Edelhoff, Hanish, Spiekermann 2000)

Selon la seconde fourchette de forces incisales appliquées au pilier, les céramiques d'oxyde d'alumine seraient suffisantes.

Si la taille du pilier anatomique (préférable à tout autre type de pilier) offre une paroi trop fine, nous sommes obligés de passer à la zircon qui reste tout de même beaucoup plus résistante.

Matériaux	Résistance à la flexion (MPa)	Module d'élasticité (GPa)	Ténacité (MPa.m ^{1/2})
Zircone	1100-1150	220	8-10
Alumine	300-600	400	3-4
Céramique infiltrée	600-750	–	5-6
Titane	350-450	120	50-80
Alliages précieux	250-500	80-150	200-400

Le tableau ci-dessus récapitule les forces caractérisant les matériaux utilisés en implantologie.

Ce tableau met bien en évidence que parmi les céramiques, il ne faut pas hésiter à choisir la zircone, bien plus résistante que la céramique d'oxyde d'alumine.

Une dernière propriété biomécanique non avantageuse de la zircone est à souligner : l'usure par frottement de la connexion pilier/implant.

D.Aspect biologique.

1. Pour les implants.

Sans remettre en question l'intégration biologique du titane, nous sommes obligé de remarquer lors des différentes étapes prothétiques, une abrasion érythémateuse de l'épithélium sulculaire péri-implantaire. Ces petites érosions à peine perceptibles n'engendrent aucun processus inflammatoire ou pathologique.

Elles ne sont qu'une fragilisation de l'épithélium est qu'un facteur favorisant une inflammation en cas d'accumulation bactérienne. L'hygiène reste de la responsabilité du patient. Notre rôle est d'améliorer l'apparence par la motivation à l'hygiène d'une part et d'autre part l'utilisation de la zircone.

Son acceptation tissulaire étant bien plus grande, le défaut précité est moins fréquent. Qualitativement nous n'avons pas de grande différence entre une muqueuse péri implantaire autour d'un implant en titane pur et une muqueuse péri-implantaire autour d'un implant en titane recouvert de zircone. Pourtant les auteurs s'accordent à dire qu'en cas de contact zircone tissu conjonctif le cerclage des fibres de collagène est plus serré et plus efficace.

Alors ce faux semblant d'attache conjonctif est déjà tout à fait satisfaisant avec le titane, il l'est encore plus avec la zircone. Ceci ne constitue pas une révolution dans le domaine de l'implantologie mais une évolution non négligeable.

Si la partie trans-gingivale d'un implant est recouverte de zircone, l'accroche bactérienne sera plus difficile, et permettra de toute façon un nettoyage plus efficace que le titane.

Biologiquement parlant les implants à bague zircone sont à promouvoir pour leur intégration tissulaire et leur aisance à maintenir une bonne hygiène dans le temps. Les moyens techniques de réaliser un contrôle de plaque n'étant pas de la compétence du patient, il appartient au chirurgien dentiste d'effectuer un nettoyage en profondeur.

2. Pour les piliers.

Pour les piliers, l'intérêt biologique est le même. L'hygiène est facilitée et le contrôle de plaque plus efficace. Un autre intérêt de la zircone au niveau de la partie trans gingivale des piliers est et la possibilité de réaliser des limites juxta gingivales. Ces limites permettent alors au chirurgien-dentiste une élimination parfaite du ciment de scellement de la couronne. En effet les spécialistes en implantologie soulignent qu'une grande partie des inflammations péri implantaire est due au ciment de scellement qui fuse dans le sillon péri implantaire lors de la mise en place de la couronne.

E. Aspects biocompatibilité.

1. Pour les implants.

Si l'on devait clairement comparer la biocompatibilité des différents matériaux nous partirons :

- des implants en acier autour desquels aucune biocompatibilité n'est possible puisque menant systématiquement à la péri implantite
- puis des implants en alliage métallique (de titane) autour desquels la biocompatibilité est possible mais mauvaise. Ces implants présentent peu de fibroblastes, une attache épithéliale de mauvaise qualité, peu de fibres de collagène, et un trop grand nombre de cellules inflammatoires dans le tissu cicatriciel
- puis des implants en titane pur, pour lesquels la biocompatibilité n'est plus à prouver
- et pour finir nous arrivons aux implants à bague zircone avec une biocompatibilité optimale. En effet puisque dans la partie trans gingivale nous retrouvons une attache épithéliale très forte, un nombre de fibroblastes bien plus grands qu'avec les implants en titane pur, beaucoup plus de fibres de collagène (donc une étroite du cerclage collège unique plus importante) et un nombre de cellules inflammatoires suffisant et nécessaire mais non excessif.

La zircone est dans ce domaine incomparablement plus intéressante que tout autre matériau. Sans retrouver une réelle attache conjonctive, nous retrouvons une meilleure barrière mécanique face aux attaques bactériennes.

Des systèmes à bague zircone permettent également d'éviter la coloration de la gencive.

2. Pour les piliers.

Pour les piliers et la gencive ou la muqueuse marginale, l'intérêt de la biocompatibilité est encore plus grand. La muqueuse péri implantaire, déjà soumise aux diverses attaques de la cavité buccale doit également faire face à une baisse de sa vascularisation.

La baisse de cette vascularisation, doublée d'une hauteur de gencive marginale plus importante (3 mm), engendre également une baisse de la défense immunitaire face aux infections bactériennes.

Dans ces conditions nous devons éviter absolument tout agent irritant pour cette dernière. Encore une fois c'est la zircone qui présente le moins de réactions de la part des tissus mous péri implantaires.

Globalement la biocompatibilité de la zircone au niveau du pilier implantaire pourrait se résumer à :

- une résistance à la corrosion
- l'inertie chimique
- une absence de toxicités ou réactions allergiques
- un isolant électrique qui entraîne une absence de couplage électrique et de corrosion électrochimique avec l'implant en titane ou avec la vis du pilier
- un isolant thermique
- une excellente tolérance tissulaire avec la capacité d'induire la formation d'un manchon épithélium conjonctif
- une moindre adhésion bactérienne
- un très faible coefficient d'effritement

F. Aspect esthétique.

Le positionnement spatial de l'implant reste le critère le plus important pour la réussite esthétique. Un défaut de positionnement de l'implant ne pourra être rattrapé par le pilier même esthétique.



Figure 44 : positionnement trop vestibulaire d'un implant

1. Pour les implants et les piliers.

L'aspect esthétique va prendre en compte tous les points précédemment développés.

Si on part de la partie la plus coronaire, la couronne, l'intérêt d'utiliser la zircone est de ne pas renvoyer une lumière grisâtre à travers la céramique de restauration coronaire. Si cela n'est pas très visible sur les dents postérieures, ça l'est sur les dents antérieures.

La transillumination des couronnes sur les dents antérieures n'est pas négligeable du fait de leur faible épaisseur. Il nous faut donc veiller à ce phénomène qui supprimerait l'éclat des restaurations.

Pour le pilier en lui-même, nous trouvons plusieurs intérêts esthétiques et fonctionnels. Le pilier que nous devons alors privilégier est le pilier anatomique. Il permet un ajustement du profil d'émergence et des limites cervicales adaptées à l'anatomie gingivale pour obtenir une intégration esthétique de la restauration.

La zircone permet aussi bien que le titane de :

- corriger une erreur de positionnement de l'implant
- d'évaser le diamètre de la restauration pour l'adapter à celui de la dent à remplacer
- d'adapter la forme ronde du col de l'implant aux formes de contours de la dent à restaurer ; le profil d'émergence peut être complètement ajusté pour obtenir une forme, ronde, ovale elliptique ou encore triangulaire. Elle permet de choisir des positions plus vestibulaires au plus linguales, des largeurs mésio distale variées, et un niveau marginal adapté
- contrôler la forme et la situation légèrement intra sulculaire de la limite cervicale de la coiffe implantaire.
- La zircone permet également de sculpter dans la partie transe gingivale du pilier un profil curviligne. La zircone présente à sa proximité une richesse de fibres collagéniques, notamment les fibres circulaires. Elles vont pouvoir véritablement sertir le pilier implantaire et augmenter encore la résistance des tissus mous.

Ce profil curviligne permet une protection biologique supplémentaire de l'espace péri implantaire. Il permet également de recréer la fosse gingivale sulculaire visible sur le versant buccal de la gencive attachée à la limite de celle-ci et de la gencive marginale. Cette fosse est un apport esthétique qui nous rapproche encore un peu plus d'un aspect visuel naturel.



Figure 45 : pilier avec profil Curviligne en titane et e zircone

L'utilisation de zircone pour un pilier trans-gingival permet également dans certaines situations de choisir une limite supra gingivale plus facile à contrôler et à nettoyer. L'utilisation de bague en zircone au niveau de l'implant permet une continuité physique, mécanique et optique des diverses pièces.

L'aspect esthétique étant corrélé à l'hygiène, la zircone donne moins d'inflammation du fait d'un contrôle de plaque plus aisé. La zircone permet une meilleure biocompatibilité et donc une structure gingivale renforcée, de meilleure qualité et sans aucune coloration sous-jacente.

La zircone toujours de par sa biocompatibilité, permet un phénomène de cratérisation plus lent qu'une structure en titane. Elle limite donc la récession gingivale pour autant qu'un niveau d'hygiène optimum soit maintenu.

Et dans l'hypothèse d'une récession gingivale, nous ne pourrions qu'observer une structure blanchâtre bien plus esthétique qu'un collier gris de titane.

De plus la zircone pouvant être infiltrée de face vitreuse, coloré, permet une homogénéisation colorimétriques des diverses pièces techniques employées en implantologie. Par conséquent en cas de récession gingivale nous ne pourrions qu'observer

une illusion d'exposition de la racine. (Dans la limite des structures en zircone bien évidemment)



Figure 46 : intégration esthétique des piliers zircone

VI. Discussion.

Alors, selon l'exploitation des différents articles, nous pouvons un peu mieux comprendre la frénésie qui règne autour de la zircone. Tous les auteurs vont de leur argument personnel pour justifier l'exceptionnelle aptitude de la zircone à être utilisée en implantologie.

Des implants piliers ont même été créés en une seule pièce en zircone. Ce qui montre à quel point ce matériau est prometteur.

Pourtant la zircone a certaines limites, surtout mécaniques. Elle reste bien supérieure à tout autre type de céramique mais inférieure à celle du titane.

Même si nous considérons que la zircone est capable d'une certaine déformation plastique, son aptitude à encaisser et à stopper les fissures demeure exceptionnelle.

Certains auteurs pensent les micros rayures réalisées par la fraise d'usinage sont suffisantes à initier des micro fractures au sein du matériau lui-même. Ce dernier met en avant le plus gros problème inhérent à la zircone : son aptitude exceptionnelle à changer de phase.

A ce jour, nous ne maîtrisons pas toutes les techniques d'usinage et d'élaboration pour la zircone. Toutefois certains auteurs s'accordent à dire que la zircone reste un matériau de choix et que les problèmes rencontrés avec la zircone ne viennent pas du matériau en lui-même mais des techniques employées pour le mettre en forme.

Ces dernières sont exactement les mêmes que celles employées pour usiner le titane.

Un contrôle qualité de la zircone est absolument nécessaire avant même sa mise en forme. Sa granulométrie doit être la plus petite possible et sa densité maximale. À ce niveau nous commençons à toucher à la technologie des nano particules qui se trouvent être encore à la limite de notre connaissance technique et industrielle.

Malgré des fractures occasionnelles et difficilement expliquées, la zircone reste un matériau de choix pour les restaurations antérieures en implantologie.

Le seul vrai problème inhérent à la zircone elle-même est présent lors de l'utilisation des piliers tout zircone. Le phénomène d'usure par frottement au niveau de la connexion interne de l'implant use les angles de l'hexagone ou de l'octogone pouvant mener à une rotation du pilier sur lui-même.

Aussi les expérimentations actuelles aimeraient intégrer la zircone dans la conception de l'implant au niveau microstructurel. Toujours à la limite de la technologie du XXI^e siècle, nous cherchons grâce à une pulvérisation de nano particules :

- d'abord de titane pour le corps de l'implant
- puis simultanément de titane et de zircone pour une partie intermédiaire
- enfin seulement une pulvérisation de zircone afin de recouvrir d'une mince couche la surface de l'implant et de créer une tête d'implant entièrement en zircone.

Cette conception :

- augmenterait encore la biocompatibilité de l'implant,
- éliminerait le phénomène d'usure par frottement de la connexion de la tête d'implant
- et permettrait une continuité structurelle de la zircone.

Ces recherches sont encore à l'état de projet, et sont très prometteuses quant aux buts à atteindre.

VII. Conclusion.

L'utilisation de la zircone en implantologie devient à ce jour un choix logique et évident. Elle pallie aux défauts du titane :

- la coloration des tissus mous,
- une transillumination de restauration coronaire amoindrie
- un effet de bimétallisme inévitable.

Actuellement, le titane est encore la référence en implantologie. Les améliorations apportées par le titane peuvent être qualifiées de révolutionnaires.

L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous est indéniable, mesurable et objectif. Néanmoins par rapport au titane, elle ne peut être qualifiée que d'évolution et non de révolution, sauf pour un point : l'esthétique.

Pour l'heure l'association titane zircone est très certainement le meilleur choix à adopter : le premier palliant au défaut mécanique du second, le second palliant au défaut esthétique du premier.

La zircone nous apporte une amélioration de la santé gingivale et de l'esthétique. Ceci au travers d'une augmentation de l'hygiène, la quantité, la qualité et la défense des tissus mous péri-implantaires.

Les fractures dont sont victimes certains piliers en zircone viennent également et probablement d'une mauvaise évaluation clinique pré opératoire. Des choix, divers et variés, s'offrent au chirurgien-dentiste, à savoir la réalisation de couronnes unitaires ou unifiées, l'utilisation d'armatures métalliques ou zircone HIP. Ils dépendent de la situation clinique et financière du patient, et de la présence d'une éventuelle pathologie telle que le bruxisme.

VIII. Bibliographie.

1. Abrahamsson I, Berglundh T, Glantz PO, Lindhe J .The mucosal attachment at different abutments. An experimental study in dogs. *J Clin Periodontol*, Volume 25, 1998.
2. Abrahamsson, I. (1997). The mucosal barrier following abutment dis/reconnection an experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 24(8), 568-572.
3. Abrahamsson, I., & Cardaropoli, G. (2007). Peri-implant hard and soft tissue integration to dental implants made of titanium and gold. *Clinical Oral Implants Research*, 18(3), 269-274.
4. Arnaud, G. (2008) tout ce que vous voulez savoir sur la zircon sans jamais le demander. *Tech dent* .260261, 101-114
5. Abrahamsson, I., Berglundh, T., Glantz, P. -, & Lindhe, J. (1998). The mucosal attachment at different abutments: An experimental study in dogs. *Journal of Clinical Periodontology*, 25(9), 721-727.
6. Albrektsson, T. (1983). The interface zone of inorganic implants in vivo: titanium implants in bone. *Ann Bimed Eng*, 11, 1-27.
7. Albrektsson, T., Dahl, E., Enbom, L., Engevall, S., Engquist, B. (1988). Osteointegrated oral implants. A Swedish multicentre study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol*, 59, 287-296.
8. Andreiotelli M. , Kohal R.J. Fracture strenght of zirconia implants after artificial aging. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, Volume 11, 2009
9. Arvidsson, K., Fartash, B., Hilliges, M. & Kondell, P.A. (1996). Histological characteristics of peri-implant mucosa around Branemark and single-crystal sapphire implants. *Clin Oral Implant Res*, 7, 1-10.
10. Att W, Yamada M, Ogawa T. Effect of Titanium Surface Characteristics on the Behavior and Function of Oral Fibroblasts. *J. Oral Maxillofacial Implants*, Volume 24, 2009
11. Barthélémy, P. (2006). Evolution in vitro des piliers connexion hexagonale en titane, zircon ou alumina. *Implant*, 12, 295

12. Benhamou A. Les implants à émergence zircone incidences esthétiques et parodontales. *Médecine et Culture*, 2004
13. Benhamou, A. (1994). Esthétique et implants : apport du M.C.B. *Implant*, 3, 63-70
14. Benhamou, A., Partouche, S. & Allouche, L. (2000). Sillon péri implantaire et impératifs esthétiques de la prothèse sur implant. *Implantodontie*, 39, 87-92.
15. Bennani, V., Baudoin, CA. (2000). Esthétique et profil d'émergence en implantologie. Paris CdP, 116.
16. Berglundh, T., Abrahamson, I., Welander, M., Lang, N., & Lindhe, J. (2007). Morphogenesis of the peri-implant mucosa: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*, 18(1), 1-8.
17. Berglundh, T., Lindhe, J., Ericsson, I., Marinello, C.P., Liljenberg, B., & Thomsen, P. (1991). The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*, 2, 81-90.
18. Bianchi A.E. , Bosetti M. , Dolci G. Jr , Sberna M.T. , Sanfilippo F. , Cannas M. In vitro and in vivo follow up of titanium transmucosal implants with a zirconia collar. *J. Applied Biomat. & Biomechanics*, Volume 2, 2004
19. Bianchi A.E. , Bosetti M. , Dolci G. Jr , Sberna M.T. , Sanfilippo F. , Cannas M. In vitro and in vivo follow up of titanium transmucosal implants with a zirconia collar. *J. Applied Biomat. & Biomechanics*, Volume 2, 2004
20. Bollen, C.M.L., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, J., & AL. (1996). The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implant Res*, 7, 201-211.
21. Brodbeck, U. (2003). The zireal Post: a new ceramic implant abutment. *J Esth Restor Dent*, 12 (10), 10-24.
22. Brogini, N., McManus, L. M., Hermann, J. S., Medina, R. U., Oates, T. W., Schenk, R. K., et al. (2003). Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *Journal of Dental Research*, 82(3), 232-237.
23. Buser, D., Weber, H.P., & Lang, N.P. (1990). Tissue integration of non submerged implants. *Clin Oral Implants Res*, 1, 33-40.
24. Buser, D., Weber, H.P., Donath, K., Fiorellini, J.P., & Al. (1992). Soft tissue reactions to non submerged unloaded titanium implants in beagle dogs. *J Perodontol*, 63, 226-236.

25. Chee, W., & Jivraj, S. (2006). Screw versus cemented implant supported. *Br Dent J* (8) 501-507.
26. Chevalier, J. (1996). Etude de la propagation des fissures dans une zircone 3Y-TZP pour application biomédicale. *LYON : thèse : INSA*.
27. Chiche, F ; (2005). Espace biologique implantaire et esthétique : le concept du « platform switching ». *Implant* (hors série), 11 (2), 30-36.
28. Chiche, G., & Pinault, A. (1995). Esthétique et restauration des dents antérieures. Paris CdP.
29. Collagen Fiber Orientation Around Machined Titanium and Zirconia. Dental Implant Necks : An Animal study. *International Journal Of Maxillofacial Implants*, Volume 24, 2009
30. Couret, Hélène. (1993). Incidences biologiques et tissulaires des prothèses fixées sur piliers implantaires osteo-intégrés. *Th chir dent Toulouse*
31. Davarpanah, M., & Martinez, H. (1997). Muqueuse péri-implantaire : pilier en titane ou en céramique , *Implant*, 3 (4), 263-266.
32. Davarpanah, M., Martinez, H., & Jansen, C (2000). Comment réussir le profil d'émergence implantaire , *Alternatives*, 5, 71-75.
33. De Kok IJ , Chang SS , Moriarty JD , Cooper LF. A retrospective analysis of peri-implant tissue responses at immediate load/provisionalized microthreaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, Volume 21, 2006
34. DeAngelo SJ , Kumar PS , Beck FM , Tatakis DN , Leblebicioglu B. Early soft tissue healing around one-stage dental implants: clinical and microbiologic parameters. *J Periodontol*, Volume 78, 2007
35. Degidi, M., Artese, L., Scarano, A., Perrotti, V., Gehrke, P., & Piattelli, A. (2006). Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *Journal of Periodontology*, 77(1), 73-80.
36. Degorce, T., & Chiche, F. (2005). Le système implantairezi®. *Chirurgie et prothèse*. Paris CdP.

37. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Mater*, Volume 24, 2008
38. Dulau , Hadrien. (2009). Intérêt et utilisation de la zircone : le pilier prothétique implantaire unitaire. *Th chir dent Montpellier*
39. Encke, B. S., Heydecke, G., Wolkewitz, M., & Strub, J. R. (2009). Results of a prospective randomized controlled trial of posterior ZrSiO₄-ceramic crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 36(3), 226-235.
40. Eric ROMPEN E, DOMKEN O, DEGIDI M, Emilia A, PONTES F, PIATELLI A. The effect of material characteristics, of surface topography and of implant components and connections on soft tissue integration : a literature review. *Clinical Oral Implants Research*, Volume 17, Suppl. 2, 2006
41. Ericsson, I. & Lindhe, J. (1993). Probing depth at implants and teeth; an experimental study in the dog. *J Clin Periodontol*, 20, 623-627.
42. Ericsson, I. (1995). Different types of inflammatory reactions in peri(implant soft tissues. *J Clin Periodontol*, 22, 255-261.
43. Ferrari, J.L, Sadoun, M. (1995). Classification des céramiques dentaires. *Cahier de Prothèse*, 89, 17-26.
44. Folk, H., Laurell, L., Lundgren, D. (1989). Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluded with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implant*, 4, 55-62.
45. French, A. (1989). Etude comparative des contraintes péri-implantaires transmises par quatre implants ostéo-intégré disponibles dans le commerce. *Rev Int Parod Dent Rest*, 3, 221-229.
46. Fuzellier , Sophie. (1998). Les tissus mous péri-implantaires : revue de littérature. *Th chir dent Nancy 1*
47. Gallucci, G. O., Mavropoulos, A., Bernard, J. -, & Belser, U. C. (2007). Influence of immediate implant loading on peri-implant soft tissue morphology in the edentulous maxilla. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 22(4), 595-602.
48. Garnier & Limbour . (2005) reconstitution simplifiée par le système Easy Abutment. *Implant*, 14, 3-8

49. Giannopoulou, C., Bernard, J. -, Buser, D., Carrel, A., & Belser, U. C. (2003). Effect of intracrevicular restoration margins on peri-implant health: Clinical, biochemical, and microbiologic findings around esthetic implants up to 9 years. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 18(2), 173-181.
50. Giglio, G. (1999). Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 19 (3), 233-241.
51. Glauser, R., Sailer, I., Wohlwend, A., Studer, S., Schibli, M., & Schärer, P. (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(3), 285-290.
52. Gould, T.R.L., Brunette, D.M., Westbury, L. (1981). The attachment mechanism of epithelial cells to titanium in vitro. *J Periodontol*, 16, 611-615.
53. Gould, T.R.L., Brunette, D.M., Westbury, L. (1984). Ultrastructural study of the attachment of human gingival to titanium in vivo. *J Prosthet Dent*, 52, 418-420.
54. Gremillard, L (2002) Relation microstructure durabilité dans une zircone biomédicale. th génie des matériaux INSA
55. Green, D, Hannink, R & Swain M. (1989) transformation toughening of ceramics. Boca Raton, Floride USA
56. Gross M, Abramovich I & Weiss E. (1999) microleakage at the abutment implant interface of osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implant*. 14,94-100
57. Hanisch, O., Cortella, C. A., Boskovic, M. M., James, R. A., Slots, J., & Wikesjö, U. M. E. (1997). Experimental peri-implant tissue breakdown around hydroxyapatite-coated implants. *Journal of Periodontology*, 68(1), 59-66.
58. Hanish, O. (2003). Piliers implantaires: critères de choix en vue de restaurations antérieures d'apparence naturelle. *Stratégie prothétique*, 3 (4), 247-262.
59. Hegenbarth, E. (1999). Le système CAO\FAO Procera pour couronnes céramiques implant-portées unitaires. *Alternatives*, 1, 72-78.
60. Higginbottom, F., Belser, U., Jones, J. D., & Keith, S. E. (2004). Prosthetic management of implants in the esthetic zone. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 19(SUPPL.), 62-72.

61. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia : Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology – *Journal of Biomaterials Research Part B: Applied Biomaterials*, 2007
62. Hobkirk, J. A., & Wiskott, H. W. A. (2009). Ceramics in implant dentistry (working group 1). *Clinical Oral Implants Research*, 20(SUPPL. 4), 55-57.
63. Holst, S., Blotz, M., Hegenbarth, E., Wichmann, M., & Eitner, S. (2005). Prosthodontic considerations for predictable single-implant esthetics in the anterior maxilla. *J Oral Maxillofac Surg*, 63 (9suppt 1), 89-96.
64. Ikbalhousen, Michaël. (2007). Les piliers à visée esthétique utilisés en implantologie. *Th chir dent Reims*
65. Iperen, O. (2003). Fausse gencive en céramique rose pour restaurations implant-portées. *Stratégie prothétique*, 3 (4), 301-309.
66. James, R.A., Keller, E.E. (19974). A histological report on the nature of the epithelium and underlying connective tissue which surround oral implants. *J Biomed Mater Res*, 5, 373-383.
67. Keller, J.C. (1988). In vitro cell attachment to characterized titanium surfaces. *J Adhes*, 5,1-36.
68. Kim J.W., Kim J.H., Janal M.N., Zhang Y. Damage Maps of Veneered Zirconia Simulated Mastication *J.Dent. Res.*, Volume 87, 2008
69. King, K. (1996). Implant abutment emergence profil:key to esthetics. *J Oral Implantologie*, 22 (1), 27-30.
70. Klinge B, Meyle J. Soft-tissue integration of implants. Consensus report of Working Group
71. Kohal, R. -, Finke, H. C., & Klaus, G. (2009). Stability of prototype two-piece zirconia and titanium implants after artificial aging: An in vitro pilot study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 11(4), 323-329.
72. Kohal, R. J., Weng, D., Bächle, M., & Strub, J. R. (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: An animal experiment. *Journal of Periodontology*, 75(9), 1262-1268.

73. Koth, D.L. (1988). Clinical and statistical analysis of human clinical trials with the single cristal aluminium oxide endosteal dental implant. *J Prosthetic Dent*, 60, 226-234.
74. Lavelle, J. (1981). Mucosal seal around endosseous dental implants. *J Oral Implant*, 9, 357.
75. Lebras, A. (2003). Quelle zircon pour quelle prothèse dentaire? *Stratégie prothétique*, 3 (5), 351-362.
76. Lindhe, J. (1992) experimental breakdown of peri-implant and periodontal tissues. A study in the beagle dog. *Clin Oral Implant Res*, 3, 9-16.
77. Lindhe, J., & Berglundh, T. (1998). The interface between the mucosa and the implant. *Periodontology 2000*, 17(1), 47-54.
78. Linkevicius, T., & Apse, P. (2008). Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: A systematic review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 23(3), 449-456.
79. Listgarten, M.A. & Lai, C.H. (1975). Ultrastructure of the intact interface between an endosseous epoxy resin dental implant and the host tissue. *J Biol Buccale*, 3, 13-28.
80. Listgarten, M.A., Buser, D., Steineman, S., Donath, K., & Lang, N.P. (1992). Light and transmission electron microscopy of the intact interface between bone, gingival and nonsubmerged titanium-coated epoxy resin implants. *J Dent Res*, 71, 364-371.
81. Lonca, P., Bonjean, C., Suleau, J. (1983). Prothèse radicaire et carbone-carbone. *Chir Dent*, 224, 43-48.
82. Mahiat, Y. (2006). La zircone : cette méconnue. *Stratégie prothétique*, 6 (1), 55-65.
83. Marinello, C.P. (1998). Biologie et pathologie des tissus mous péri-implantaires. *J Periodontol*, 17, 33-41.
84. Mc Kinney, R.V., Steflick, D.E., Koth, D.L. (1984). The biologic response to the single cristal sapphire endosteal dental implant: scanning electron microscopic observations. *J Prosthetic Dent*, 51, 372-379.
85. Mc Kinney, R.V., Steflick, D.E., Koth, D.L. (1985). Evidence for a junctional epithelial attachment to ceramic dental implants. *J Periodontol*, 56, 579-591.

86. Mericske-Stern, R., Grutter, L., Rosch, R. & Mericske, E. (2001). Clinical evaluation and prosthetic complications of single tooth replacements by non submerged implants. *Clin Oral Res*, 12 (4), 309-318.
87. Mirella AZAR Thèse : Mise en forme et frittage des poudres céramiques nanostructures. *Institut National des Sciences Appliquées*, 2009
88. Myshin HL , Wiens JP. Factors affecting soft tissue around dental implants: a rievow of the literature. *J Prost. Dent.* , Volume 94, 2005
89. Myshin, H. L., & Wiens, J. P. (2005). Factors affecting soft tissue around dental implants: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 440-444.
90. Norton M, (1997) an in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implant Res*, 8, 290-298
91. Nothdurft, F., & Pospiech, P. (2010). 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. *Clinical Oral Implants Research*, 21(8), 857-865.
92. Peterson I.M. , Pajares A. , Lawn B.R., Thompson V.P., Rekow E.D. Mechanical Characterization of Dental Ceramics by Hertzian Contacts. *J.Dent.Res.*, Volume 77, 1998
93. Picard, B., Tavernier, B., Hary, F., & Bussac, G. (2000). *Prothèse implantaire*. Paris CdP.
94. Pissis, P. (2005). Profil d'émergence des piliers prothétiques implantaires. *Implant*, 1 (2), 133-142.
95. Prestipino, V., & Ingber, A. (1993). Esthetic high-strength implant abutment. *Part 1 J Esth Dent*, 5, 63-68.
96. Prestipino, V., & Ingber, A. (1993). Esthetic high-strength implant abutment. *Part 2 J Esth Dent*, 5, 63-68.
97. Rieder, C. (1996). Customized implant abutment. Copings to achieve biologic, mechanical and esthetic objectives. *Int J Periodont Rest Dent*, 16 (1), 21-29.

98. 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*, Volume 17, 2002
99. Rutten, L & Rutten, P. (2006). Piliers métalliques ou céramiques: l'embarras du choix. *Alternatives*, 29, 40-49.
100. Saadoun, A., & Le Gall, M. (1995). La dent unitaire sur implant. *Implant*, 1, 165-183.
101. Sadoun, M. (2001). Piliers usinables en alumine ou zircone. *Implant*, 7, 215-221.
102. Sadoun, M., & Perelmuter, S. (1997). Alumina-zirconia machinable abutments for implant-supported single tooth anterior crowns. *Prat Periodont Esthetic Dent*, 9, 1047-1053.
103. Sailer, I., Philipp, A., Zembic, A., Pjetursson, B. E., Hämmerle, C. H. F., & Zwahlen, M. (2009). A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research*, 20(SUPPL. 4), 4-31.
104. 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*, Volume 75, 2004
105. Sclar, AG. (2005). Considérations esthétiques et parodontales en implantologie. Paris *Quintessence International*.
106. Schroeder, A., Van Der Zypen, E., Stich, H., & Sutter, F. (1981). The reaction of bone connective tissue, and epithelium to endosteal with titanium-sprayed surfaces. *J Oral Maxillofac Surg*, 9, 15-25.
107. Silva N , Sailer I , Zhang Y , Coelho P.G. , Guess P. C. , Zembic A. , Kohal R. J. Performance of Zirconia for Dental Healthcare . *Materials*, Volume 3, 2010
108. Skalak, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthetic Dent*, 49, 843-848.
109. Stefano TETE , Filiberto MASTRANGELO , André BIANCHI , Vincenzo ZIZZARI , Antonio SCARANO
110. Swope, E.P., James, R.A. (1981). A longitudinal study on hemidesmosomes formation at the peri-implant tissue of a dog. *J Dent Res*, 9, 412-416.

111. Taylor, A.C. (1972). Reattachment of gingival epithelium to the tooth. *J Periodontol*, 43, 281.
112. Toque G, Laplanche O, Ettore J, & Zerbib C. (2007). Composants prothétiques et connexions en prothèse sur implants. *Les cahiers de prothèse*, 140, 33
113. Toto, P.D. (1965). Mucopolysaccharides in the epithelial attachment. *J Dent Res*, 44, 451-456.
114. Vult Von Steyern, P., Carlson, P., & Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-zirkon® technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180-187.
115. Watkin, A., & Kerstein, R. (2008). Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent*, 29 (4), 238-240.
116. Weber HP, Cochran DL. The soft tissue response to osseointegrated dental implants. *J Prost. Dent.* , Volume 79, 1998
117. Weber, H. P., Buser, D., Donath, K., Fiorellini, J. P., Doppalapudi, V., Paquette, D. W., et al. (1996). Comparison of healed tissues adjacent to submerged and non-submerged unloaded titanium dental implants: A histometric study in beagle dogs. *Clinical Oral Implants Research*, 7(1), 11-19.
118. Welander, M., Abrahamson, I., & Berglundh, T. (2008). The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implant Res*, 19 (7), 635-641.
119. Wlochowitz, A., Wohlwend, A., & Scharër, P. (1999). Le pilier en oxide de zirconium. *Alternative*, 1, 24-30.
120. Wohlwend, A., Studer, S., & Scharër, P. (1997). The zirconium oxide abutment: an all-ceramic abutment for the esthetic improvement of implant superstructures. *Quintessence Dental Technology*, 1 (20), 63-72.
121. Yildirim, M., Edelhoff, D., Hanisch, O., & Spiekermann, H. (2000). Ceramic abutments - A new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 20(1), 81-91.
122. Zarb, G.A, & Symington, J.M. (1983). Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthetic Dent*, 50, 771-776.

123. Zembic A , Sailer I , Jung R.E., Hammerle C.H. 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.*, Volume 20, 2009

IX. Table des illustrations

Figure 1 : complexe dento-gingival.....	7
Figure 2 : complexe muco-implantaire.....	9
Figure 3 : image MEB de fibroblastes.....	11
Figure 4 : sondage implantaire.....	13
Figure 5 : attache conjonctive.....	14
Figure 6 : bijoux en zircone.....	19
Figure 7 : couteaux en zircone.....	20
Figure 8 : couteaux en zircone pointe cassé.....	20
Figure 9 : tête de prothèse orthopédique en zircone.....	21
Figure 10 : configuration électronique du zirconium.....	21
Figure 11 : tableau périodique des éléments chimiques.....	22
Figure 12 : pierre de zirconium pure.....	23
Figure 13 : cristal monoclinique.....	26
Figure 14 : cristal quadratique.....	27
Figure 15 : cristal cubique.....	28
Figure 16 : armature de bridge en tout zircone.....	33
Figure 17 : relation résistance/ténacité pour les différentes zircons.....	35
Figure 18 : classification des principales céramiques.....	36
Figure 19 : armature en zircone.....	38
Figure 20 : cône morse non indexé d'Ankylos.....	39
Figure 21 : piliers c/x d'Ankylos.....	40
Figure 22 : connexion interne et externe.....	41
Figure 23 : plate-form switching d'Ankylos.....	42
Figure 24 : jeu du système anti-rotationnel.....	44
Figure 25 : implant z1 de chez TBR.....	45
Figure 26 : intégration de multiples système à bague zircone.....	45
Figure 27 : schéma d'implant en situation.....	46
Figure 28 : pilier zircone sur base titane.....	47
Figure 29 : pilier en zircone pure.....	50
Figure 30 : récapitulatif des différentes céramiques.....	51
Figure 31 : implant bone level.....	54
Figure 32 : pilier anatomique en zircone.....	56
Figure 33 : pilier zircone préformé avant et après retouches.....	57
Figure 34 : état de surface du titane poli.....	58
Figure 35 : pilier UCLA.....	61
Figure 36 : coloration des tissus mous.....	62
Figure 37 : niche muqueuse de pilier titane.....	65
Figure 38 : schéma « effet parasol ».....	70
Figure 39 : photo de l'effet parasol.....	70
Figure 40 : transillumination du pilier en zircone.....	71
Figure 41 : coloration de la zircone.....	71
Figure 42 : translucidité des céramiques (heffernam 2002).....	72
Figure 43 : implant tout zircone.....	72
Figure 44 : position vestibulaire d'implant.....	78
Figure 45 : pilier avec profil curviligne.....	80
Figure 46 : intégration esthétique des piliers zircone.....	81

Source des illustrations :

- « Parodontie Médicale 2° édition » Jacques Charon & Al
(n° :5)
- « Tout sur le « tout céramique » » Association pour la céramique dentaire (ACD)
(n° :1,18 & 29)
- Docteur Jacques Schouver (photos personnelles)
(n° :3, 16, 19, 34, 35, 36, 39, 44 & 45)
- Société TBR
(n° :4, 25, 26 ,27, 32 & 46)
- Société Ankylos
(n° :20, 21, 22, 23 & 24)
- Wikipédia.org
(n° :10, 11, 12, 13, 14, 15 & 17)
- Google Pictures
(n° :6, 7, 9, 28, 31, 33 & 43)
- Images d'articles de la bibliographie
(n° :38 & 42)

STEPHANUS Didier – L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri-implantaires.

Nancy : 2011 – 85 Pages

Th. Chir-Dent. : Nancy :2011

Mots-clés : Abutment,
Zircone,
Piliers esthétiques,
Zircone-prothèse implantaire,
T.B.R®

Résumé :

La zircone est un matériau prometteur sur lequel nous entendons tout et parfois n'importe quoi. Il faut indéniablement une amélioration esthétique des piliers en titane en implantologie. La zircone a de très bonnes caractéristiques esthétiques, mais son utilisation doit se faire dans des conditions respectueuses de ses limites mécaniques. Le plus grand atout de la zircone est l'amélioration de la gestion des tissus mous péri-implantaires, donnant encore plus de naturel au rendu esthétique des restaurations. Alors dans le but de définir réellement ce que la zircone nous apporte, nous allons la comparer face aux matériaux utilisés en implantologie.

STEPHANUS Didier – L'apport de la zircone dans la gestion des tissus mous péri-implantaires.

Th. Chir-Dent. : Nancy :2011

Jury

Pr Jean-Paul LOUIS	Professeur des Universités	Président de Thèse
<u>Dr Jacques SCHOUVER</u>	Maître de Conférences des Universités	Directeur de Thèse
Dr Jacques PENAUD	Maître de Conférences des Universités	Juge
Dr Philippe ERNST	Chirurgien-dentiste	Juge

Adresse de l'auteur :

Stephanus Didier
65, rue des Quatre Eglises
54000 NANCY