



**HAL**  
open science

# La zircone dans tous ses états : le point sur les évolutions des matériaux et procédures

Vincent Tabardel

► **To cite this version:**

Vincent Tabardel. La zircone dans tous ses états : le point sur les évolutions des matériaux et procédures. Chirurgie. 2020. dumas-03182456

**HAL Id: dumas-03182456**

**<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03182456v1>**

Submitted on 26 Mar 2021

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

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



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

**THESE**

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille  
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université  
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***La zircone dans tous ses états : le point sur les  
évolutions des matériaux et procédures***

Présentée par

**TABARDEL Vincent**

Né(e) le 08/12/1995

A Carpentras

Thèse soutenue le **Judi 25 Juin 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Professeur RASKIN Anne

Docteur LAURENT Michel

Docteur PILLIOL Virginie



**THESE**

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT  
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille  
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université  
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***La zircone dans tous ses états : le point sur les  
évolutions des matériaux et procédures***

Présentée par

**TABARDEL Vincent**

Né(e) le 08/12/1995

A Carpentras

Thèse soutenue le **Judi 25 Juin 2020**

Devant le jury composé de

**Président : Professeur RUQUET Michel**

**Assesseurs : Professeur RASKIN Anne**

**Docteur LAURENT Michel**

**Docteur PILLIOL Virginie**

## ADMINISTRATION

Mise à jour : mars 2020

### **Doyens Honoraires**

Professeur	Raymond SANGIUOLO+
Professeur	Henry ZATTARA André
Professeur	SALVADORI Jacques
Professeur	DEJOU

### **Doyen Assesseurs**

Professeur	Bruno FOTI
Professeur	Michel RUQUET
Professeur	Anne RASKIN

### **Directeurs de Départements**

Formation Initiale	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

### **Charges de missions**

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	Docteur	Patrick TAVITIAN

### **Responsable des Services Administratifs et Techniques**

Madame	Katia LEONI
--------	-------------

## **LISTE DES ENSEIGNANTS**

### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD**

BUKIET Frédéric (58-01)  
FOTI Bruno (56-02)  
MONNET-CORTI Virginie (57-01)  
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)  
RASKIN Anne (58-01)  
RUQUET Michel (58-01)  
TARDIEU Corinne (56-01)  
TARDIVO Delphine (56-02)  
TASSERY Hervé (58-01)

### **PROFESSEUR DES UNIVERSITES**

ABOUT Imad (65)

### **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD**

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAURENT Michel (58-01)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BELLONI Didier (57-01)	LE GALL Michel (56-01)
BOHAR Jacques (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAudeau Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)
LAN Romain (57-01)	

### **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES**

BLANCHET Isabelle (56-01)  
MENSE Chloé (58-01)

## **ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES**

AL AZAWI Hala (56-01)	HAHN-GOLETTI Larissa (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LIOTARD Alica (58-01)
ARNIER Canelle (56-01)	MANSUY Charlotte (58-01)
BACHET-DORISON Damienne (56-01)	MARTIN William (56-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	MATTERA Rémi (56-01)
CAMBON Isabelle (56-01)	MELLOUL Sébastien (57-01)
CASAZZA Estelle (56-01)	PARFU Anne (58-01)
CASTRO Romain (57-01)	PASCHEL Laura (58-01)
DAVID Laura (56-01)	PILLIOL Virginie (58-01)
DEVICTOR Alix (58-01)	REPETTO Andréa (58-01)
DODDS Mélina (58-01)	ROMANET Yvan (57-01)
DRAUSSIN Thierry (56-02)	SANTUNIONE Charlotte (58-01)
DUMAS Cathy (57-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
HADJ-SAID Mehdi (57-01)	VINAÏ Michael (56-01)

## **ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES**

HOUVENAEGHEL Brice (57-01)  
LE FOURNIS Chloé (57-01)

Intitulés des sections CNU :

- 56<sup>ème</sup> section : Développement, croissance et prévention
  - 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
  - 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57<sup>ème</sup> section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
  - 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58<sup>ème</sup> section : Réhabilitation orale
  - 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers

# REMERCIEMENTS

**Au Professeur Michel Ruquet,**

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

**Au Professeur Anne Raskin,**

*Vous me faites l'honneur d'accepter de siéger à mon jury de thèse malgré vos responsabilités et je vous en remercie. Je vous prie d'accepter ma plus sincère reconnaissance pour la patience et la disponibilité dont vous avez fait preuve. Veuillez trouver à travers ce travail l'expression de mon profond respect.*

**Au Docteur Michel Laurent,**

*Vous me faites l'honneur et l'immense plaisir d'être mon directeur de thèse. Sans hésitation, toujours disponible et avec un profond soutien, vous avez su diriger ce travail parfaitement. Vous m'avez accordé votre confiance, j'espère que cette thèse sera à la hauteur de vos espérances.*

**Au Docteur Virginie Pilliol,**

*Pour m'avoir fait l'honneur de participer à mon jury de thèse. Pour ton aide, ta gentillesse et ta bonne humeur en clinique et au cabinet, qui m'ont permis de progresser et d'évoluer dans ma manière de travailler. Reçois l'expression de ma reconnaissance et de mon plus profond respect.*

# TABLE DES MATIERES

<b>TABLE DES MATIERES .....</b>	<b>.....</b>
<b>INTRODUCTION.....</b>	<b>1</b>
<b>PARTIE I : La Zirconne.....</b>	<b>3</b>
<b>1. Rappel sur les céramiques à usage dentaire.....</b>	<b>3</b>
<b>2. Propriétés du matériau .....</b>	<b>4</b>
<b>3. Caractéristique.....</b>	<b>6</b>
<b>4. Atouts .....</b>	<b>9</b>
Biocompatibilité .....	9
Propriétés optiques.....	10
Vieillessement .....	11
Allergie .....	13
Radioactivité .....	13
Conduction de la chaleur .....	13
<b>II : Évolution des matériaux .....</b>	<b>14</b>
<b>1. La zirconne comme additif.....</b>	<b>14</b>
<b>2. La Zirconne conventionnelle .....</b>	<b>15</b>
<b>3. Zirconne stratifiée .....</b>	<b>17</b>
<b>4. Zirconne monolithique .....</b>	<b>19</b>
<b>PARTIE III : Évolution des procédures d'élaboration .....</b>	<b>21</b>
<b>1. Fabrication par soustraction.....</b>	<b>22</b>
<b>2. Fabrication par addition .....</b>	<b>23</b>
Le frittage ou la fusion laser sélective .....	23
L'impression 3D par stéréolithographie .....	23

<b>PARTIE IV : La Zirconie en prothèse fixée .....</b>	<b>25</b>
<b>1. Prothèse fixe en Zirconie Stratifiée.....</b>	<b>25</b>
Les préparations .....	25
L'armature .....	26
Assemblage .....	27
Dépose .....	30
<b>2. Prothèse en Zirconie monolithique : .....</b>	<b>31</b>
Retouches.....	31
Polissage .....	32
<b>3. Tenons en Zirconie : .....</b>	<b>34</b>
<b>4. Bridges collés à ailettes en Zirconie (Cantilever) : .....</b>	<b>35</b>
<b>PARTIE V : La Zirconie en Implantologie.....</b>	<b>38</b>
<b>1. Implants Zirconie.....</b>	<b>38</b>
Évolution des céramique en implantologie .....	38
Implants une pièce ou deux pièces .....	39
<b>2. Implants Titane / Zirconie : .....</b>	<b>41</b>
<b>3. Choisir entre les implants en Titane ou en Zirconie.....</b>	<b>41</b>
<b>4. Piliers Zirconie : Usinés / Préfabriqués .....</b>	<b>42</b>
Piliers une pièce ou deux pièces .....	44
<b>5. Prothèse complètes fixes en Zirconie sur implants.....</b>	<b>46</b>
<b>CONCLUSION .....</b>	<b>49</b>
<b>BIBLIOGRAPHIE .....</b>	<b>I</b>

## INTRODUCTION

La zircone est connue depuis l'Antiquité. Son nom provient de l'arabe «Zargun» (couleur dorée). **(1)** La zircone est un dioxyde cristallin de zirconium ( $ZrO_2$ ). L'oxyde de zirconium a été utilisé pour la première fois à des fins médicales en 1969 pour des applications orthopédiques. Elle a été proposée comme nouveau matériau, pour le remplacement des têtes de hanche, au lieu des prothèses en titanes ou en alumines. **(2)**

En raison d'un intérêt croissant pour l'esthétique et des préoccupations liées aux réactions toxiques et allergiques à certains alliages, les patients et les dentistes cherchent à réaliser des restaurations dentaires sans métal. Par conséquent, le développement de nouvelles céramiques dentaires à haute résistance a dominé la fin du XXe siècle. Les capacités de la Zircone sont très attrayantes dans la réalisation de prothèses dentaires, où résistance et esthétique sont primordiales. **(3-5)**

L'introduction récente de la céramique à base de zircone en dentisterie a généré un intérêt considérable qui s'est manifesté par une forte activité industrielle, clinique et dans le milieu de la recherche. La technologie contribue à la fabrication de nouvelles restaurations « tout céramique » aux propriétés physiques améliorées et biocompatibles pour une large gamme d'applications cliniques prometteuses.

Surtout avec le développement de conception assistée par ordinateur et des systèmes de fabrication assistée : la Zircone est utilisée pour la fabrication d'inlay-core, d'armature, de couronne, de bridges, d'implants et de piliers implantaires.

Les données des études en laboratoire et cliniques sont prometteuses en ce qui concerne performance et survie. Cependant, les données cliniques sont jugées insuffisantes et les complications prématurées identifiées devrait guider la recherche future.

Cette thèse vise à présenter et discuter des méthodes de fabrication de la zircone et de leur potentiel pour une application clinique réussie en dentisterie.

Nous débuterons par un bref rappel sur les matériaux céramiques et plus particulièrement la zircone. Puis, nous verrons comment ce matériau ainsi que les procédures d'élaboration ont évolué au cours des dernières années. Et enfin nous étudierons l'apport de ces évolutions dans le domaine de la prothèse fixe et de l'implantologie.

# **PARTIE I : La Zirconie**

## **1. Rappel sur les céramiques à usage dentaire**

Il existe différents types de céramiques utilisées pour la réalisation de prothèses dentaires : **(6)**

a. **Les céramiques feldspathiques** : elles sont utilisées pour la réalisation des coiffes céramo-métalliques. Elles peuvent être parfois utilisées sans armature lorsqu'elles sont à haute teneur en cristaux de leucite.

b. **Les vitrocéramiques** : Elles sont mises en forme à l'état de verre puis traitées thermiquement pour obtenir une cristallisation.

L'obtention de matériaux très résistants a permis de s'abstenir d'armature métallique, cela a été rendu possible grâce aux :

c. **Céramiques alumineuses** : leur constituant principal est l'alumine ( $Al_2O_3$ ).

d. **Céramiques à base d'oxyde de zirconium**

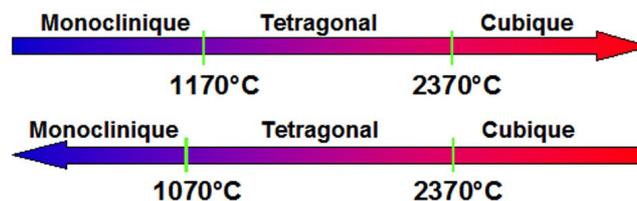
La Zirconie est devenue une alternative populaire à l'alumine en tant que biomatériau et est utilisée dans les applications dentaires pour la fabrication d'inlay-core, de couronnes, de bridges, d'implants et de piliers implantaires. Elle a également été utilisée pour la fabrication de brackets orthodontiques esthétiques. **(7)**

## 2. Propriétés du matériau

La zircone est organisée en trois modèles différents :

- Monoclinique (M)
- Tétragonal (T)
- Cubique (C)

La zircone pure est Monoclinique à la température ambiante et reste stable jusqu'à 1170° C. Au-dessus de cette température, elle se transforme en Tétragonal qui existe jusqu'au point de fusion à 2370 ° C, puis en phase Cubique. Pendant le refroidissement, la phase Tétragonale est reconvertie en Monoclinique à une température inférieure à 1070 ° C. **(1)**



**Figure 1 : transformations allotropiques des cristaux de ZrO<sub>2</sub> au cours du réchauffement et du refroidissement**

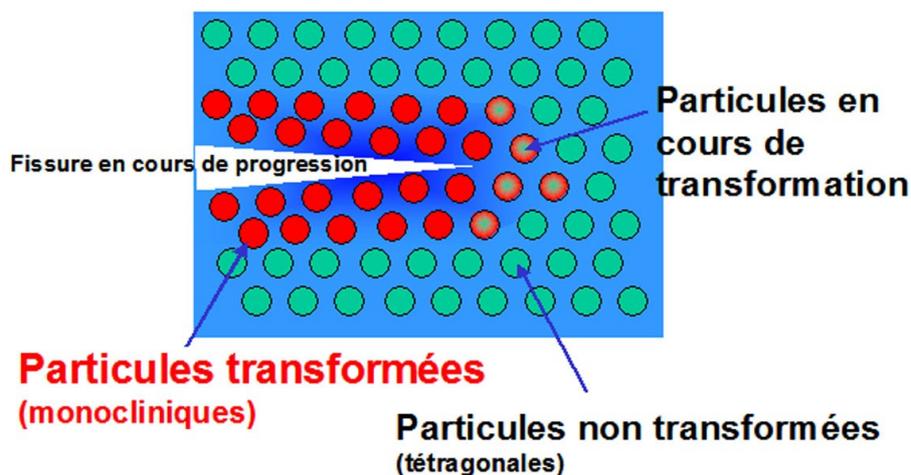
*(Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, J. Dejou, 2009-2010 )*

Lors du refroidissement de ces céramiques, qui suit le frittage le changement de structure cristalline s'accompagne d'une expansion de 3 à 4% qui provoque l'apparition au sein du matériau, de contraintes importantes qui conduisent à sa fracture.

C'est pourquoi les industriels ont cherché à stabiliser la structure des céramiques à base de ZrO<sub>2</sub> soit en phase tétragonale soit en phase cubique. Cette stabilisation a été obtenue par l'adjonction d'oxyde d'Yttrium dans la composition de la céramique : on a ainsi obtenu une céramique de zircone partiellement stabilisée (YTZP). Nous pouvons parfois même retrouver la concentration en Yttrium indiquée devant, par exemple « 3Y-TZP » pour une

zircon enrichie en oxyde d'yttrium à hauteur de 3%. L'oxyde d'Yttrium stabilise à la fois la phase tétragonal et cubique. Les derniers types de Zircon dite « cubiques » ont vu leur concentration en yttrium atteindre 5%, et inclure une phase cubique de plus en plus importante, afin d'obtenir de meilleures propriétés optiques.

Ce type de matériau présente des propriétés mécaniques très intéressantes dans leur usage clinique. Lors de la progression d'une fissure, la contrainte exercée par la matrice cubique sur les particules tétraogonales diminue (à cause de l'ouverture de la fissure). Cette diminution de la contrainte provoque la transformation des particules tétraogonales en particules monocliniques, processus qui s'accompagne d'une expansion dimensionnelle. Le champ de contraintes provoqué par cette expansion s'oppose alors à celui provoquant la propagation de la fissure. Ce phénomène se traduit par une augmentation de la ténacité du matériau



**Figure 2 : Mécanisme du renforcement de la céramique YTZP**

*(Société Francophone de Biomatériaux Dentaires, J. Dejou, 2009-2010 )*

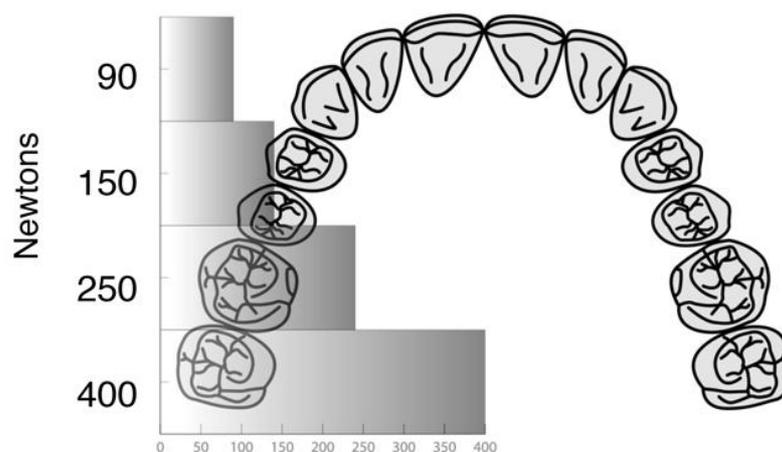
### 3. Caractéristique

Le test de flexion permet de mesurer la **résistance à la rupture** du matériau. Il est calibré en fonction de la norme iso 6872, avec des blocs toujours de la même taille : longueur 25mm longueur, largeur 5mm et épaisseur 2mm.

Pour la Zircono partiellement stabilisée elle serait de 800 à 1200 MPa **(1)** Elle est environ deux fois supérieure à celle des céramiques à base d'oxyde d'alumine actuellement sur le marché et 5 fois supérieure à celle des vitrocéramiques standard.

La résistance à la rupture variera selon le type de zircono : en effet les valeurs les plus basses correspondent à des Zircono Monolithique dite « translucide » contenant une phase cubique. En fonction du pourcentage de celle-ci, la résistance sera comprise entre 550 Mpa et 800Mpa.

Pour les zircons d'armature ou monolithique Y-TZP qui sont plus opaques, la résistance sera comprise entre 800 Mpa et 1200 MPa. L'emplacement d'une restauration, et par conséquent la force de morsure appliquée : illustrée à la **figure 3**, est essentiel pour déterminer le niveau de résistance requis d'un matériau en zircono. La plupart des fractures se produisent sur les molaires et les prémolaires en raison de la forte contrainte qu'elles subissent à l'arrière de la bouche. Pour éviter les fractures, l'épaisseur occlusale doit être ajustée pour compenser la résistance du matériau en zircono sélectionné.



**Figure 3 : Force de mastication en fonction de l'emplacement**

*(Société Argen®)*



**Graphique 1 : Réduction minimale de la préparation en fonction de la force appliquée pour une Zirconie résistante à 1100 MPa**

*(Société Argen®)*

Par exemple, comme le montre le **Graphique 1**, si une restauration en zirconie avec une résistance à la flexion de 1100 MPa doit résister à une force de 400 Newtons, alors l'épaisseur occlusale minimale doit être de 0,6 mm. En bref, la conception de la préparation doit tenir compte de la résistance de la zirconie utilisée.

Nous pouvons aussi observer sur le graphique que si on augmente l'épaisseur de la restauration de 0,4 mm on multiplie sa résistance par près de 2,5 : cela fait donc réfléchir sur les épaisseurs de réduction. Cela explique la solidité des zircons monolithiques, malgré leurs résistances à la rupture moins élevées que les zircons d'armature. En effet elles ne possèdent pas de céramique cosmétique et sont donc plus épaisses.

**La ténacité** est une mesure de la résistance à la propagation d'une fissure dans un matériau. Cette mesure permet d'évaluer la résistance à long terme d'un matériau. Ceci est un paramètre important pour l'utilisation clinique d'un matériau. Cliniquement, on a des fissures qui se développent dans la zirconie mais elles n'entraînent pas une fracture complète ou une défaillance de la restauration. La ténacité d'une zirconie se situe entre 7 et 15 MPa<sub>m<sup>1/2</sup></sub>, soit près du double de celle d'une céramique à l'oxyde d'aluminium. En raison de sa structure polycristalline tétragonale, lorsqu'une fissure se développe, le matériau se transforme en une forme monoclinique. Cette transformation est associée à

une augmentation locale de 4% en volume, ce qui produit un "effet de blocage" sur la fissure et stoppe son expansion. En outre, sans aucune matrice de verre, les matériaux à base d'oxyde de zirconium sont généralement plus solides et offrent plus de résistance à la fissuration que les autres céramiques.

	ZIRCON	VITROCERAMIQUES		
		LEUCITE	DISIL. LITHIUM	ALUMINE
RÉSISTANCE À LA FLEXION (MPa)	800 à 1200	60 à 130	300 à 400	400 à 650
TÉNACITÉ $K_{1C}^*$ (MPa)	7 à 15	0,7 à 1	1	3 à 6

**Tableau 1 : Récapitulatif des propriétés mécaniques de la Zircon**

*(« La Zircon questions et réponses » COMIDENT)*

## 4. Atouts

### Biocompatibilité

Des études *in vitro* et *in vivo* ont confirmé la biocompatibilité supérieure des poudres Y-TZP de haute pureté, en particulier lorsqu'elles sont totalement purifiées de leur contenu radioactif. Les céramiques en zircone sont des matériaux chimiquement inertes et aucune réaction locale ou systémique n'a été rapportée.

Des tests **in vitro** ont montré que les céramiques en zircone présentaient une cytotoxicité similaire à celle de l'alumine (toutes deux inférieures à l'oxyde de titane). Aucun effet cytotoxique, oncogène ou mutagène sur les fibroblastes ou les cellules sanguines n'a été observé **(9)** et aucun effet stochastique ou aberration chromosomique induit par les céramiques Y-TZP n'a pu être retrouvé. **(10)**

Le comportement **in vivo** du Y-TZP comparé à celui de l'alumine n'a pas permis de mettre en évidence de différence quant à la réaction tissulaire. **(9, 11, 12)** Au cours de différentes études chez l'animal, il a été démontré que les implants en zircone étaient ostéointégrés aussi bien que ceux en titane. L'ostéointégration dépend l'état de surface de l'implant. Le manque d'étude sur le traitement de surface des implants en zircone ne permet pas de recommander leurs utilisations dans la pratique quotidienne. **(13, 15)** Les implants en zircone mis en charge immédiatement pourraient assurer une stabilité à long terme sans aucun problème biomécanique en respectant les mêmes indications que les implants en titane. **(15, 16)**

La biocompatibilité accrue des implants en zircone a également été confirmée par la solidité du tissu osseux obtenue après six semaines de cicatrisation chez le lapin. **(17)** La **colonisation bactérienne** des surfaces de zircone s'est avérée inférieure à celle des surfaces en titane. **(18, 19)**

## Propriétés optiques

Pour la Zirconie en tant qu'armature de prothèse : l'oxyde de Zirconie est un **bon pigment blanc et un bon opacifiant** en raison de son opacité totale à la lumière visible et de son indice de réfraction élevé (2.1 à 2.2). L'effet opaque l'oxyde de zirconium est dû aux particules dispersées dont la taille est légèrement supérieure à la longueur d'onde de la lumière et à l'indice de réfraction de sa matrice. L'opacité accrue des céramiques en zirconie peut être très utile dans des situations cliniques exigeantes sur le plan esthétique, par exemple en cas de pilier dichromatiques ou d'inlay-core en métal. **(1, 20)**



**Figure 4 : L'opacité de la Zirconie masque le pilier dichromatique**

*(An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications, Paolo Francesco Manicone, 2007)*

En ce qui concerne sa **translucidité**, **Hefferman et al. (20)** ont évalué plusieurs qualités de zirconie qui présentent différents niveaux de translucidité. La taille des grains, leurs répartitions, la méthode et les conditions de pressage et les différents additifs peuvent affecter la translucidité d'une restauration. Mais en aucun cas les propriétés mécaniques de l'armature ne sont altérées.

Pour la Zirconie en tant qu'unique constituant de la prothèse (monolithique) : nous verrons par la suite que cela n'est pas le cas, leur résistance se verra altérée lors de l'augmentation de la translucidité.

L'effet des céramiques en zircone avec ou sans revêtement sur la **couleur de la muqueuse** a été évalué par Jung et al. Les auteurs ont conclu que la zircone n'entraînait pas de changements de couleur visibles dans les muqueuses de 2 mm et de 3 mm d'épaisseur, quelle que soit l'application d'un matériau de revêtement. Les changements de couleur perceptibles visuellement ont été obtenus avec une épaisseur de muqueuse de 1,5 mm ou moins. Le changement de couleur dans ces cas se situe sur l'axe jaune-bleu, mais aucune explication n'a été proposée pour ce changement. **(22)**

**La radio-opacité** élevée des céramiques en zircone, comparable à celle des alliages métalliques, améliore l'évaluation radiographique : adaptation marginale, excès de ciment mais aussi de la dégradation.



**Figure 5 : Évaluation radiographique de deux restaurations en zircone sur 25 et 26 après collage**

*( An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications, Paolo Francesco Manicone, 2007)*

## **Vieillessement**

Les céramiques Y-TZP souffrent d'un phénomène de dégradation à basse température. La transformation spontanée progressive de la phase tétragonale en monoclinique entraîne la dégradation des propriétés mécaniques du Y-TZP **(1)**.

Une transformation lente de la phase tétragonale en monoclinique (transition T-M) se produit lorsque le Y-TZP est en contact avec de l'eau, de la vapeur, **(23)** des fluides corporels ou pendant la stérilisation à la vapeur **(1)**, ce qui entraîne des dommages superficiels. **(24)**

Les effets du vieillissement sont la réduction de la ténacité, de la dureté et de la densité, et une augmentation du contenu de la phase monoclinique. La dégradation des propriétés mécaniques, due à la transition T-M, se produit avec micro et macro fissuration de la matière. **(25)** La transition T-M commence à la surface et progresse dans la masse du matériau. La réduction de la taille des grains et / ou l'augmentation de la concentration de stabilisant peut réduire le taux de transformation. Enfin la transformation T-M est augmentée dans l'eau ou dans la vapeur.

La dégradation de la surface du matériau au cours du vieillissement à basse température implique usure, microfissurations, arrachage du grain, génération de débris de particules et éventuelle défaillance prématurée. **(26)** Des élévations de surface ont probablement lieu à cause de la transformation plus volumineuse en phase monoclinique. **(27)** La plupart des fabricants de 3Y-TZ, ne recommandent pas le meulage ou sablage pour éviter à la fois la transformation  $t \rightarrow m$  et la formation de défauts de surface qui pourraient être préjudiciables à la performance à long terme.

La transformation t-m peut être diminuée en jouant sur plusieurs facteurs, par exemple en diminuant la taille des grains, ou en augmentant la concentration d'oxydes qui stabilise la zircon. On notera cependant que les zircons cubiques sont moins sensibles à la transformation t-m que les zircons tétraogonaux.

Jusqu'à présent, les études réalisées sur le vieillissement de la zircon monolithique sont essentiellement in vitro, et le recul clinique des études in vivo est insuffisant. Une poursuite des études et du suivi clinique s'avère donc nécessaire dans le futur pour en tirer des conclusions pratiques. Au terme de dix années de recul ce phénomène n'est cependant pour l'instant pas considéré comme critique et les résultats sont très prometteurs. **(150)**

## Allergie

Selon les recherches effectuées par **Gökçen-Röhlig et al (116)**, les prothèses fixes en zircone peuvent constituer une alternative aux prothèses céramo-métalliques chez les patients allergiques au métal.

Pour les allergies à la Zircone, il n'y a pas de donnée spécifique concernant la sensibilisation cutanée du zirconium sous forme métallique, cependant on trouve dans la littérature des données pour certains composés de zirconium (lactate de zirconium et de sodium, dioxyde de zirconium, tétrachlorure de zirconium) qui sont contenues dans des déodorants ou crèmes topiques, qui forment des granulomes cutanés. *(Source Fiche Zirconium : Commission des normes, de l'équité, de la santé et de la sécurité du travail REPTOX)*

## Radioactivité

La poudre de zircone contient de petites quantités de radionucléides  $^{226}\text{Ra}$  et  $^{228}\text{Th}$ . **(28, 29, 30)** En raison de ces impuretés radioactives, différentes inquiétudes ont été exprimées au début des années 1990 au sujet de l'utilisation de la céramique de zircone pour des applications médicales et dentaires.

Toutefois, après purification, il est possible d'obtenir des poudres de zircone peu radioactives ( $<100 \text{ Gyh}^{-1}$ ). **(31, 32)** Ces valeurs sont inférieures aux valeurs limites européennes pour l'exposition externe ou interne du corps humain, et sont comparables à celles des céramiques d'alumine et des alliages de Co-Cr. **(33)**

La radioactivité des poudres Zircone est donc généralement inférieure à la radioactivité ambiante normale induite par les radiations naturelles. **(28, 33)**

## Conduction de la chaleur

La zircone a un très faible coefficient de conductivité thermique. Cela signifie qu'une couronne en zircone ne conduira pas la chaleur ou le froid aussi facilement qu'une couronne en métal, offrant une isolation pour les dents vivantes sensibles.

## II : Évolution des matériaux

### 1. La zircone comme additif

Elle était couramment utilisée pour renforcer l'alumine avant l'apparition des couronnes entièrement constituées de Zircone. C'était un procédé utilisé par VITA, des blocs d'**In-Céram Zirconia®** (AbO<sub>3</sub> 70% et ZrO<sub>2</sub> 30%) étaient infiltrés de verre après usinage. L'apport d'oxyde de zirconium augmente la résistance à la flexion mais également la ténacité à la rupture et la résistance à la fatigue.

D'après **Margossian et Laborde (117)** en 2007, l'**In-Ceram® Zirconia** était indiquée pour la réalisation de faux moignon de pilier dentaire, les petits bridges antérieurs de trois à quatre éléments, et postérieurs de trois éléments, les piliers anatomiques implantaires. Ce matériau se fait rare, il peut être obtenu par la technique de la barbotine, qui n'est plus très utilisée en France de nos jours, ou sous forme de bloc à usiner par CFAO. Ces blocs ont une structure cristalline préfrittée poreuse, qui est infiltrée par un verre et frittée après usinage.



**Figure 6 : Bloc de zircone In-Ceram® Classic pour inLab®**  
(Société VITA)

## 2. La Zircone conventionnelle

La zircone tétragonale partiellement stabilisée a été mise au point il y a 15 ans et est également connue sous le nom de zircone conventionnelle (première génération). La zircone conventionnelle a un indice de réfraction de la lumière élevé et possède également un nombre extrêmement élevé d'interfaces en raison des nombreuses très petites structures cristallines à travers lesquelles la lumière doit passer. Cela crée le caractère opaque pour le matériau.

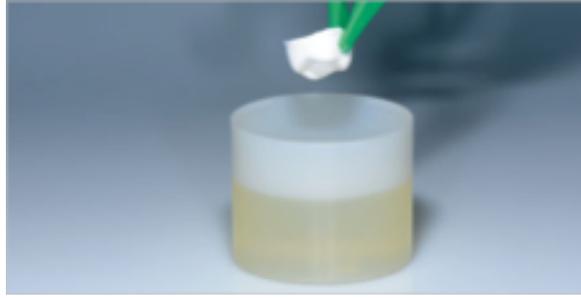
Deux types différents de blocs de zircone sont distribués par les fabricants : teints ou non teints industriellement. Alors que les restaurations faites à partir de blocs teints ont déjà une teinte similaire à celle des dents après fraisage, les restaurations à partir des blocs non teints ont une couleur monochrome d'un blanc dur, ce qui peut être un inconvénient esthétique dans de nombreux cas **(Fig. 6)**.



**Figure 7**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

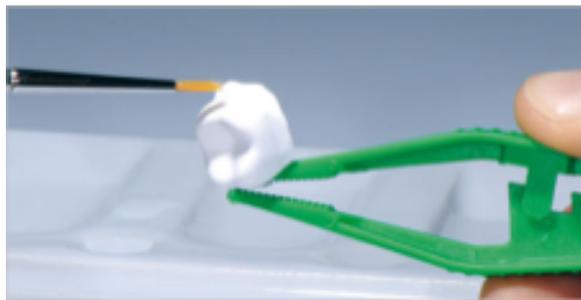
Pour remédier à cet inconvénient, les restaurations usinées à l'état de corps blanc peuvent être teintées manuellement et individuellement avec des oxydes colorants après le processus d'usinage et ensuite frittées. Pour la teinture, l'armature est immergée pendant un court instant dans un liquide coloré approprié **(Fig 7)**



**Figure 8**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

Des pinceaux peuvent être également utilisés pour appliquer des dégradés de couleurs équivalents à des liquides de couleurs différentes et d'intensités différentes (**Fig. 8**).



**Figure 9**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

Le processus de frittage est effectué après élimination de la couleur résiduelle excessive alors que l'armature est encore humide et en train de sécher.

### 3. Zircone stratifiée

En raison de l'esthétique compromise de l'oxyde de zirconium de première génération, l'armature de la prothèse est recouverte avec une vitrocéramique appropriée. **(Fig. 9)**



**Figure 10 : Bridge 3 élément en Zircone stratifiée**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

La stabilité d'une restauration est attribuée aux tensions internes et externes :

Les tensions internes : résultent de la différence des coefficients de dilatation thermique du matériau d'armature et de revêtement, mais aussi de leur structure géométrique.

Les tensions externes : sont la force masticatoire.

Lorsque la somme des tensions internes et des tensions externes dépasse la résistance des matériaux, une fracture se développe. Les deux céramiques n'ont pas la même ductilité et ne sont donc pas en mesure de compenser les tensions globales. Étant donné que la céramique de stratification a des résistances nettement inférieures à celles de la zircone, elle se fracture plus rapidement. Dans ce contexte, il y'a une fracture limitée à la céramique de stratification.

Cliniquement, ainsi que dans les tests de laboratoire, une fracture n'est jamais observée à l'interface entre l'armature et le cosmétique, mais toujours à l'intérieur du cosmétique **(Fig. 10)**.



**Figure 11: Fracture de la céramique cosmétique, sur un bridge 3 éléments après un an d'utilisation**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

Une couche extrêmement mince de céramique de revêtement reste sur l'armature en Zircon, ce qui est défini comme une fracture cohésive. Comme la fracture cohésive se produit dans la céramique de revêtement, on peut raisonnablement en conclure que les forces de liaison entre la zircon utilisée comme armature et la céramique de revêtement sont très élevées. La force de liaison du cosmétique à la zircon est comparable à celle des couronnes céramo-métalliques et serait suffisante pour les applications dentaires. Cependant, l'origine et la nature de cette liaison ne sont pas encore bien établies. **(119)** Les facteurs qui influencent la force de liaison sont : l'état de surface, le traitement thermique de la Zircon et la nature de la céramique de revêtement. Seul le maillon le plus faible de la chaîne, la céramique cosmétique, se fracture. Un grand nombre d'études cliniques sur les restaurations en zircon stratifiée signalent ce problème. **(34)**

La conception de l'armature de restauration a une influence déterminante sur la stabilité globale des restaurations. Les structures en zircon doivent être conçues de manière à offrir un maintien anatomique et arrondi, de manière à augmenter le seuil de fracture et à minimiser l'écaillage. **(35)**

#### 4. Zircon monolithique

Pour éviter les risques d'écaillage, la zircon peut subir maintenant un traitement monolithique. Monolithique selon Wikipedia, signifie « d'un seul bloc ». En dentisterie, les couronnes sans stratification sont des exemples de restaurations monolithiques typiques. Ainsi, le processus de stratification manuelle, long et compliqué, qui n'est pas forcément nécessaire dans certaine application (ex : coiffe unitaire postérieur) peut être évité.

Pour pouvoir utiliser le matériau de manière monolithique, certaines conditions doivent être remplies. En plus de continuer à avoir une bonne stabilité à long terme, il est essentiel que le matériau devienne plus translucide (qui laisse passer la lumière mais qui n'est pas transparent) et donc plus esthétique d'un point de vue visuel.

Les blocs de zircon sont disponibles en blocs monochromes ou multicouches (Fig.11). La différence réside dans le fait que les blocs monochromes sont toujours d'une seule couleur alors que les blocs multicouches sont pré-stratifiés et contiennent donc différentes nuances. La caractérisation individuelle des blocs de zircon donne des résultats esthétiquement qui se rapprochent des techniques de stratification courantes, mais il n'existe aucune donnée de suivi à long terme sur la stabilité de la couleur. **(38, 39)**



**Figure 12: Monochrome (droite) vs multicouches (gauche)**

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I Quintessence International 48, n° 5, 18 avril 2017)*

Le technicien dentaire peut utiliser un logiciel de CAO pour déterminer les séquences de couleurs et les intensités en plaçant la restauration construite dans le blanc.

L'objectif des fabricants est actuellement de trouver un compromis entre les phases tétraogonales, assurant une bonne stabilité et les propriétés physiques de la zircone, et la phase cubique, qui augmentera la translucidité de la zircone. **(151)**

Pour la zircone Tétraogonale, les grains ont des limites irrégulières qui limitent la transmission de la lumière (anisotrope), tandis que la zircone cubique est elle isotrope. Isotrope signifie que les propriétés d'un matériau sont les mêmes dans toutes les directions, ce qui améliore la transmission de la lumière.

Le pourcentage sera très variable. On pourra trouver des zircons avec entre 15 et 20% de phase cubique par exemple dans des zircons telles Lava TM Esthetic (3M ESPE); Katana TM Zirconia (UTML / STML); BruxZir® anterior (Glidewell Laboratories); ArgenZ TM anterior (Argen Corp., argen.com); et Imagine® (Jensen Corp.), voire même jusqu'à 60% de phase cubique et 40% de phase tétraogonale avec Nacera Pearl Q3 (Doceram) **(151)**

Il faut savoir que la présence de phase cubique dans les zircons monolithique dites hautement translucides comporte deux avantages principaux qui ont été démontrés par **Camposilvan et al. (152)** :

- Une augmentation sensible de la translucidité
- Une absence totale de dégradation hydrothermale

Cependant la moindre sensibilité à la transformation t-m pour la zircone cubique et une microstructure plus grossière provoquent une baisse des propriétés mécaniques, ce qui peut représenter une limitation dans leur application, notamment dans des conditions où de fortes contraintes seront appliquées. En effet dans cette étude, le bloc Katana® UTML obtient une résistance à la rupture de 500 MPA et une ténacité de 4 MPa<sub>m112,4</sub> qui est donc bien diminuée par rapport à la Zircone Y-TZP et se rapproche de celle l'alumine.

Par conséquent, la manipulation et la préparation de la couronne doivent être effectuées avec soin, en évitant les parois minces et les arêtes vives autant que possible. **(152)**

## **PARTIE III : Évolution des procédures d'élaboration**

La CFAO (*conception et fabrication assistée par ordinateur*) est un système informatique utilisé à la fois pour concevoir et fabriquer une restauration dentaire. La technologie de CAO utilise un logiciel pour définir la forme et les dimensions de la restauration, tandis que la technologie FAO transfère le modèle conçu à une machine commandée par ordinateur pour fabriquer la restauration, généralement à partir d'un bloc en matériau dentaire (fabrication soustractive).

Actuellement, la production de restaurations sans métal à l'aide d'infrastructures en céramique polycristalline (par exemple, Y-TZP) dépend de l'utilisation des systèmes de CAO-FAO. **(41)** L'introduction de systèmes de fraisages pour la production de restaurations avec ces céramiques polycristallines a permis leur utilisation dans les restaurations prothétiques avec une plus grande fiabilité, car la seule technique de fabrication disponible dans le passé était la coulée en barbotine, qui entraînait un plus grand nombre de défauts et de fissures dans la microstructure des restaurations finales. **(42)**

Les systèmes CFAO sont utilisés en dentisterie depuis près de 30 ans **(43)**, et différentes machines ont été lancées au cours de cette période, car ces systèmes sont en constante évolution et produisent des restaurations avec une très bonne adaptation. La plupart des cliniciens sont d'accord que l'écart entre la restauration et la dent ne doit pas être supérieur à 100µm. **(44)** Les données de recherche actuelles indiquent que la plupart des systèmes de CAO / FAO dentaires sont capables de produire des restaurations avec une adaptation marginale inférieure à 100 µm. **(44, 45)**. De plus, l'évolution des systèmes CAO-FAO a permis leur utilisation pour produire des restaurations avec d'autres matériaux tels que d'autres céramiques, les composites et les alliages métalliques.

## 1. Fabrication par soustraction

Parmi les systèmes de CFAO dentaires, il existe deux types de techniques pour produire des restaurations. La première est l'usinage de la restauration prothétique à partir d'un bloc du matériau fritté, tandis que le second consiste à usiner un bloc à l'état partiellement fritté, suivi d'un frittage final dans un four spécifique.

L'usinage d'un bloc de matériau fritté donne à la restauration une plus grande précision de ses contours et de sa forme car la gestion du retrait est éliminée, elle a eu lieu en amont (lors du frittage). Cependant, lors de l'usinage d'un matériau très résistant, tel que la céramique polycristalline, l'usure des outils de l'unité d'usinage et le temps d'usinage sont très élevés. De plus, l'usinage de matériaux fragiles tels que les céramiques dentaires peut provoquer l'apparition de microfissures et de cristaux monocliniques conduisant à une plus grande susceptibilité à la dégradation à basse température et au vieillissement en fatigue. **(46)** Cette technique est délaissée par les fabricants du fait de son coût à la production. L'usinage dans un bloc fritté nécessite beaucoup de temps ( $\pm 45/60$  mn à l'unité), beaucoup d'outils impérativement diamantés travaillant toujours dans de mauvaises conditions de coupe, fatigue et use les machines.

Afin d'obtenir une zircone plus tendre à usiner, on utilise des blocs de zircone pressés à une température inférieure à celle qui permet d'obtenir la densification totale du matériau. On parle alors de Zircone pré frittée. Il s'agit en fait de Zircone polycristalline tétragonale (TZP) partiellement stabilisée à l'oxyde d'yttrium: Y - TZP.

Après usinage, ce matériau de consistance crayeuse est fritté une seconde fois à une température de 1300°C à 1500°C pendant 6 à 7 heures pour lui donner ses qualités mécaniques optimales. Lors de ce second frittage, la densification des grains conduit à une réduction de volume par rétraction de 20 à 30% (qui doit être prise en compte par les logiciels de CAO/FAO).

L'avantage est de favoriser la fermeture des microfissures due à l'usinage lors du processus de frittage. **(47)** Cette technique permet un temps d'usinage plus court car le matériau est moins dense. C'est la technique de choix de nos jours.

## **2. Fabrication par addition**

Bien que les systèmes CFAO décrits ci-dessus soient la référence sur le marché dentaire, ils présentent un inconvénient majeur lié au grand gaspillage de matière lors de l'usinage. Les déchets correspondent à environ 90% du bloc préfabriqué pour une restauration typique. **(49)** et les restes ne sont pas réutilisables. Par conséquent, de nouvelles technologies ont été développées pour surmonter ce problème. Certains d'entre eux produisent la restauration en ajoutant des couches au lieu d'usiner des blocs préfabriqués.

Actuellement les systèmes de fabrication par addition constituent toujours un axe de recherche et de développement pour les matériaux en céramiques poly cristallines, ils ne sont pas encore utilisés couramment. Deux techniques se sont récemment démarquées le frittage ou fusion laser sélective, l'impression 3D directe par stéréo lithographie. **(49, 50, 51, 52, 53)**

### **Le frittage ou la fusion laser sélective**

Le frittage ou la fusion sélective au laser est une technique déjà bien établie pour les alliages métalliques, mais elle est encore en développement pour les céramiques polycristallines. Dans cette technique, le faisceau laser fritte de fines couches de céramique à partir d'un récipient rempli de poudre afin de créer une armature unique, dans lequel chaque couche représente une section transversale du modèle CAO. **(49)**

### **L'impression 3D par stéréolithographie**

La stéréolithographie est fréquemment utilisée de nos jours et a déjà suffisamment évolué pour permettre la production de pièces céramiques plus complexes, alors que les techniques mentionnées précédemment en sont au début du développement d'applications dentaires. La stéréolithographie utilise une suspension contenant des

particules de céramique mélangées à des composants de la résine (acrylates ou monomères époxydes). **(50, 51)** Cette partie de la résine est polymérisée au cours de l'impression pour façonner l'objet solide et est ensuite retirée. Le grand avantage de toutes les techniques additives, est qu'elles ne génèrent que peu ou pas de déchets. Un inconvénient encore existant de toutes les méthodes additives correspond à l'état de surface brute et au mauvais ajustement marginal. Nous pouvons citer comme applications commerciales l'imprimante **Ceramaker** de l'entreprise française 3DCeram® (*qui est très onéreuse environ 250000 euros*) et sa Gamme de pâtes **3DMIX®**

Même si l'impression 3D semble être bien installée de nos jours pour certaines applications, en dentisterie l'utilisation de la céramique reste encore à explorer. Des études publiées in vitro ont montré que les céramiques fabriquées par stéréolithographie présentent des propriétés mécaniques comparables à celles des céramiques conventionnelles **(149)**. Cependant, le processus de fabrication et la résistance à la rupture sont des domaines qui nécessitent des recherches plus poussées. La plupart des techniques d'impression 3D utilisées aujourd'hui comme le frittage sélectif au laser, la fusion sélective au laser ou la stéréolithographie donnent généralement lieu à des structures poreuses. Pour améliorer les propriétés mécaniques des céramiques et en augmenter l'homogénéité, il convient d'éradiquer la porosité, pour obtenir une structure plus dense et plus compacte **(149)**. Davantage de recherches sont nécessaires pour parvenir à la céramique fabriquée par impression 3D.

Actuellement la méthode de choix est l'usinage par CFAO de la Zirconie à partir d'un bloc pré-fritté.

Exemple : KATANA™ Zirconia Block

## **PARTIE IV : La Zirconie en prothèse fixée**

### **1. Prothèse fixe en Zirconie Stratifiée**

#### **Les préparations (118)**

Les préparations dentaires pour les couronnes en zirconie sont comparables à celle utilisées pour les couronnes céramo-métalliques. **(120, 121)**

Pour la zirconie stratifiée, le pilier doit être préparé de manière à laisser suffisamment d'espace pour l'armature et pour le matériau de revêtement mais aussi pour bien répartir les contraintes.

**Pour les dents antérieures** la réduction doit être d'au moins 1,5 mm sur le bord libre et de 1,0 mm sur la limite cervicale avec une conicité en théorie de 4 à 6°. La réduction cervicale dans les zones esthétiques peut être étendue jusqu'à 1,5 mm. Ces épaisseurs doivent prendre en compte la nature et la coloration du pilier sous-jacent. Plus la chape est fine, moins elle masquera la teinte du pilier, surtout en présence d'amalgame ou d'inlay-core métallique.

**Pour les dents postérieures** les réductions sont identiques. La préparation de la dent peut être réalisée avec différentes lignes de finition, bien que le congé ou l'épaulement à arrondi interne soient recommandés.

Toutes les zones de transition doivent être arrondies avec des surfaces de préférence lisses et régulières, et une finition doit être effectuée avec des fraises diamantées de 25 µm. Les angles vifs sont à proscrire ainsi que les contre-dépouilles et les congés en gouttière.

Les propriétés mécaniques exceptionnelles de la zirconie, telles qu'une résistance élevée à la flexion et une résistance à la rupture, permettent de réaliser la fabrication bridge tout en céramique dans les secteurs antérieurs et postérieurs.

Pour un bon pronostic à long terme, les connexions doivent être correctement conçues et fabriquées. Les connexions doivent être d'au moins 6,25 mm<sup>2</sup>.

Pour cette raison, les bridge en Zircon ne doivent être utilisés que lorsque la distance entre la papille inter-proximale et la crête marginale est proche de 4 mm. La hauteur du pilier est fondamentale pour obtenir des structures en Zircon de forme et de dimension correctes afin de garantir la résistance mécanique de la restauration.



**Figure 13 : Extrados d'une armature de bridge Zircon, nous pouvons visualiser le volume des connexions**

*Margossian P., Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-272-C-15, 2007*

Bien que certains fabricants permettent également d'obtenir des restaurations d'arcade complètes, d'après **Paolo Francesco Manicone (118)** 5 unités bridge sont signalées comme étant le maximum possible.

### **L'armature (122)**

Une armature de zircon avec une épaisseur minimum de 0,5mm doit être fabriquée pour les couronnes postérieures. En antérieur, la résistance et les exigences esthétiques peuvent permettre la fabrication de chapes de 0,3 mm d'épaisseur, cependant, la réduction de l'épaisseur de chape de 0,5 mm à 0,3 mm peut influencer négativement la résistance à la rupture (35% de perte) **(123)**

L'armature doit présenter des formes exemptes de tout angle. Ménager de manière homogène une épaisseur >1mm et supporter tous porte-à-faux qui ne doivent jamais excéder 1,5 mm.

## Assemblage (119)

Un problème clinique majeur associé à l'utilisation de restaurations à base de zirconium est la difficulté d'obtenir une adhérence appropriée avec les tissus naturels ou les substrats synthétiques (tels que les tenons fibrés assemblés avec des résines composites ou des inlay core par exemple)

Les restaurations en Zirconium peuvent être assemblées à l'aide de **ciments traditionnels** : anciennement les ciments à base de phosphate de Zinc et ciment verres ionomères. De nos jours on utilise les ciments verre ionomère modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR) comme par exemple le Fuji Plus© (GC), en effet ils ont des résultats bien meilleurs en ce qui concerne la force de collage à la zirconium (**Tableau 14**) que le ciment verre ionomère traditionnel ou le ciment phosphate de zinc. (**153**) Ils présentent l'avantage d'avoir un faible coefficient d'expansion thermique ainsi qu'un relargage de fluor à long terme bénéfique pour la structure dentaire sous-jacente.

Cependant, Piwowarczyk et coll (**154**) ont montré que la performance de collage des CVI-MAR était significativement inférieure aux résines de collage. On réservera donc leur utilisation pour les cas qui reposent uniquement sur une rétention mécanique élevée : c'est-à-dire des piliers qui présentent une hauteur de 4 mm ou plus avec une préparation peu convergente.

Dans les autres situations, telles que des structures dentaires préparées courtes ou convergentes une liaison par de la **résine** est souhaitable. La liaison offerte par la résine repose sur une rétention à la fois mécanique, et chimique entre le ciment et la surface de la céramique.

Les ciments à base de résine sont des matériaux standard qui sont couramment utilisés pour coller une prothèse tout en céramique aux structures dentaires. Cependant la Zirconium ne contenant pas de silice, la liaison de celle-ci aux structures dentaires à l'aide de ciments composites à base de résine est rendu difficile.

L'ajout d'un monomère adhésif acide tel que le MDP, va permettre une liaison avec les céramiques à base de Zircon. Le groupe ester phosphate du monomère acide crée une liaison chimique avec les oxydes de métaux qui compose les céramiques à base de zircon.

Par conséquent, il est recommandé d'utiliser soit :

- Un ciment de résine auto-adhésif par exemple, *RelyX Unicem (3M®)*
- Un adhésif contenant un monomère adhésif (MDP) tels que *Scotchbond Universal (3M®)*
- Un ciment résine composite conventionnels à condition d'appliquer un primaire sur la céramique contenant un monomère adhésif acide comme prétraitement avant l'assemblage de la zircon (*Ex: Ceramic Primer +, Kuraray®*).

Les prétraitements de surface utilisés pour les vitrocéramiques (c.-à-d. mordantage à l'acide fluorhydrique et l'application d'un Silane) n'améliorent pas la force de liaison pour les céramiques à base de Zircon, en raison de l'absence de phase vitreuse, et une structure poly-cristalline qui ne peut pas être modifiée par mordantage. **(124)** Le sablage à l'alumine lui aussi n'a pas d'effet significatif sur l'augmentation de la force de collage de la zircon.

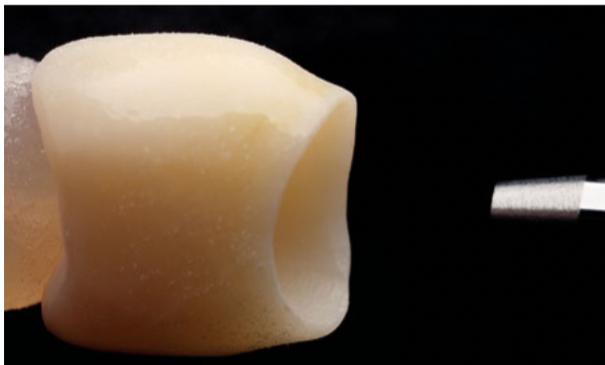
Le seul sablage qui semble améliorer la liaison est un sablage réactif, dit tribochimique. Ce sont des particules d'alumine entourées de silice sont pulvérisée sur l'intrados de la prothèse. La silice va être alors incorporée à la surface du matériau avec la puissance du choc, on va ainsi « vitrifier » la surface.

Par la suite un Silane pourra être appliqué pour faire le lien entre la céramique et la colle. *Exemples commerciaux : Rocatec® pour les laboratoires et le Cojet® pour le cabinet, utilisable au fauteuil. (125)* Malgré tous, les résultats d'adhésion sont très variables et difficilement prédictibles.

De plus les sablages actifs ou non, ne sont pas appropriés car ils peuvent générer des défauts dans la céramique tel que des microfissures internes, ainsi qu'une transformation de phase de tétragonale en monoclinique, ce qui peut influencer la fiabilité et la stabilité de la prothèse dans le temps.

Matériau de restauration Zircone	Agent de scellement				
	DeTrey Zinc <i>Ciment Phospahte Zinc</i>	Fuji I <i>CVI</i>	Fuji Plus <i>CVIMaR</i>	Panavia Kuraray <i>Resine</i>	RelyX Unicem <i>Résine auto adhésive</i>
	2,2 (0,5)	4,6 (2,6)	9,2 (3,6)	15,0 (3,7)	13,2 (3,2)

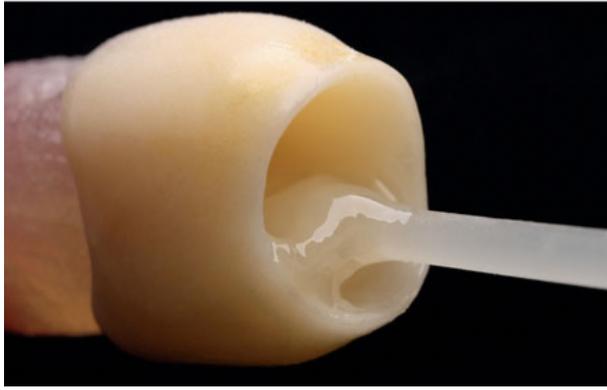
**Tableau 2 : Force de collage (MPa) entre la Zircone et la dentine (153)**



Nettoyage de l'intrados



Application d'un primaire d'adhésion contenant des MDP (Ceramic Primer Plus, Kuraray®)



Application d'une resine composite chémo-polymérisable (Panavia V5®, Universal color)

### Figure 14 : Collage d'une pièce en Zirconie

*(Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II Quintessence international 48 17 mai 2017)*

### Dépose (127)

Du fait de la difficulté à meuler le matériau, il est très difficile de déposer une restauration à armature en zirconie. La prothèse peut toutefois être découpée à l'aide de fraises spécialement prévues à cet effet. Dans tous les cas de figure, la dépose est synonyme de destruction définitive de la prothèse. **Ohkuma et al. (128)** ont testé des fraises diamantées avec une granulométrie plus élevée (200  $\mu\text{m}$ ) que celle des fraises traditionnelles (100  $\mu\text{m}$ ) conçues pour couper des matériaux céramiques à haute résistance. Ils ont constatés que la zirconie Y-TZP pouvait être découpée plus rapidement. Ce sont par exemple les fraises *DIATECH Z-Rex®*, *Meisinger Z838L®* ou *Komet 4ZR®*

### Figure 15 : Fraise diamant Komet 4ZR®

(Source société Komet®)



Pour les étapes de **retouche** et de **polissage**, les recommandations sont identiques à celles utilisées pour la réalisation de couronne céramo-métallique.

## 2. Prothèse en Zircon monolithique :

Les restaurations en zircon monolithique peuvent être une solution clinique fiable, en particulier dans les secteurs postérieurs avec des forces occlusales élevées. Elles permettent d'éviter le problème lié à la fracture du cosmétique et offrent de bonnes propriétés biologiques et mécaniques **(130)**.

D'autre part en présence d'un espace prothétique réduit, il semble que les restaurations monolithiques sont une option de choix, en effet leurs préparations sont peu invasives : la réduction requise est similaire à celle d'une couronne classique coulée. La réduction occlusale est comprise entre 1 et 1,5 mm pour réaliser l'anatomie occlusale et d'éventuelle retouche d'occlusion en bouche, tandis que la réduction minimale dans la au niveau de la marge doit être d'au moins 0,5 mm. Plus les épaisseurs de préparations seront fines plus la zircon monolithique sera translucide laissant apparaître le substrat. Les épaisseurs de préparation peuvent varier en fonction du bloc de Zircon utilisé : en effet un bloc avec une résistance à la rupture de 1100 Mpa (*Exemple Katana® HTML*) aura des épaisseurs de préparation plus faible qu'un bloc avec une résistance à la rupture de 550 Mpa (*Exemple Katana® UTML*). Tous les autres paramètres de préparation sont conformes aux recommandations connues pour la préparation des restaurations en zircon stratifiées.

D'autre part, les avantages sont aussi économiques, car ces restaurations peuvent être produites avec des procédures CFAO à des prix raisonnables.

### Retouches (126)

**Pereira et al. (126)** ont réalisé une méta-analyse sur différentes études, pour évaluer les effets du meulage et des retouches sur les propriétés mécaniques des céramiques en Zircon stabilisée à l'Yttrium. L'analyse a été faite en considérant : la transformation des phases t-m, la granulométrie (rugosité), dureté (résistance à la flexion), et le vieillissement. Des blocs de Y-TZP meulés ont été comparés à des bloc de Zircon Y-TZP non meulés.

Le meulage favorise généralement la diminution de la résistance et une augmentation de la rugosité des céramiques Y-TZP. Cependant il semble possible d'exécuter le meulage sans impact nuisible sur la résistance des céramiques Y-TZP, bien qu'une tendance à l'augmentation de la rugosité semble attendu.

La principale approche pour éviter de mettre en péril Y-TZP consiste à choisir un protocole qui introduit le moins de défauts possibles sur la surface. Par conséquent, un outil de meulage qui permet un grand contrôle du mouvement (c'est-à-dire des contre-angles programmés sur une vitesse lente), des fraises diamantées avec une granulométrie inférieure à 50 µm et l'utilisation de beaucoup d'eau pour refroidir la pièce semble être un protocole approprié.

### **Polissage (129)**

Le réglage de l'occlusion doit être suivi d'une procédure de polissage en plusieurs étapes, celle-ci est effectuée à l'extérieur de la bouche. Premièrement le pré polissage, qui doit être effectué sous refroidissement à l'eau avec des instruments en silicone imprégnés de diamant à une vitesse de rotation maximale de 15 000 tr / min.



**Figure 16 : ZR-Diamant, Komet, Gebr.  
Brasseler®**

*(Source société Komet®)*

Cette étape est suivie par une étape de polissage avec une pâte à polir sans eau. Les pâtes de polissage contiennent jusqu'à 20% de particules de diamant avec une granulométrie de 2 à 4  $\mu\text{m}$  conduisant à une finition optimale de la zircone. Le polissage est effectué entre 5 000 et 10 000 tr / min. D'après **Ipek Caglar et al. (129)** le polissage de la zircone diminue la rugosité de surface due aux retouches. Exemple commerciaux : Meisinger® zirconia polishing kit, EVE Diacera® zirconia polishing kit..



**Figure 17 : Polissage avec une pâte à polir Direct- Dia Paste, Shofu Dental®**

*(Range of indications for translucent zirconia modifications: Clinical and technical aspects Quintessence Int 2013;44:557–566)*

Aux vues de la dureté du matériau une crainte est souvent émise, celle que la Zircone peut entraîner une usure non-physiologique des dents antagonistes. Une Zircone bien polie, n'entraînera pas d'usure sur les dents antagonistes. En effet une étude de Zirkozahn® révèle qu'une zircone polie n'a pratiquement pas d'effet abrasif ( $0\mu\text{m}$ ) contrairement à la céramique de stratification qui produit une abrasion plus importante ( $28\mu\text{m}$ ) que celle générée par l'émail ( $10\mu\text{m}$ ). **(155)**

Ainsi dans l'industrie, la Zircone peut être utilisée pour la fabrication de pièces de frottement, telles que les billes de roulement à billes. Il s'agit de roulement à très haute résistance mécanique offrant un faible coefficient de frottement. Le polissage est donc une étape essentielle lors de la réalisation d'une restauration en Zircone.

Les étapes **d'assemblage** et de **dépose** sont identiques à celle des Zircones stratifiées.

La fabrication de restaurations monolithiques en zircone étant une application relativement nouvelle, les résultats scientifiques disponibles en ce qui concerne les risques potentiels doivent être évalués avant toute recommandation générale. Ainsi, les dents antérieures, les canines et les prémolaires peuvent être restaurées avec des zircones stratifiées. Et dans les secteurs postérieurs, là où le risque de fracture du cosmétique est important des restaurations monolithiques seront utilisées.

### 3. Tenons en Zircone :

Le besoin de tenons plus esthétiques, en particulier pour toutes les restaurations en céramique, a lancé le développement de nouveaux matériaux pour leur fabrication (Fig. 1). Dans les cas où des restaurations tout en céramique sont utilisées pour restaurer des dents antérieures, les inlay-core en métal peuvent donner des résultats esthétiques défavorables, tels qu'une coloration grise des couronnes tout céramique et du bord gingival environnant. **(55)** De plus, les réactions corrosives avec les inlay-core en métal peuvent causer des complications avec les tissus environnants, notamment : goût métallique, des brûlures, une sensibilisation, des douleurs et autres. **(56)**

Un certain nombre de chercheurs ont introduit la zircone pour la fabrication de tenons **(55, 57)**, car elle a une résistance à la rupture supérieure à celles des autres céramiques. Les tenons en zircone pouvant être utilisés avec des techniques directes et indirectes, ils sont biocompatibles, radio-opaques et ont une excellente transmission de la lumière.

Kakehashi et al. **(58)** les ont expérimentés cliniquement et ont indiqué qu'ils présentaient un taux de réussite élevé. De même, Paul et Werder **(59)** ont observé un bon succès clinique après un service clinique moyen de 4,7 ans.

Mais les tenons en zircone présentent certaines limites. Ils sont **sans aucune ductilité**, et ils présentent des valeurs de **rétenion inférieures** aux inlay-core en métal. **(60)**

#### **4. Bridges collés à ailettes en Zircon (Cantilever) :**

Ces dernières années, la thérapie implantaire a gagné en importance lors du remplacement de dent manquante adjacente à des dents saines. Cependant, une telle thérapie comprend toujours la nécessité d'une intervention chirurgicale. Afin d'obtenir des résultats esthétiques une deuxième intervention chirurgicale est souvent nécessaire pour optimiser les tissus mous. La thérapie implantaire est encore le traitement de choix dans de nombreux cas impliquant dents adjacentes saines. Cependant, il existe également de nombreux cas dans lesquels la thérapie implantaire n'est pas indiquée, par exemple en raison du jeune âge du patient, d'un espace insuffisant entre les dents ou racines adjacentes, ou simplement le refus par le patient.

Les bridges collés à ailettes tout en céramique, présentent une alternative de traitement viable, esthétique et peu invasive dans de tels cas. De plus, ils offrent d'autres avantages tels que la possibilité de les réaliser sur des patients jeunes en attendant la fin de la croissance, une préparation simplifiée, un faible coût, la préservation d'options de traitement alternatives en cas d'échec, aucun risque d'irritation de la pulpe. Mais aussi un faible risque de caries car s'il y'a une perte de rétention celle-ci ne passera pas inaperçue, et enfin la présence d'aucune contention non physiologique des dents adjacentes car le cantilever ne s'appuie que sur une seule dent support adjacente. Les indications demeurent toutefois très limitées.

##### **Indication : (145)**

- Une seule dent antérieure manquante.
- Une dent vivante adjacente qui sera le pilier.
- Présence d'un espace entre la dent de pilier et la dent opposée d'au moins 0,8 mm, afin de laisser l'espace pour l'ailette.
- La dent pilier doit également être exempte de caries, plombages, d'abrasions graves de l'émail.
- Si de petites obturations dentaires sont présentes, elles doivent être entièrement englobé par l'ailette .

### **Dimensions de l'ailette : (145)**

- 0,5 mm minimum pour la zircone, 0,8-1 mm pour les céramiques au disilicate de Lithium
- Connection : 6 mm<sup>2</sup> pour la zircone, 12 mm<sup>2</sup> pour les céramiques au disilicate de lithium

### **Préparation de la dent pilier :**

La préparation intra-amélaire suit les principes généraux proposés par Kern. **(146)** Elle consiste en la réalisation d'un épaulement à angle interne arrondi, de 2 rainures M et D et d'un puits de stabilisation cingulaire. Cette forme de préparation suffit à assurer la stabilisation, la sustentation et la rétention de la restauration prothétique.

Les résultats cliniques des cantilevers en Zircone sont prometteurs, un essai clinique randomisé a montré un taux de survie de 93,3% sur une période de 5 ans sur 30 patients comprenant la perte traumatique du cantilever. **(147)** En effet le taux de survie concernant la perte de la fonction clinique ou la perte du cantilever lui-même était de 100% dans cette étude si on enlève les pertes causées par un trauma.

Dans une autre étude avec des cantilever en zircone selon la même procédure que celle décrite ci-dessus, le taux de survie après 6 ans était de 100%, ou 95,2% lors de l'inclusion de complications concernant les traumatismes. **(147)**

Les cantilever en zircone sont donc une option de traitement rapide et sûre avec de bons résultats cliniques. Si la procédure clinique et le suivi sont bien réalisés le taux de survie des bridges collés à ailettes sont comparables aux bridges conventionnels. Dans les quelques cas de décollement, le cantilever peut généralement être recollé **(147)**

Malgré l'acceptation scientifique de ces restaurations en Zircone, elles ne sont pas couramment utilisées par les dentistes en général, en effet la zircone se colle moins bien que l'Emax. L'Emax se colle mieux mais elle est moins résistante 400 MPa contre > 1000 Mpa pour la Zircone. Ainsi les échecs sur la zircone seront principalement des décollements (réversible) et sur l'Emax des fractures (irréversible). **(144)**

Un risque accru de carie ou de parodontite n'a pu être établie dans aucune des études. **(145)** De plus, les options de traitement conventionnelles et implantaire restent ouvertes en cas d'échec.



**Cantilever avec ailette zircone**



**Incisive latérale à remplacer**



**Cantilever juste après la pose**

**Figure 18 : Remplacement d'une incisive latérale par une cantilever avec ailette Zirconie**

*(All-Ceramic Resin-Bonded Fixed Dental Prostheses: Treatment Planning, Clinical Procedures, and Outcome Quintessence international 45 Avril 2014)*

## **PARTIE V : La Zirconie en Implantologie**

Bien que le titane soit abondamment utilisé en implantologie, il existe une tendance à développer de nouveaux implants à base de céramique comme alternative au métal. Le matériau de choix pour la fabrication des implants dentaires est le titane pur en raison de son excellente biocompatibilité et de ses propriétés mécaniques. Cependant, la couleur grise du titane peut donner lieu à des problèmes esthétiques mais aussi de plus en plus de patient son demandeurs d'une dentisterie sans métal.

En effet il apparaît dans des études récentes, que le titane, utilisé dans les appareillages orthopédiques et les implants dentaires, autrefois considéré comme un matériau parfaitement inerte dans les milieux biologiques, peut donner lieu à une toxicité et à des réactions allergiques immédiates ou retardées. Ces réactions au titane pourraient expliquer les échecs successifs inexplicables d'implants dentaires qui surviennent chez certains patients. D'après les données préliminaires émergeant de la littérature, il semblerait que l'allergie au titane soit plus fréquente chez les patients allergiques à un autre métal. **(148)**

### **1. Implants Zirconie**

#### **Évolution des céramiques en implantologie**

La première génération d'implants en céramique était faite d'oxyde d'aluminium. **(61, 62)** Les implants en oxyde d'aluminium peuvent être ostéo-intégrés, mais leurs propriétés biomécaniques, telles que la résistance à la rupture, n'étaient pas satisfaisantes. Des études cliniques sur ces implants ont montré des taux de survie à long terme compris entre 65% et 92%. **(63, 64, 65, 66, 67)** Cependant, l'hétérogénéité des résultats a empêché des recommandations claires pour une utilisation courante. Par conséquent, les implants en oxyde d'aluminium ont été retirés du marché au début des années 90.

Des céramiques au dioxyde de zirconium (Zircone) aux propriétés améliorées ont été introduites comme matériau alternatif à l'oxyde d'aluminium. Ils ont d'abord été utilisés pour la fabrication de couronnes et de piliers implantaires. **(68, 69)** Actuellement, les poly-cristaux de zircone tétragonale, en particulier de zircone stabilisée à l'yttrium, sont la céramique de choix pour les implants dentaires. **(70)** La couleur blanche et opaque de la zircone, ainsi que les premiers signes de bonne biocompatibilité et de faible affinité pour la plaque bactérienne, en font un matériau d'intérêt pour l'implantologie.

### **Implants une pièce ou deux pièces**

Actuellement, la majorité des implants en zircone fabriqués sont des implants **monoblocs**. **(71, 72, 73)** Cependant, ces systèmes ont plusieurs limitations. La **position chirurgicale** de l'implant peut ne pas toujours répondre aux exigences de la prothèse, et les piliers angulés pour corriger le mauvais alignement ne sont pas disponibles. Les corrections secondaires de la forme par **meulage** doivent être évitées car cela affecterait gravement la résistance de la zircone. **(74)** De plus, les implants en une seule pièce sont immédiatement exposés aux **forces** de la langue ou à la mastication. **(75)** Des charges seraient appliquées sur l'implant immédiatement, quel que soit le système de temporisation. **(76)**. **Enfin le scellement** est la seule option pour connecter des éléments prothétiques à des implants une pièce.

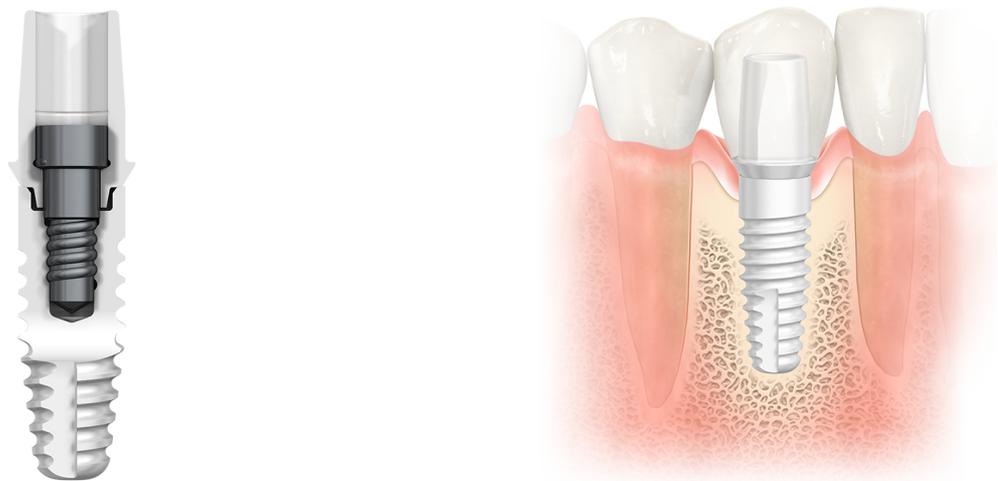


**Figure 19 : Implant PURE Ceramic Straumann® monobloc en Zircone**

*(Source Société Straumann)*

Tandis que l'absence de microgap entre l'implant et le pilier peut sembler bénéfique (77, 78, 79), le positionnement vertical correct de l'implant peut constituer un défi supplémentaire. (80) Dans les zones esthétiques, les implants sont souvent insérés plus profondément pour éviter la visibilité du bord de la couronne. Cela augmente toutefois le risque de laisser par inadvertance un excès de ciment de scellement dans la sous-muqueuse. (81) Un excès de ciment peut être invisible, même sur les radiographies (82), et induit une infection locale, qui provoque parfois des lésions tissulaires importantes. (83, 84) Selon une récente revue (85), les complications techniques et biologiques sont nettement plus fréquentes si les restaurations sont cimentées plutôt que vissées.

À l'heure actuelle, quelques systèmes proposent des **implants en deux parties**. Exemple commerciaux : NobelPearl® ou Sigma Incermed®



**Figure 20 : Implant NobelPearl® deux pièces en céramique, avec vis en fibre de carbone Vicarbo®**

*(Source société Nobel Biocare)*

## 2. Implants Titane / Zircone :

La littérature actuelle **(86)** révèle que les alliages de titane et de zircone (TiZr) sont au moins aussi **biocompatibles** que le titane pur et, dans certains cas, semblent présenter une biocompatibilité supérieure à celui-ci.

De plus, la **résistance à la corrosion** de TiZr est aussi bonne, sinon meilleure, que le titane pur, tandis que sa structure cristalline permet de continuer à appliquer les traitements de surface qui ont permis **d'améliorer l'ostéointégration** des implants en titane

Enfin, la **résistance** des implants TiZr s'avère jusqu'à 40% plus élevée que celle du Titane grade IV. Cependant à ce jour, très peu d'études animales et cliniques ont été réalisées sur la performance des implants TiZr. De ces études **(86)** les résultats indiquent à l'unanimité que les implants TiZr se comportent au moins aussi bien que les implants Titane de grade IV. Une bonne ostéointégration et des taux de réussite implantaire élevés ont été observés pour TiZr dans chaque étude. Il reste nécessaire d'évaluer les implants TiZr sur une période plus longue, car le suivi le plus long rapporté à ce jour est de 2 ans.

## 3. Choisir entre les implants en Titane ou en Zircone

Les recherches scientifiques ont montré que certaines des propriétés de la zircone semblent pouvoir en faire matériau idéal pour les implants dentaires, telles que sa biocompatibilité, son ostéointégration, la réponse favorable des tissus mous et l'esthétique en raison de la transmission de la lumière et de sa couleur.

Une série d'études in vivo réalisée sur des animaux ont démontré une biocompatibilité et une ostéointégration comparables à celles des implants en titane lors de mise en charge différée. **(90, 91, 14, 17)** Mais aussi que la surface rugueuse des implants Zircone était bénéfique pour la stabilité primaire de l'implant et favoriserait l'apposition osseuse.**(17,**

**92)** D'autres études animales ont confirmé que les implants Y-TZP peuvent être aussi mis en charge immédiatement tout comme les implants Titane. Il n'y a pas de différence significative entre les implants Titane et Zirconium en ce qui concerne la perte osseuse et la hauteur des tissus mous péri-implantaire. **(12, 97)**

Cependant malgré tous ces résultats prometteurs, aucune donnée clinique à long terme n'est disponible concernant les implants en zirconium. En effet nous disposons sur les taux de survie après un an par exemple : ils étaient de 93% (189 implants monoblocs, systèmes Z), **(98)** 98% (66 implants monoblocs, Z- Systems), **(96)** et 100% (implants monobloc, CeraRoot) **.(93)**

Des essais cliniques à plus long terme sont nécessaires pour prouver que la zirconium pourrait remplacer le titane en tant que biomatériau en implantologie dentaire.

#### **4. Piliers Zirconium : Usinés / Préfabriqués**

Actuellement on peut s'attendre à des taux de survie élevés pour les implants et les couronnes sur implants. **(94)** En ce qui concerne le résultat **esthétique**, les piliers en titane conventionnel peuvent être un handicap, en particulier sous des couronnes tout en céramique translucide mais aussi sous une fine muqueuse péri-implantaire. Les piliers en titane peuvent alors amener la restauration à avoir un aspect grisâtre. **(95)** Ces problèmes esthétiques peuvent être résolus par l'utilisation de piliers en tout céramique. **(99, 100)**

Les piliers implantaires tout céramique, fabriqués à partir de matériau céramique à base d'oxyde d'aluminium ont été introduit pour la première fois en tant qu'alternatives esthétiques aux titanes au milieu des années 1990. **(101, 102, 103)** Les parties secondaires en alumine présentaient des propriétés optiques agréables, une résistance à la rupture adéquate pour les régions antérieures, **(104)** et une très bonne durée de vie à 5 ans. **(105)**

Cependant, les fabricants d'implants ont orienté leur production vers des piliers en zircon. **(95)** En effet les piliers implantaires en Zircon Y-TZP offrent une meilleure résistance et une meilleure **biocompatibilité** que les céramiques à base d'oxyde d'aluminium. En règle générale, les piliers d'implant Y-TZP ont révélé une résistance à la rupture trois fois supérieure à celle des piliers en céramique à l'oxyde d'aluminium. **(114)**

Mais aussi une **radio-opacité** semblable à celle du métal cela permet une meilleure évaluation radiographique lors des différentes étapes prothétiques. **L'adhérence bactérienne (106), (107) l'accumulation de plaques (108) et le risque d'inflammation (109)** sont réduits. De plus, les piliers en Zircon Y-TZP favorise la cicatrisation des tissus mous. **(110)** Différentes études, ont évaluées les tissus mous péri-implantaires à proximité de la Zircon, il en ressort une moindre inflammation, une bonne cicatrisation et une faible récession gingivale. **(111)**

Une revue systématique a révélé que les piliers en zircon pouvaient maintenir un **niveau osseux** équivalent à celui des piliers en titane. **(113)**

Les piliers Zircon Y-TZP sont disponibles en deux types : **préfabriqués** ou sur **mesure** :

Les piliers en zircon préfabriqués sont une solution fiable et pratique, mais la technologie de CFAO peut être également bénéfique pour la conception de piliers en zircon entièrement individualisés pour une obtenir un résultat esthétique des tissus mous.

La plupart des fabricants recommandent de faire un chanfrein prononcé avec des marges sous-gingivales qui ne doivent pas être descendues trop bas, car cela pourrait poser des difficultés pour retirer les excès de ciment lors de l'assemblage. En général, le profil d'émergence doit être plutôt concave. **(100)**

## **Piliers une pièce ou deux pièces**

Dans le passé, la majorité des piliers en zircone utilisés était entièrement en Zircone, c'est-à-dire en un seul morceau. Malgré leurs avantages, la dureté excessive des piliers en zircone par rapport au titane qui constitue l'implant entraîne une usure à la surface pilier-implant qui se font face. Ce phénomène est appelé le « fretting wear » ou usure par frottement **(87)**.

Cela entraîne plusieurs complications cliniques, dont la fracture du pilier en Zircone, la mobilité du pilier due à la perte de la vis de serrage et enfin la décoloration grisâtre des gencives.

## **Piliers Zircone avec une bague en Titane**

De nouveaux piliers en deux parties titane et zircone ont été mis au point pour résoudre ces problèmes. Ils sont faits de deux matériaux : c'est un pilier en zircone avec une bague en titane pour faire face au titane de l'implant. Cette conception de pilier minimise l'incidence de l'usure avec ses conséquences néfastes.

Ces piliers en céramique sur base titane présentent quand un même un inconvénient. En effet ils limitent l'espace vertical nécessaire et ne permettent pas de respecter des épaisseurs suffisantes de matériaux dans les cas où l'espace prothétique est limité. C'est par exemple le cas lorsque le pilier doit corriger un défaut d'orientation de l'implant et que le prothésiste ne dispose pas d'assez d'espace pour placer l'embase métallique, l'armature tout-céramique et la céramique cosmétique. Dans ces situations, le choix doit s'orienter vers une autre conception prothétique. **(89)**



**Figure 21 : Pilier en Zirconne sur base Titane**

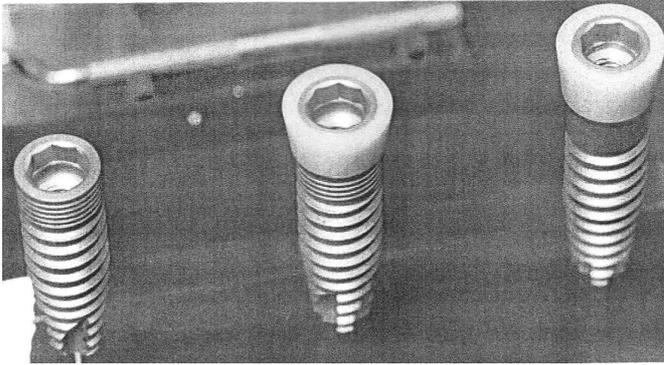
*(Source société Zirconszahn®)*

### **Piliers Titane avec une bague Zirconne :**

Certains fabricants ont créé des piliers titane intégrant une bague en céramique pour la partie trans-gingivale. C'est une simple bague de céramique qui vient se placer entre le pilier 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 zirconne Y-TZP-HIP trans gingival.

Outre l'intérêt esthétique, cette bague en zirconne, 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. Enfouis ou non enfouis 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 zirconne. **(88)**



**Figure 22 : Implant Z1 de TBR®**  
*(Source société TBR®)*



**Figure 23 : intégration de systèmes à bague zircone**  
*(Source société TBR®)*

## **5. Prothèse complètes fixes en Zirconie sur implants**

D'après de nombreuses revues scientifiques les prothèses reconstituant une arcade complète soutenue par des implants ont des taux de réussite élevés **(131-136)**. De nombreuses combinaisons de matériaux ont été utilisées pour ce type de restaurations comme la combinaison de métal avec de la résine acrylique ou de la céramique par exemple. **(131, 135,137)**.

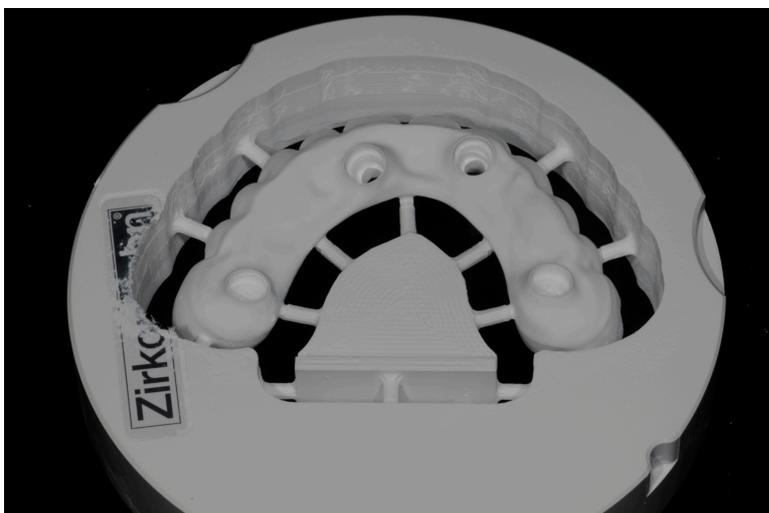
Cependant, des complications telles que des dents en résine acrylique fracturées ou décollées, l'usure des surfaces opposées, la fracture de la céramique, un manque d'ajustement ou un travail de réparation important lors de la fracture de l'armature ont

encouragé les dentistes à rechercher d'autres matériaux. **(131, 135,137)** L'utilisation de la zircone pour la fabrication de l'armature est une option qui a été proposée **(132, 137, 138)**.

L'oxyde de zirconium est un matériau qui a montré une popularité accrue en dentisterie contemporaine **(133, 139)**. De nombreuses études ont montré d'excellentes propriétés physiques, mécaniques, biologiques et chimiques de ce matériau **(133, 135, 139, 140)**.

Au départ les prothèse complètes fixes en Zircone ont été conçues et fraisées dans une armature en zircone monolithique et une céramique de stratification a ensuite été directement cuite sur l'armature **(133, 134)**. Néanmoins, certains rapports ont documenté des fractures de la céramique cosmétique **(131-142)** et des fractures de la structure en zircone **(131, 133-135)** du fait notamment de la puissance masticatoire accrue par les implants et l'absence de desmodonte.

Pour surmonter ces problèmes, la zircone monolithique fraisée avec le système CFAO a été introduite comme alternative pour le traitement des reconstructions de l'arcade complète sur implants. La fabrication de la structure en un seul bloc réduit les possibilités de casse et évite le phénomène de fractures de la céramique cosmétique. De plus, une résistance élevée, un ajustement occlusal minimal et une précision sont certains de ses avantages.



**Figure 24 : Bloc ZirconZahn® après fraisage**



**Figure 25 : Prothèse reconstituant une arcade complète en Zirconie monolithique (teintée avec des oxydes colorants avant frittage)**

*(Adar, Pinhas, Limitless Possibilities With Full-Arch Zirconia Monolithic Hybrid Restorations. Compendium of continuing education in dentistry, 2017)*

Les données disponibles à court terme indiquent que cette structure monobloc peut être utilisée avec succès en dentisterie implantaire pour reconstruire des arcades complètes.

En effet aucun effet indésirable n'a été signalé sur les implants, les tissus durs et mous, l'articulation temporo-mandibulaire. Il n'y a pas d'insatisfaction des patients. Ces restaurations présentent un succès élevé en termes de fonction, d'esthétique, de phonétique **(133, 137)**.

Sept articles impliquant des restaurations complètes en zirconie ont été publiés. Cinq articles étaient des rapports de cas **(131,135, 139, 142, 143)**. Une étude rétrospective avec un suivi de 3 à 5 ans **(140)**, et une étude prospective avec un suivi de 3 ans **(141)**. Ces articles indiquent un taux de réussite à 96%.

Des recherches supplémentaires sont nécessaires pour évaluer les résultats à long terme des restaurations monolithiques en zirconie. Des études sur le vieillissement inhérent accéléré **(133)** et l'usure de la denture opposée sont nécessaires **(135)**.

## CONCLUSION

La zircone utilisée en Odontologie est en réalité un regroupement d'une multitude de matériaux, qui possèdent chacun une microstructure et des propriétés différentes, permettant de diversifier leurs indications. Sa résistance mécanique indéniable est liée à sa capacité, en présence de défauts comme des fissures, à renforcer sa structure.

En ce qui concerne la prothèse fixe, l'utilisation de la zircone en tant que matériau d'armature est désormais bien ancrée dans la pratique de nombreux dentistes, de même que la réalisation de couronnes en zircone monolithique dans le secteur postérieur. Cependant on constate que jusqu'à présent, la réalisation de ce type de couronnes en antérieur émet de nombreuses réserves, l'esthétique de la zircone monolithique étant jusque-là perçue par les dentistes comme insuffisante, et le recours à une céramique cosmétique perçue comme nécessaire.

Comme nous l'avons vu, de nombreuses études ont été conduites pour améliorer l'esthétique de la zircone monolithique, et principalement sa translucidité. Notamment grâce à la fabrication de structures avec des teintes comportant des dégradés de couleurs, ou plus récemment grâce à la zircone stabilisée en phase cubique. Ces modifications ont permis un compromis entre esthétique et impératifs mécaniques, amenant de nouvelles zircons sur le marché, avec une translucidité se rapprochant de la dent naturelle. Il est donc maintenant possible de restaurer une arcade complète avec ce matériau, même dans les cas de demande esthétique. La zircone se pose alors comme une alternative au disilicate de lithium. Bien qu'affaiblie par la modification de leurs structures, la résistance de ces zircons translucide est toute à fait acceptable, et reste supérieure à celle d'autre céramique esthétique.

Les résultats sont prometteurs, même si le manque de recul clinique sur le long terme, et les interrogations soulevées par le phénomène de dégradation par transformation de phases nous oblige à rester vigilant sur l'utilisation de la Zircone et à continuer l'étude de son intégration sur le long terme au sein de la cavité buccale. De nouvelles céramiques sortent très fréquemment chez tous les fabricants, il est nécessaire de alerté face à un domaine en pleine évolution.

En ce qui concerne l'implantologie orale, malgré des décennies passées à considérer le Titane comme un gold-standard, la recherche de solutions alternatives se développe. Après de nombreuses études expérimentales, la zircone a gagné sa place en tant que substitut potentiel du titane en implantologie. En effet les implants en Zircone présentent une excellente biocompatibilité, une très bonne intégration tissulaire, une faible affinité pour la plaque et des propriétés biomécaniques favorables.

Jusqu'à présent, les implants en zircone ont été principalement fabriqués en tant que systèmes d'implants monoblocs en raison des limites du matériau. Néanmoins, divers systèmes en deux parties ont progressivement émergé avec des résultats prometteurs.

L'innovation et les progrès techniques conduiront sans aucun doute à de nouvelles améliorations de la fiabilité et de la résistance des implants en zircone, permettant de nouvelles conceptions, connexions et reconstructions. Des études cliniques supplémentaires sont nécessaires pour identifier tous les facteurs techniques et biologiques affectant le succès de l'implant et la satisfaction des patients. Cependant, les preuves d'un verdict final sont, à l'heure actuelle, encore incomplètes.

En définitive, la zircone est un matériau d'avenir, il a beaucoup évolué ces dernières années. Notamment grâce à l'usinage, à sa démocratisation dans les cabinets, mais aussi chez les prothésistes, avec les techniques de CFAO. Ces nouvelles zircons vont donc être amenées à être utilisées de manière quotidienne, dans de nombreux cas, y compris pour des restaurations esthétiques.

# BIBLIOGRAPHIE

- [1] Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial: a review. *Biomaterials* 1999
- [2] Helmer JD, Driskell TD. Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Clemson University, South
- [3] Qualtrough AJ, Piddock V. Ceramics update. *J Dent* 1997
- [4] Strub JR, Beschmidt SM. Fracture strength of 5 different all- ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998
- [5] McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent* 2001
- [6] Dejou Société Francophone de Biomatériaux Dentaires 2009-2010
- [7] Keith O, Kusy RP, Whitley JQ. Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Ortho* 1994
- [8] Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC. Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000
- [9] Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999
- [10] Satoh Y, Niwa S. Tissue-Biomaterial Interface Characteristics of Zirconia Ceramics. *Bioceramics* 1990
- [11] Wagner W. Histologic bone reactions after implantation of alumina and zirconia pins. *Transactions of the 7th European Conference on Biomaterials* 1987
- [12] Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 1992

- [13] Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials* 1985
- [14] Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits. *J Oral Implantol* 2003
- [15] Kohal RJ, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004
- [16] Akagawa Y, Hosokawa R, Sato Y, Kamayama K. Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years function in monkeys: a clinical and histologic study. *J Prosthet Dent* 1998
- [17] Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M. Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005
- [18] Rimondini L, Cerroni L, Carraschi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002
- [19] Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol* 2004
- [20] Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : core materials. *J Prosthet Dent* 2002
- [21] Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials *J Prosthet Dent* 2002
- [22] Jung RE, Sailer I, Hammerle CH, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2007
- [23] Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985

- [24] Swab JJ. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991
- [25] Sato TS, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 1985
- [26] Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial *Bio- materials* 2006
- [27] Ardlin BI. Transformation toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002
- [28] Cales B. Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 2000
- [29] Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Radioactive burden resulting from zirconia implants. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991
- [30] Capannesi G, Sedda AF, Piconi C, Greco F. Radioactivity measurements of zirconia powders. *Bioceramics and the Human Body* 1992
- [31] Porstendorfer J, Reineking A, Willert HC. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *J Biomed Mater Res* 1996
- [32] Heindl R, Cales B. Radioactivity of zirconia ceramic used for femoral heads. *Trans 4th World Biomater Cong, Berlin, 24–28 April 1992*
- [33] Owen S. *Application of Transformation Toughened Zirconia Ceramics as Bioceramics [the- sis]*. Sydney: University of New South Wales, 1995
- [34] Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010
- [35] Influence of the framework design on the breaking load of ZrO<sub>2</sub> crowns *Quintessenz Zahntech* 2008
- [36] Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007

- [37] Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 2007
- [38] Herrguth M, Wichmann M, Reich S. The aesthetics of all-ceramic veneered and monolithic CAD/CAM crowns. J Oral Rehabil 2005
- [39] Reich S, Hornberger H. The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 2002
- [40] Ilie N, Stawarczyk B. Quantification of the amount of light passing through zirconia: The effect of material shade, thickness and curing conditions. J Dent 2014
- [41] Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2004
- [42] Anusavice KJ. Reducing the failure potential of ceramic-based restorations. Part 2: ceramic inlays, crowns, veneers, and bridges. Gen Dent. 1997
- [43] Duret F, Blouin JL, Duret B. CAD-CAM in dentistry. J Am Dent Assoc. 1988
- [44] Liu PR. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. Compend Contin Educ Dent. 2005
- [45] Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 2009
- [46] Huang H. Machining characteristics and surface integrity of yttria stabilized tetragonal zirconia in high speed deep grinding. Mater Sci Eng A. 2003
- [47] Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ. Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. Dent Mater. 2008
- [48] Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M. Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. Clin Oral Investig. 2011

- [49] Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc.* 2006
- [50] Chartier T, Chaput C, Doreau F, Loiseau M. Stereolithography of structural complex ceramic parts. *J Mater Sci.* 2002
- [51] Doreau F, Chaput C, Chartier T. Stereolithography for manufacturing ceramic parts. *Adv Eng Mater.* 2000
- [52] Silva NR, Witek L, Coelho PG, Thompson VP, Rekow ED, Smay J. Additive CAD/CAM process for dental prostheses. *J Prosthodont.* 2011
- [53] Özkol E, Zhang W, Ebert J, Telle R. Potentials of the “Direct inkjet printing” method for manufacturing 3Y-TZP based dental restorations. *J Eur Ceram Soc.* 2012
- [54] Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res.* 2009
- [55] Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia posts: A new all- ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 1995
- [56] Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, *et al.* Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* 1998
- [57] Kwiatkowski S, Geller W. Preliminary consideration of the glass- ceramic dowel post and core. *Int J Prosthodont* 1989.
- [58] Kakehashi Y, Lüthy H, Naef R, *et al.* A new all-ceramic post and core system: clinical, technical, and *in vitro* results. *Int J Periodont Restor Dent* 1998
- [59] Paul SJ, Werder P. Clinical success of zirconium oxide posts with resin composite or glass ceramic cores in endodontically treated teeth: a 4-year retrospective study. *Int J Prosthodont* 2004
- [60] Purton DG, Love RM, Chandler NP. Rigidity and retention of ceramic root canal posts. *Oper Dent* 2000

- [61] Sandhaus S. Technic and instrumentation of the implant CBS (Cristalline Bone Screw). *Inf Odontostomatol* 1967
- [62] Vanhakendover S. Endosseous screw-implants in aluminium ceramic (crystalline bone screw and Cerasand). *Actual Odontostomatol (Paris)* 1987
- [63] D'Hoedt B, Schulte W. A comparative study of results with various endosseous implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988
- [64] Fartash B, Arvidson K. Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics. *Clin Oral Implants Res* 1997
- [65] Koth D, McKinney R, Steflik D, Davis Q. Clinical and statistical analyses of human clinical trials with the single crystal aluminum oxide endosteal dental implant: five-year results. *J Prosthet Dent* 1988
- [66] Steflik D, Koth D, Robinson F, McKinney R, Davis B, Morris C, Davis Q. Prospective investigation of the single-crystal sapphire endosteal dental implant in humans: ten-year results. *J Oral Implantol* 1994
- [67] Wijs F, Dongen R, Lange G, Putter C. Front tooth replacement with Tu€bingen (Frialit") implants. *J Oral Rehabil* 1994
- [68] Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2010
- [69] Nakamura K, Kanno T. Zirconia as a dental implant abutment material: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2010
- [70] Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008
- [71] Kohal RJ, Knauf M, Larsson B, Sahlin H, Butz F. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement. *J Clin Periodontol* 2012

- [72] Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010
- [73] Osman RB, Swain MV, Atieh M, Ma S, Duncan W. Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2014
- [74] Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009
- [75] Payer M, Arnetzl V, Kirmeier R, Koller M, Arnetzl G, Jakse N. Immediate provisional restoration of single-piece zirconia implants: a prospective case series—results after 24 months of clinical function. *Clin Oral Implants Res* 2013
- [76] Zembi cA, JohannesenL, SchouS, MaloP, ReichertT, Farella M, Hammerle C. Immediately restored one-piece single-tooth implants with reduced diameter: one-year results of a multi-center study. *Clin Oral Implants Res* 2012
- [77] Hermann JS, Cochran DL, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD. Biologic Width around one-and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2001
- [78] Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Buser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded nonsubmerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 1997
- [79] Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001
- [80] Hartman GA, Cochran DL. Initial implant position determines the magnitude of crestal bone remodeling. *J Periodontol* 2004
- [81] Wilson TG Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol* 2009

- [82] Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2013
- [83] Korsch M, Robra B-P, Walther W. Cement-associated signs of inflammation: retrospective analysis of the effect of excess cement on peri-implant tissue. *Int J Prosthodont* 2015
- [84] Korsch M, Robra BP, Walther W. Predictors of excess cement and tissue response to fixed implant supported dentures after cementation. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015
- [85] Wittneben J-G, Millen C, Bragger U. Clinical Performance of Screw-Versus Cement-Retained Fixed Implant-Supported Reconstructions-A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2014
- [86] Grandin, H. Michelle, Simon Berner, et Michel Dard. « A Review of Titanium Zirconium (TiZr) Alloys for Use in Endosseous Dental Implants ». *Materials* 5, n° 8 (13 août 2012): 1348-60
- [87] Brodbeck, U. (2003). The zireal Post: a new ceramic implant abutment. *J Esth Restor Dent*, 12 (10), 10-24
- [88] Bianchi, A E, M Bosetti, et G Dolci. « In Vitro and in Vivo Follow-Up of Titanium Transmucosal Implants with a Zirconia Collar », s. d., 8
- [89] Hanish, O. (2003). Piliers implantaires: critères de choix en vue de restaurations antérieures d'apparence naturelle. *Stratégie prothétique*, 3 (4), 247-262
- [90] Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999;14:271-277.
- [91] Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel-Troger M, Neukam FW. Osseointegration of endodontic endosseous cones: zirconium oxide vs titanium. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2000;89:91-98.

- [92] Gahlert M, Gudehus T, Eichhorn S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin Oral Implants Res* 2007;18:662-668.
- [93] Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007;22:430-435
- [94] Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2008
- [95] Watkin A, Kerstein RB. Improving darkened anterior peri-implant tissue color with zirconia custom implant abutments. *Compend Contin Educ Dent* 2008
- [96] Volz U, Blaschke C. Metal-free reconstruction with zirconia implants and zirconia crowns. *Quintessence J Dent Technol* 2004;2:324-330.
- [97] Kohal RJ, Klaus G. A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2004;24:147-153.
- [98] Mellinghoff J. First clinical results of dental screw implants made of zirconium oxide. *Zahnärztl Impl* 2006;22:288-293.
- [99] Yildirim M, Edelhoff D, Hanisch O, Spiekermann H. Ceramic abutments a new era in achieving optimal esthetics in implant dentistry. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2000
- [100] Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part I. *J Esthet Dent* 1993
- [101] Prestipino V, Ingber A. Esthetic high-strength implant abutments. Part II. *J Esthet Dent* 1993
- [102] Andersson B. Implants for single-tooth replacement. A clinical and experimental study on the Brånemark CeraOne System. *Swed Dent J Suppl* 1995

- [103] Prestipino V, Ingber A. All-ceramic implant abutments: esthetic indications. *J Esthet Dent* 1996
- [104] Butz F, Heydecke G, Okutan M, Strub JR. Survival rate, fracture strength and failure mode of ceramic implant abutments after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 2005
- [105] Andersson B, Glauser R, Maglione M, Taylor A. Ceramic implant abutments for short-span FPDs: a prospective 5-year multicenter study. *Int J Prosthodont* 2003
- [106] Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L, Paolantonio M, Rossi G, Berardi D, Perfetti G. Biological considerations on the use of zirconia for dental devices. *Int J Immunopathol Pharmacol* 2007
- [107] Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an *in vivo* human study. *J Periodontol* 2004
- [108] Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an *in vitro* and *in vivo* study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002
- [109] Warashina H, Sakano S, Kitamura S, Yamauchi KI, Yamaguchi J, Ishiguro N, Hasegawa Y. Biological reaction to alumina, zirconia, titanium and polyethylene particles implanted onto murine calvaria. *Biomaterials* 2003
- [110] Welander M, Abrahamsson I, Berglundh T. The mucosal barrier at implant abutments of different materials. *Clin Oral Implants Res* 2008
- [111] Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P. Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 2004
- [112] Bae KH, Han JS, Seol YJ, Butz F, Caton J, Rhyu IC. The biologic stability of alumina-zirconia implant abutments after 1 year of clinical service: a digital subtraction radiographic evaluation. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2008
- [113] Linkevicius T, Apse P. Influence of abutment material on stability of peri-implant tissues: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008

- [114] Yildirim M, Fischer H, Marx R, Edelhoff D. *In vivo* fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 2003
- [115] Sedda, Maurizio, Alessandro Vichi, Michele Carrabba, Alessandro Capperucci, Chris Louca, and Marco Ferrari. "Influence of Coloring Procedure on Flexural Resistance of Zirconia Blocks." *The Journal of Prosthetic Dentistry* 114, no. 1 (July 1, 2015): 98–102.
- [116] Gökçen-Röhlig, Bilge, Alp Saruhanoglu, Ebru Demet Cifter, and Gulumser Evlioglu. "Applicability of Zirconia Dental Prostheses for Metal Allergy Patients." *The International Journal of Prosthodontics* 23, no. 6 (December 2010): 562–65.
- [117] Margossian P., Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-272-C-15, 2007.
- [118] Paolo Francesco Manicone et al. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry*. 2007; 35: 819-82
- [119] Thompson et al. Adhesion/cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials* 27, n° 1 (janvier 2011): 71-82
- [120] Donovan TE. Factors essential for successful all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc* 2008;139(Suppl):14S-18S
- [121] Sadan A, Blatz MB, Lang B. Clinical considerations for densely sintered alumina and zirconia restorations: Part 1. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2005;25:213-219.
- [122] Oumvertos Koutayas et al. Zircônia Em Odontologia Parte II: Avanço Clínico Baseado Em Evidência ». *THE INTERNATIONAL JOURNAL OF ESTHETIC DENTISTRY* 02, n° 01 (11 janvier 2017): 26
- [123] Iwai T, Komine F, Kobayashi K, Saito A, Matsumura H. Influence of convergence angle and cement space on adaptation of zirconium dioxide ceramic copings. *Acta Odontol Scand* 2008;66:214- 218 .
- [124] Blatz MB. Adhesive cementation of high-strength ceramics. *J Esthet Restor Dent* 2007;19:238-239.

- [125] Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N, Marion L. The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y- TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 1999;15:426-433.
- [126] GKR Pereira, S Fraga, AF Montagner, FZM Soares, CJ Kleverlaan and LF Valandro, The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: a systematic review and meta-analyses, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*
- [127] Millar, Brian. « An Assessment of Burs Designed to Cut Zirconia ». *Open Journal of Stomatology* 07 (1 janvier 2017): 277-88.
- [128] Ohkuma, K., Kazama, M. and Ogura, H. (2011) The Grinding Efficiency by Dia-mond Points Developed for Ytria Partially Stabilized Zirconia. *Dental Materials Journal*, 30, 511-516
- [129] Caglar, Ipek, Sabit Melih Ates, et Zeynep Yesil Duymus. « The Effect of Various Polishing Systems on Surface Roughness and Phase Transformation of Monolithic Zirconia ». *The Journal of Advanced Prosthodontics* 10, n° 2 (2018): 132.
- [130] Khayat W, Chebib N, Finkelman M, Khayat S, Ali A. Effect of grinding and polishing on roughness and strength of zirconia. *J Prosthet Dent*. 2018;119(4):626–631.
- [131] F. Rojas-Vizcaya, “Full zirconia fixed detachable implant-retained restorations manufactured from monolithic zirconia: clinical report after two years in service,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 20, no. 7, pp. 570–576, 2011
- [132] C. Larsson and P. V. von Steyern, “Implant-supported full-arch zirconia-based mandibular fixed dental prostheses. Eight-year results from a clinical pilot study,” *Acta Odontologica Scandinavica*, vol. 71, no. 5, pp. 1118–1122, 2013
- [133] P. C. Guess, W. Att, and J. R. Strub, “Zirconia in fixed implant prosthodontics,” *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, vol. 14, no. 5, pp. 633–645, 2012
- [134] B. Kanat, E. M. Çömlekoğlu, M. Dündar-Çömlekoğlu, B. Hakan Sen, M. Özcan, and M. Ali Güngör, “Effect of various veneering techniques on mechanical strength of computer-controlled zirconia framework designs,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 23, no. 6, pp. 445–455, 2014

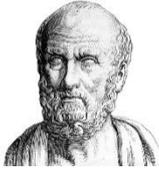
- [135] R. Sadid-Zadeh, P. R. Liu, R. Aponte-Wesson, and S. J. O'Neal, "Maxillary cement retained implant supported monolithic zirconia prosthesis in a full mouth rehabilitation: a clinical report," *Journal of Advanced Prosthodontics*, vol. 5, no. 2, pp. 209–217, 2013
- [136] H. H. Zaghloul and J. F. Younis, "Marginal fit of implant-supported all-ceramic zirconia frameworks," *Journal of Oral Implantology*, vol. 39, no. 4, pp. 417–424, 2013
- [137] B. Limmer, A. E. Sanders, G. Reside, and L. F. Cooper, "Complications and patient-centered outcomes with an implant-supported monolithic zirconia fixed dental prosthesis: 1 year results," *Journal of Prosthodontics*, vol. 23, no. 4, pp. 267–275, 2014
- [138] J. Oliva, X. Oliva, and J. D. Oliva, "All-on-three delayed implant loading concept for the completely edentulous maxilla and mandible: a retrospective 5-year follow-up study," *The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 27, no. 6, pp. 1584–1592, 2012
- [139] P. Papaspyridakos and K. Lal, "Immediate loading of the maxilla with prefabricated interim prosthesis using interactive planning software, and CAD/CAM rehabilitation with definitive zirconia prosthesis: 2-year clinical follow-up," *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol. 22, no. 4, pp. 223–234, 2010
- [140] A. Pozzi, S. Holst, G. Fabbri, and M. Tallarico, "Clinical reliability of CAD/CAM cross-arch zirconia bridges on immediately loaded implants placed with computer-assisted/template-guided surgery: a retrospective study with a follow-up between 3 and 5 years," *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 2013
- [141] C. Larsson, P. Vult von Steyern, and K. Nilner, "A prospective study of implant-supported full-arch yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal mandibular fixed dental prostheses: three-year results," *The International Journal of Prosthodontics*, vol. 23, no. 4, pp. 364–369, 2010
- [142] P. Papaspyridakos and K. Lal, "Complete arch implant rehabilitation using subtractive rapid prototyping and porcelain fused to zirconia prosthesis: a clinical report," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 100, no. 3, pp. 165–172, 2008

- [143] A. Lazetera, "Extreme class II full arch zirconia implant bridge," *Australasian Dental Practice*, vol. 7, pp. 170–174, 2009
- [144] Kern M, Kerschbaum T. Adhäsivbrücken. Gemeinsame Stellungnahme der DGZPW und DGZMK. *Dtsch Zahnärztl Z* 2007;62:621–623
- [145] Sasse, Martin & Kern, Matthias. (2014). All-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: Treatment planning, clinical procedures, and outcome. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985).
- [146] Kern M. Clinical long-term survival of two-retainer all ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 2005 ; 36(2) : 141-147
- [147] Sasse M, Kern M. CAD/CAM single retainer zirconia-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses: clinical outcome after 5 years. *Int J Computerized Dent* 2013;16:109–118.
- [148] Evrard, L, et D Waroquier. « Les allergies aux métaux dentaires. Un allergène émergent : le titane ». *Rev Med Brux*, 2010, 6.
- [149] Li, Hezhen et al. « Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges ». *Advances in Applied Ceramics* 118, n° 1-2 (2019)
- [150] Pereira GKR et Coll. " Low-Temperature degradation of Y-TZP ceramics : a systematic review and meta-analysis" *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;55:151-163.
- [151] McLaren E et col. New high-translucent cubic-phase-containing zirconia clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compend Contin Educ Dent*. 2017;38(6):13-16.
- [152] Camposilvan, E., et col. « Aging Resistance, Mechanical Properties and Translucency of Different Yttria-Stabilized Zirconia Ceramics for Monolithic Dental Crown Applications ». *Dental Materials* 34, n° 6 (juin 2018): 879-90

[153] Peutzfeldt A, Sahafi A, Flury S. Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent.* 2011 May;36(3):266–73

[154] Piwowarczyk A, Lauer H-C, Sorensen JA. In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2004 Sep;92(3):265–73

[155] Steger E, Caballero COT. *Mesure de l'abrasion dentaire selon la méthode «Steger»* Zirkonzahn; 2010.



## SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses. Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.



**TABARDEL Vincent** – La zircone dans tous ses états : le point sur les évolutions des matériaux et procédures

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix –Marseille Université : 2019

Rubrique de classement : ODONTOLOGIE - Prothèse dentaire

Résumé :

Cette thèse vise à présenter et discuter des méthodes de fabrication de la zircone et de son potentiel pour une application clinique réussie en dentisterie. Nous débuterons par un bref rappel sur les matériaux céramiques et plus particulièrement la zircone. Nous verrons dans un second temps l'évolution de ce matériau ainsi que de ses procédures d'élaboration au cours de ces dernières années. Enfin nous étudierons l'apport de ces évolutions dans le domaine de la prothèse fixe et de l'implantologie.

Mots clés : Zirconium / Céramiques / Matériaux dentaires / Prothèse dentaire

**TABARDEL Vincent** – Zirconia in all its forms: an update on the evolution of materials and procedures

Abstract:

This thesis aim is to present and discuss about the methods of manufacturing zirconia and its potential for a successful clinical application in dentistry. We will start with a brief reminder on ceramic materials and more particularly on zirconia. Then, we will see how this material as well as the production procedures have evolved in recent years. Finally, we will study the contribution of these developments in the field of fixed dental prosthesis and implantology.

MeSH: Zirconium / Ceramics / Dental materials / Dental prosthesis

**Adresse de l'auteur** :

352 Boulevard Nicolas Saboly

84260 Sarrians

France

vincent.tabardel@gmail.com