

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018

N° 3511

LA ZIRCON POUR LES COURONNES MONOLITHIQUES

THESE POUR LE DIPLÔME D'ETAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement par

CAROLINE ENGLISH

Née le 29/10/1992

le 11/12/2018 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Docteur François BODIC

Assesseur : Madame le Docteur Fabienne WOJTIUK

Membre invité : Monsieur le Docteur François LELIEVRE

Directrice de thèse : Madame le Docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITÉ DE NANTES	
Président	Pr LABOUX Olivier
FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE	
Doyen	Pr GIUMELLI Bernard
Assesseurs	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre
Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe Monsieur BADRAN Zahi	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre
Professeurs des Universités	
Monsieur BOULER Jean-Michel	
Professeurs Emérites	
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain
Praticiens Hospitaliers	
Madame DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier) Madame LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Madame HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel) Madame RICHARD Catherine (Praticien Attaché)
Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.	Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame CLOITRE Alexandra Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	Monsieur ALLIOT Charles Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Monsieur HUGUET Grégoire Monsieur KERIBIN Pierre Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne
Maître de Conférences	
Madame VINATIER Claire	
Enseignants Associés	
Madame LOLAH Aoula (Assistant Associé)	Madame MERAMETDJIAN Laure (MC Associé) Monsieur GUIHARD Pierre (Professeur Associé)

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

REMERCIEMENTS

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ,

Professeur des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Docteur de l'Université de Nantes
Habilité à Diriger des Recherches
Département de Prothèses
Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de présider cette thèse,

*Pour la qualité de votre enseignement et vos conseils reçus tout au long de mon
parcours universitaire,*

*Veillez recevoir l'expression de mon plus profond respect et de mes sincères
remerciements.*

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA,

Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Docteur de l'Université de Bordeaux
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,
Biomatériaux, Biophysique, Radiologie

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger cette thèse,

*Pour m'avoir guidé et m'avoir fait confiance pendant mes années d'études ainsi
que tout au long de la rédaction de ce travail,*

Pour votre bienveillance et votre disponibilité,

*Veillez recevoir le témoignage de ma grande reconnaissance et de mon plus
profond respect.*

A Monsieur le Docteur François BODIC,

Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Docteur de l'Université de Nantes
Département de Prothèse

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse,

Pour votre sympathie, votre enseignement et vos précieux conseils,

*Veillez recevoir l'expression de mes sincères remerciements et de mes
considérations distinguées.*

A Madame le Docteur Fabienne WOJTIUK,

Assistante Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires
Département de Prothèse

-NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse,

Pour ton aide, ta gentillesse et ta bonne humeur en clinique,

Reçois l'expression de ma reconnaissance et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur François LELIEVRE,

Docteur en sciences des matériaux de l'Université de Limoges

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury de thèse,

Pour m'avoir fait confiance et m'avoir guidé dans la rédaction de ce manuscrit,

Veillez recevoir l'expression de mes sincères remerciements.

TABLE DES MATIERES

Remerciements.....	4
Table des matières.....	10
Introduction.....	13
1 Propriétés de la zircone	14
1.1 Généralités.....	14
1.1.1 Etymologie et définitions	14
1.1.2 Historique	15
1.1.3 Exploitation de la zircone	15
1.1.3.1 Production mondiale	15
1.1.3.2 Fabrication des poudres	16
1.1.3.3 Préparation des blocs	17
1.1.4 Utilisations de la zircone	18
1.1.4.1 Utilisations en Médecine	18
1.1.4.2 Utilisations en Odontologie	18
1.1.4.3 Utilisations dans le domaine non médical.....	18
1.2 Structure de la zircone.....	19
1.2.1 Classification et caractéristiques générales	19
1.2.2 Microstructure	19
1.2.3 Transformation de phases.....	20
1.2.4 Stabilisation en phase tétragonale.....	21
1.2.5 Renforcement par transformation de phases.....	23
1.2.6 Dégradation par transformation de phases.....	24
1.3 Propriétés physiques de la zircone 3Y-TZP	27
1.3.1 Densité.....	27
1.3.2 Granulométrie	27
1.3.3 Porosité	27
1.3.4 Module de Weibull.....	27
1.4 Propriétés mécaniques de la zircone 3Y-TZP	27
1.4.1 Module de Young	27
1.4.2 Résistance à la flexion	28
1.4.3 Résistance à la compression	28

1.4.4	Ténacité	28
1.4.5	Dureté.....	28
1.5	Propriétés thermiques.....	28
1.5.1	Conductivité thermique	28
1.5.2	Coefficient d'expansion thermique.....	29
1.6	Propriétés biologiques.....	29
1.6.1	Résistance à la corrosion.....	29
1.6.2	Biocompatibilité	29
1.6.3	Capacité d'ostéo-intégration.....	29
1.6.4	Adhésion bactérienne	31
1.7	Propriétés optiques	32
1.7.1	Généralités	32
1.7.2	Translucidité	33
1.7.3	Opacité	34
1.7.4	Luminosité.....	34
1.7.5	Fluorescence.....	34
1.8	Propriétés radiologiques	35
1.9	Radioactivité	35
1.10	Comparaison avec d'autres matériaux.....	35
2	Elaboration d'une couronne monolithique en zircon.....	37
2.1	Conception d'une restauration monolithique en zircon 3Y-TZP.....	37
2.1.1	Indications	37
2.1.2	Contre-indications.....	38
2.1.3	Préparation périphérique.....	38
2.1.4	Prise d'empreinte	39
2.1.4.1	Empreinte conventionnelle	40
2.1.4.2	Empreinte optique et CFAO.....	40
2.2	Fabrication d'une restauration monolithique en zircon 3Y-TZP	41
2.2.1	Usinage	41
2.2.1.1	Usinage de blocs pré-frittés.....	41
2.2.1.2	Avantages et inconvénients.....	42
2.2.1.3	Usinage de blocs frittés	43
2.2.1.4	Avantages et inconvénients.....	43

2.2.2	Frittage	43
2.2.2.1	Frittage naturel	44
2.2.2.2	Frittage sous pression HIP (Hot Isostatic Pressing)	44
2.2.3	Teinte de la céramique.....	44
2.2.4	Etat de surface final et usure	46
2.3	Etapes finales.....	48
2.3.1	Scellement de la zirconne.....	48
2.3.2	Collage de la zirconne.....	49
2.3.2.1	Rappels	49
2.3.2.2	Le mordantage de la zirconne	49
2.3.2.3	Collage	52
2.3.3	Scellement provisoire de la zirconne	53
2.3.4	Maintenance et suivi clinique	53
2.4	Zirconne et prothèse sur implant	53
2.4.1	Piliers implantaires en zirconne	53
2.4.2	Couronne monolithique implanto-portée en zirconne.....	54
3	Autres types de zirconne	55
3.1	Les nanocomposites de type Ce-TZP/ Al ₂ O ₃	55
3.2	La zirconne partiellement stabilisée à l'oxyde de magnésium (Mg-PSZ)	57
3.3	La zirconne renforcée en alumine (ZTA).....	57
3.4	L'alumine renforcée en zirconne (ATZ)	59
3.5	La ZTA infiltrée de verre (In-Ceram Zirconia)	61
3.6	La zirconne renforcée en silicate de lithium (ZLS).....	61
3.7	La zirconne stabilisée en phase cubique	63
	Conclusion.....	66
	Références bibliographiques.....	67
	Table des figures.....	81
	Table des tableaux.....	83

INTRODUCTION

Depuis plusieurs décennies, il existe une volonté de la part des patients et des praticiens, de développer la réalisation de reconstitutions dentaires dépourvues de métal. Ceci a conduit à ce qu'on pourrait appeler aujourd'hui « l'ère du tout céramique ».

Déjà utilisée dans le domaine orthopédique pour ses excellentes propriétés mécaniques et biologiques, la zircone est vite devenue un matériau répondant aux nouvelles attentes du secteur odontologique.

Un problème subsiste cependant : sa grande opacité rend difficile son intégration esthétique, en particulier dans les secteurs antérieurs.

C'est pour cela qu'elle a été utilisée pendant de nombreuses années en tant qu'armature, recouverte d'une couche de céramique cosmétique s'intégrant mieux au sourire. Mais l'apparition fréquente d'écaillage de la couche de céramique de recouvrement (phénomène aussi appelé « chipping ») a remis en cause son utilisation en tant que matériau d'armature.

On souhaite désormais développer des prothèses fixes uniquement constituées de zircone, avec toutefois une amélioration du rendu esthétique. Le récent développement des reconstitutions de zircone dite cubique évolue en ce sens.

Elles correspondent alors à des reconstitutions monolithiques ou « full zircone », qui sont l'objet de cette thèse.

En plus d'être adaptées aux nouvelles méthodes de CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) qui permettent notamment de diminuer son temps de production, son faible coût de fabrication la rend plus abordable pour les patients, contrairement aux autres reconstitutions de type céramo-céramiques, qui sont généralement plus onéreuses.

Dans la première partie de ce propos, nous présenterons les propriétés de la zircone utilisée en odontologie.

Dans un second temps, nous détaillerons les étapes nécessaires à la réalisation d'une couronne monolithique en zircone.

Nous terminerons enfin en évoquant d'autres types de céramiques contenant de la zircone, déjà utilisées au cabinet dentaire ou en phase de développement.

1.1.2 Historique

On doit la découverte de l'oxyde de zirconium (ZrO_2) en 1789 au chimiste et minéralogiste allemand Martin Heinrich Klaproth. **(1,84)**

Le zirconium est isolé pour la première fois en 1824 par le chimiste suédois Jöns Jacob Berzelius. **(7,119)**

C'est Joseph Baddeley qui met au jour le premier minerai de zircon à Rakwana au Sri Lanka en 1892. Celui-ci fut alors baptisé « Baddeleyite ». **(2)**



Figure 2: Fragment de Baddeleyite (2)

En 1999, un morceau de cristal de zircon fut découvert en Australie. Son âge étant estimé à 4,4 milliards d'années, il constitue un des plus vieux objets terrestres connus. **(3)**

1.1.3 Exploitation de la zircon

1.1.3.1 Production mondiale

Les principaux pays producteurs de minerai de zircon ($ZrSiO_4$) sont les suivants : l'Australie, l'Afrique du Sud, la Chine, l'Indonésie, les Etats-Unis (côte Est), le Mozambique, le Sénégal, l'Inde et le Kenya. Au total, un peu plus de 1,3 millions de tonnes de zircon sont extraits chaque année. **(2, 3, 6, 74)**

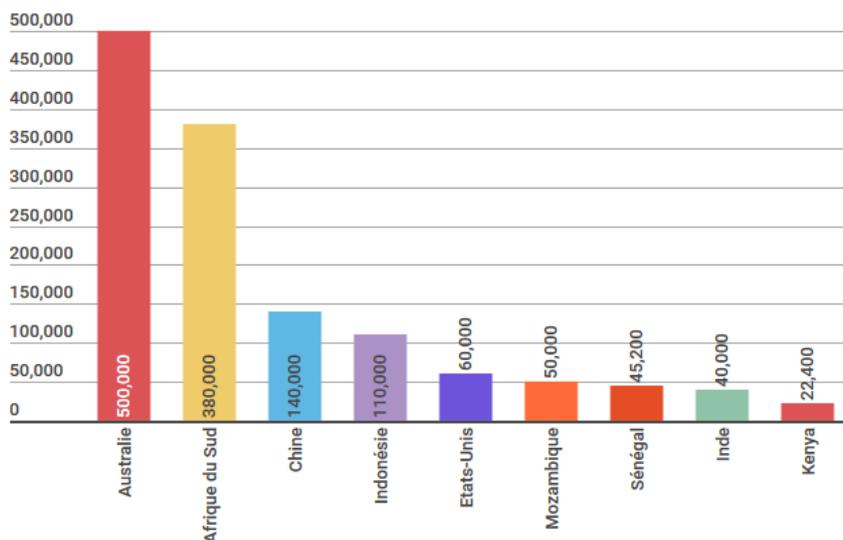


Figure 3: Classement des pays producteurs de zircon en 2015, en tonnes (3)

L'exploitation se fait à partir de sable zirconifère comptant un fort pourcentage de silicate de zirconium ($ZrSiO_4$). **(2,6)**

1.1.3.2 Fabrication des poudres

Il s'avère nécessaire de purifier le sable zirconifère par différentes décompositions chimiques et thermiques, jusqu'à atteindre un minimum de 93,6% d'oxyde de zirconium, afin de permettre une bonne stabilité du matériau. **(2)**

L'obtention de zircone de grande pureté est permise grâce à quatre voies chimiques : **(74)**

- la chloration,
- la décomposition thermique,
- la décomposition par un hydroxyde alcalin
- la fusion à la chaux.

La méthode de purification plasma est aussi utilisée. **(74)**

La poudre produite est ensuite désagglomérée et broyée, puis on y incorpore des éléments minéraux (dopants, colorants) et organiques (lubrifiants, plastifiants, colles) selon la méthode de l'atomisation. Cette opération consiste à transformer une matière en fines particules solides en partant d'un état liquide ou pâteux. Ici, c'est une barbotine qui sera propulsée dans l'atomiseur au travers de buses. Cette dernière est obtenue par un mélange de poudre de zircone, d'additifs minéraux et organiques et d'eau. **(2)** Le processus est décrit dans la *Figure 4*.

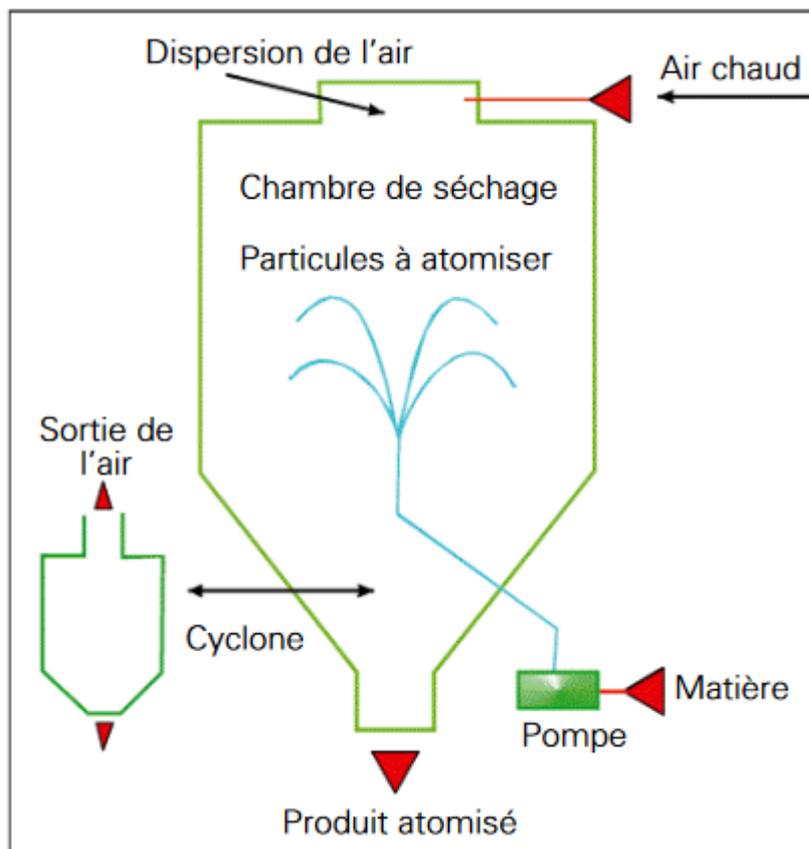


Figure 4: Principe de l'atomisation (2)

Après une étape de séchage, on obtient des granules sphériques microscopiques de différentes tailles, améliorant la coulabilité de la poudre, et facilitant ainsi son remplissage dans des moules de mise en forme. **(2,122)**

1.1.3.3 Préparation des blocs **(2,122)**

La mise en forme de la poudre atomisée est effectuée dans des moules polymères déformables. Un double pressage est ensuite effectué : uni-axial puis isostatique.

Le pressage uni-axial permet d'obtenir l'ébauche de la forme finale du disque.

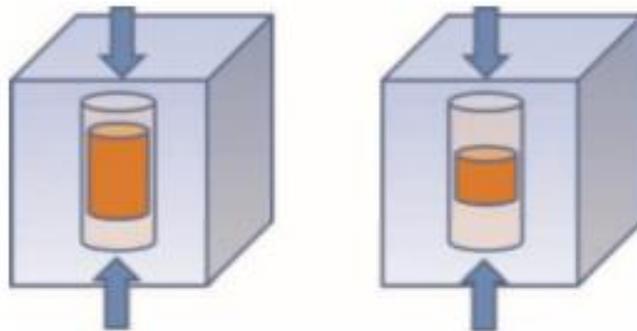


Figure 5: Pressage uni-axial (122)

Le pressage isostatique, appliqué avec une pression jusqu'à 3000 bars, à froid, condense et densifie au maximum le matériau cru de façon homogène dans toutes les directions, en éliminant les espaces entre les grains.

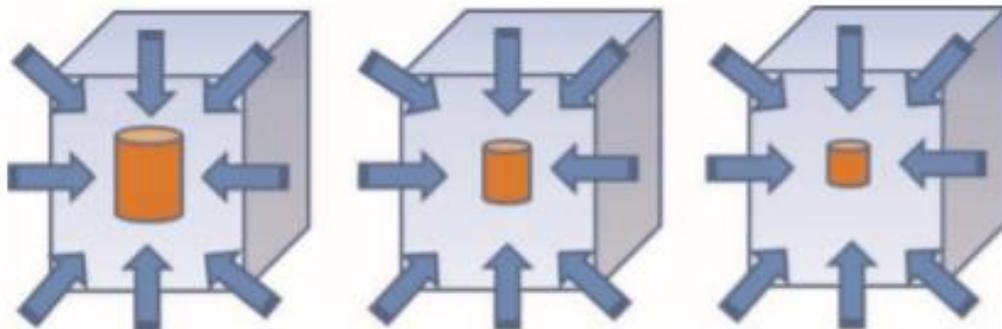


Figure 6: Pressage isostatique (122)

Cette étape est fondamentale car les propriétés mécaniques du matériau après frittage dépendent de la densité à l'état cru, qui présente une consistance crayeuse.

1.1.4 Utilisations de la zircone

1.1.4.1 Utilisations en Médecine

Depuis la fin des années 1960, la zircone est utilisée en orthopédie pour la fabrication des prothèses de hanche et de genou. Ainsi, plus de 600 000 têtes de prothèses de hanches en zircone ont été posées dans le monde entre les années 1990 et le début des années 2000, principalement aux Etats-Unis et en Europe. Une série de rupture de ces prothèses a cependant mis un terme à leur utilisation dans ce domaine. **(2,5,18,64,101)**

Elle est aussi utilisée en tant que base poreuse pour la reconstruction osseuse et comme agent radio-opacifiant dans les ciments osseux. **(110)**

1.1.4.2 Utilisations en Odontologie

De nos jours, les utilisations de la zircone en odontologie sont multiples. En prothèse, on peut réaliser des tenons, des couronnes, des facettes et même des attachements extra-coronaires. Il existe également des couronnes pédiatriques préformées en zircone. **(7,85,106,112)** On estime aujourd'hui que 15 000 à 20 000 reconstitutions en zircone sont produites par jour dans le monde. **(78)**

Pour les traitements orthodontiques, des brackets en zircone sont disponibles. L'utilisation de la zircone pour la pose d'implants et de piliers implantaires est une alternative intéressante à l'utilisation du titane. Il existe également des fraises et forets implantaires en zircone. **(7,18,106)**

1.1.4.3 Utilisations dans le domaine non médical **(2,3,7,113)**

Le zirconium est utilisé dans l'assemblage de combustible nucléaire pour les réacteurs à eau pressurisée. Il est possible de retrouver de la zircone dans les revêtements des fours à hautes températures.

Dans le domaine de l'automobile, on la retrouve dans les capteurs et les sondes à oxygène pour les gaz d'échappement.

La zircone frittée est utilisée en tant qu'instrument de coupe dans les domaines industriels et domestiques (lames blanches des couteaux de cuisine, lames de rasoirs...).

Par ailleurs, l'oxyde de zirconium sert, de nos jours, à la confection de bijoux imitant l'aspect du diamant.



Figure 7: La zircone permet de mimer l'aspect du diamant (3)

1.2 Structure de la zircone

1.2.1 Classification et caractéristiques générales

La zircone fait partie des céramiques polycristallines pures de haute densité. Elle se caractérise par son absence de phase vitreuse. Cette caractéristique permet l'obtention de meilleures propriétés mécaniques, au détriment des qualités esthétiques car l'opacité du matériau sera augmentée. Comme les autres céramiques, elle est considérée comme étant un matériau à rupture fragile. **(15,82,122)**

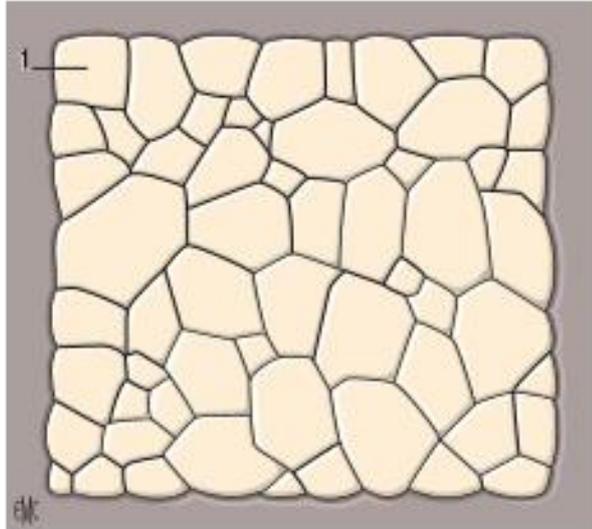


Figure 8: Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité sans phase vitreuse (15)

1.2.2 Microstructure

Les cristaux d'oxyde de zirconium présentent 3 phases cristallographiques :

- La **phase monoclinique** où les cristaux forment des prismes obliques.

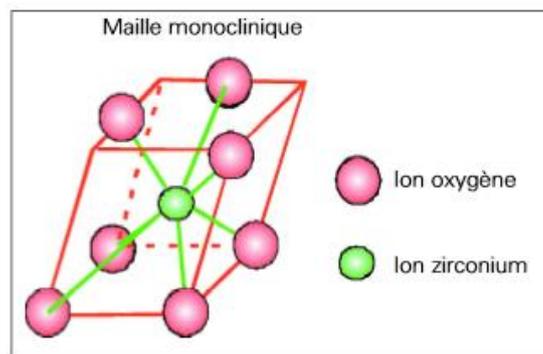


Figure 9: Représentation schématique de la phase monoclinique de la zircone (2)

- La **phase tétragonale**, également appelée **phase quadratique**, où les cristaux forment des prismes droits aux côtés rectangulaires. C'est cette phase qui présente les meilleures propriétés mécaniques.

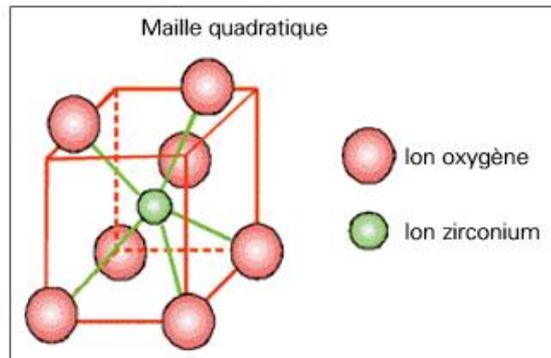


Figure 10: Représentation schématique de la phase tétragonale de la zirconite (2)

- La **phase cubique** est une structure fluorine, où les cristaux forment des prismes droits aux côtés carrés.

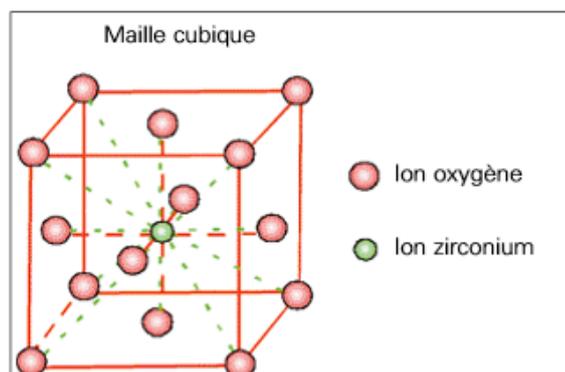


Figure 11: Représentation schématique de la phase cubique de la zirconite (2)

1.2.3 Transformation de phases

Les transformations allotropiques des cristaux d'oxyde de zirconium ont lieu, soit après changement des conditions de température, ou s'ils sont soumis à de fortes contraintes. Le passage réversible de la phase monoclinique à la phase tétragonale se produit à 1170°C et celui de la phase tétragonale à la phase cubique à 2370°C. **(1,2,7,8,13,82)**

La phase cubique est retrouvée jusqu'à 2690°C, température qui définit son point de fusion. **(18,82)**

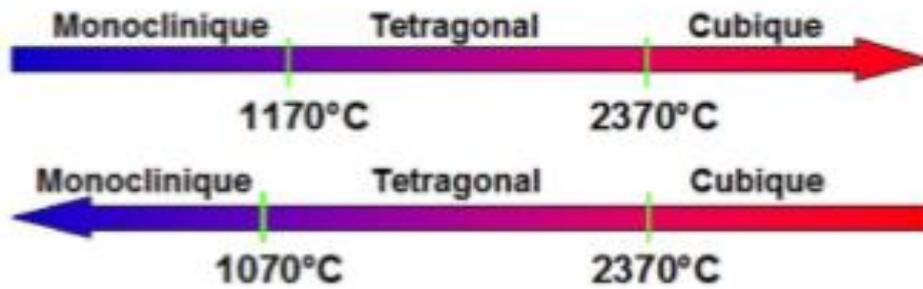


Figure 12: Transformations allotropiques des cristaux de ZrO₂ au cours du réchauffement et du refroidissement (92)

A température ambiante, l'oxyde de zirconium se présente sous forme monoclinique. **(64)** Pour exemple, la baddeleyite, ou forme naturelle de zircon, est constituée de cristaux monocliniques. **(74)**

A noter qu'en présence d'un refroidissement de la structure, le passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique se fera à environ 1070°C. A partir de 950°C, ce refroidissement est accompagné d'une expansion volumique rapide, de 3 à 4,5%, de type martensitique, qui peut être à l'origine de contraintes faisant apparaître des défauts structuraux comme des fissures ou des fractures. **(1,2,12,13,74,82,100)** La zircon pure n'est donc pas utilisée pour les pièces massives, sauf si on la stabilise dans une phase empêchant la transformation de la phase tétragonale à la phase monoclinique (t → m) de se produire lors du refroidissement. **(74)**

1.2.4 Stabilisation en phase tétragonale

Afin d'obtenir les meilleures propriétés mécaniques, il s'avère nécessaire de stabiliser la zircon sous sa phase tétragonale, à température ambiante. L'apport d'oxydes comme l'oxyde d'yttrium (Y₂O₃) ou l'oxyde de magnésium (MgO) peut être intéressant afin d'obtenir ce résultat. **(82)**

La zircon, dite TZP pour *Tetragonal Zirconia Polycrystals*, correspond à une phase unique tétragonale. **(47)**

Si la mise en place d'oxydes stabilisateurs est insuffisante, on obtient un matériau dit « partiellement stabilisé » ou PSZ, comportant une phase tétragonale métastable et une phase cubique stabilisée. **(2,18,47,64)**

Concernant l'usage de la zircon en odontologie, c'est l'utilisation d'oxyde d'yttrium à des teneurs comprises entre 2 et 5% qui est la plus fréquente. Le type de zircon le plus répandu est le 3Y-TZP. **(18,47,82,101)**

Cette zircone obtenue est en réalité métastable. Cela signifie que tout apport d'énergie pourra la faire évoluer vers l'état stable, qui correspond à la phase monoclinique. **(74,100)**

- Si la contrainte est d'origine mécanique, on va assister à un phénomène de renforcement de la structure, à l'origine des excellentes propriétés mécaniques de la 3Y-TZP. **(72)**
- Si la contrainte est d'origine hydro-thermique, on assistera à un phénomène de dégradation, qui sera à l'origine du vieillissement de la structure. **(72)**

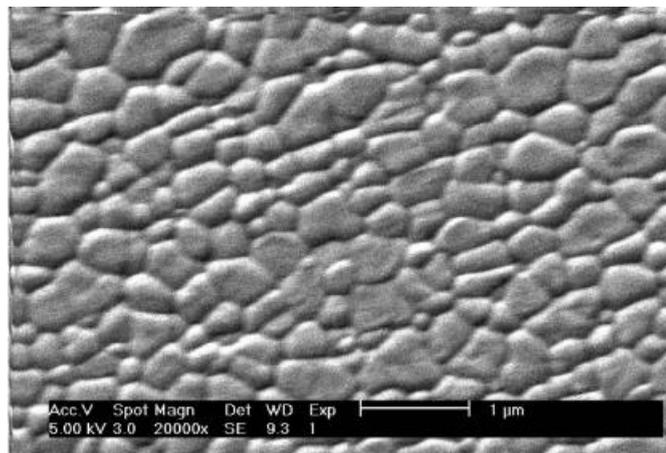


Figure 13: Microstructure de la 3Y-TZP, observée au Microscope Optique à Balayage (46)

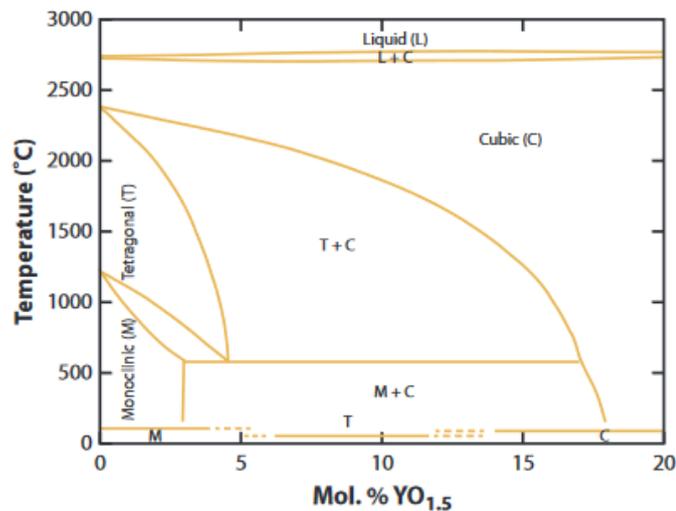


Figure 14: Diagramme de phase partiel du système ZrO_2 - Y_2O_3 (47)

1.2.5 Renforcement par transformation de phases

Des défauts structuraux, tels que des fissures, peuvent apparaître au sein du matériau ou en surface, notamment après les étapes de fabrication (frittage, usinage). Ils sont susceptibles de créer des zones de contraintes mécaniques entraînant une transformation des grains tétraonaux en grains monocliniques. Cette transformation s'accompagne d'une augmentation de volume engendrant des contraintes de compression permettant de ralentir la propagation de la fissure. Il en résulte une amélioration de la ténacité du matériau. **(72,74)**

Ce phénomène, découvert au milieu des années 1970, est à l'origine des bonnes propriétés mécaniques de la zircone en comparaison avec les autres types de céramiques. **(78)** Il est schématisé dans la *Figure 15*.

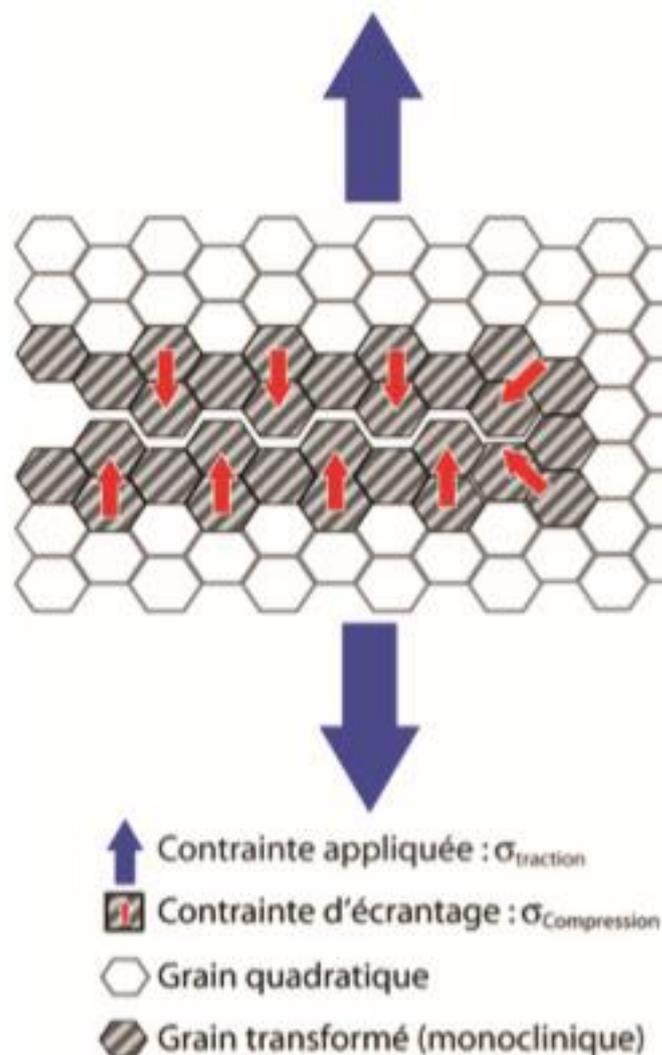


Figure 15: Mécanisme du renforcement de la céramique 3Y-TZP par transformation de phase (72)

1.2.6 Dégradation par transformation de phases

Le processus de vieillissement de la zircone est un phénomène étudié depuis le début des années 1980. Dans la littérature scientifique, on retrouve souvent le terme de « Low Temperature Degradation » ou LTD. **(26)**

A la surface de la zircone, on remarque un passage des cristaux de la phase tétragonale à la phase monoclinique. Cette transformation spontanée serait due à la formation d'hydroxyde de zirconium et d'hydroxyde d'yttrium en surface, au contact d'eau et de vapeur, résultant de l'interaction d'ions OH^- avec des défauts ponctuels dans le matériau ou à sa surface, formant des lacunes d'oxygène. **(47)**

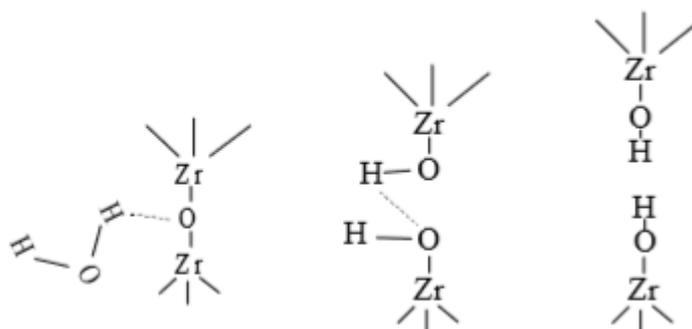


Figure 16: Corrosion des liaisons Zr-O-Zr par l'eau (74)

Quand un grain se transforme, un stress est induit sur les grains voisins, qui seront alors susceptibles de se transformer eux aussi. **(61)**

En 1991, JJ. SWAB a rassemblé six observations concernant le phénomène : **(7,25)**

- La dégradation est plus importante entre des températures comprises entre 200°C et 300°C.
- La dégradation provoque une importante baisse de la résistance mécanique, de la dureté et de la densité. Une augmentation significative de la phase monoclinique est observée.
- La transformation de la phase tétragonale à la phase monoclinique s'accompagne de micro et de macrofissurations.
- La transformation démarre en surface et progresse dans la masse du matériau.
- La diminution de la taille des grains et/ou une augmentation d'oxyde stabilisateur ralentissent la transformation.
- La présence d'eau ou de vapeur d'eau accroît la transformation.

Ce phénomène va progressivement engendrer une dégradation de la surface du matériau. En outre, une augmentation de la rugosité et de l'usure, des microfissurations et la génération de débris de particules peuvent être potentiellement à l'origine d'échecs cliniques prématurés. **(7)**

L'utilisation de la zircone en Orthopédie pour la réalisation de prothèses de hanche a d'ailleurs fortement diminué depuis le début des années 2000, après une série de ruptures de têtes

fémorales en zircon. Le processus de vieillissement ne serait cependant pas le seul phénomène explicatif. Une association avec les frottements entre la céramique et le cotyle serait aussi en cause. Etant relatif aux surfaces articulaires, ce problème ne concerne pas l'Odontologie. Les techniques de fabrication, d'usinage et de traitements thermiques expliqueraient également les ruptures de têtes fémorales. **(1,2,5,13,46,64)**

Le processus de vieillissement de type LTD est schématisé dans la *Figure 17* ci-dessous.

Sous l'action de l'eau et de la vapeur, toutes deux retrouvées au sein de la cavité buccale, on observe en surface une transformation des grains quadratiques en grains monocliniques. Une augmentation volumique se produit et des microfissurations apparaissent dans la structure permettant à l'eau de progresser dans la masse et d'étendre le volume de la transformation. **(74)**

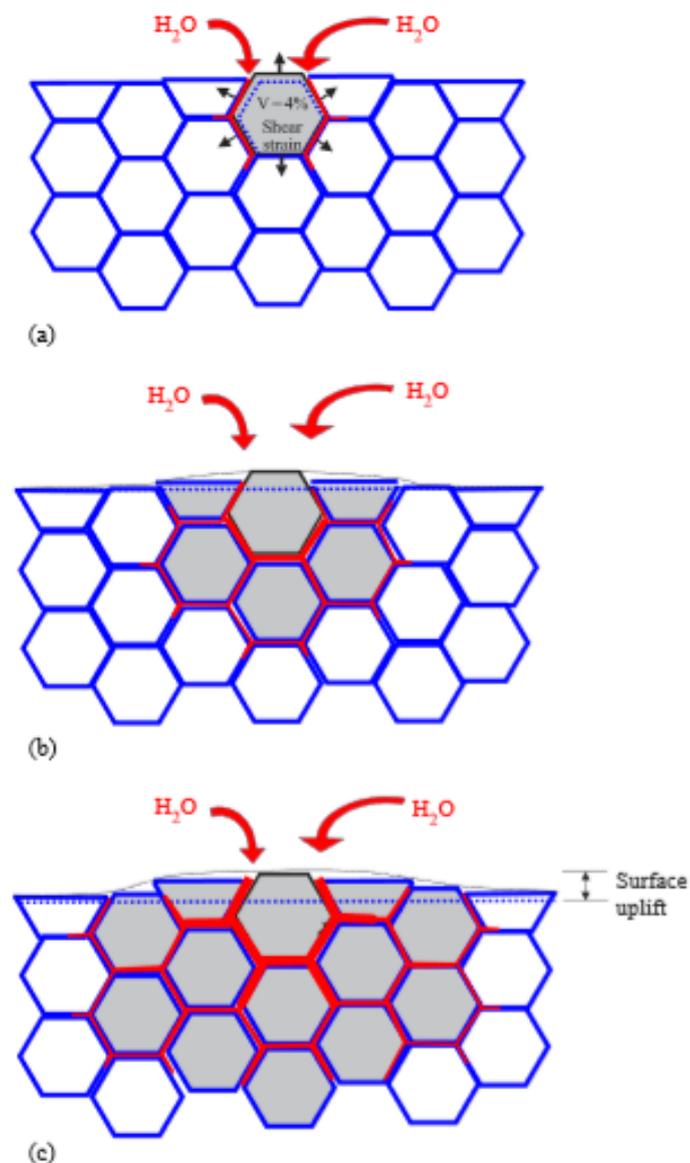


Figure 17: Schématisation du processus de vieillissement de la zircon (64)

Pour tenter de neutraliser le phénomène d'hydrolyse, une attention particulière doit être apportée aux différentes étapes de fabrication de la céramique. L'adjonction d'additifs comme les oxydes d'yttrium, de magnésium et d'aluminium peut s'avérer utile. Par ailleurs, une augmentation de la densité et un contrôle rigoureux de la taille des grains (qui doit si possible être comprise entre 0,2 μm et 1 μm) est indispensable afin d'éviter l'apparition de joints de grains perméables en surface, mais aussi dans la structure interne. **(1,8,12,18,26)**

LI et WATANABE **(10)** ont étudié le vieillissement d'une structure 2Y-TZP (par fraction de sa phase monoclinique) en fonction de la taille des grains. Ils ont observé une baisse de la fraction monoclinique pour une taille de grains inférieure à 0,6 μm . Cependant, au-delà de cette valeur, une augmentation de la phase monoclinique se produit, d'abord légèrement puis nettement à partir d'une taille de grains de 0,8 μm . Ces résultats sont rapportés dans la *Figure 18*.

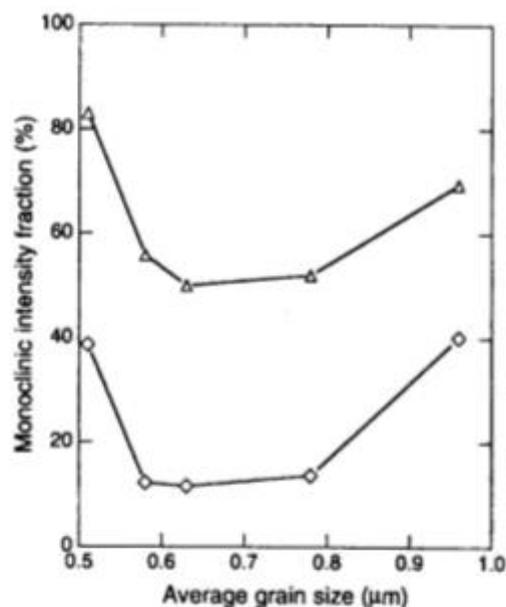


Figure 18: Etude de l'évolution de la fraction de phase monoclinique en fonction de la taille des grains dans une structure 2Y-TZP, pour un vieillissement de 100 heures à 80°C (courbe supérieure) et de 20 heures à 120°C (courbe inférieure) (10)

Idéalement, il faudrait maintenir une taille des grains inférieure à 0,6 μm , afin de ne pas accélérer le processus de vieillissement. **(2,10,74)**

Pour atteindre ces objectifs, le frittage doit être mené pendant 1 heure à une température idéale de 1450°C. Au-delà de cette valeur, une baisse de la densité peut être rencontrée. **(71)**

Jusqu'à présent, les études réalisées sur le vieillissement de la zircone monolithique ont essentiellement été menées *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. **(26)**

Deux options en vue d'améliorer la stabilité hydrothermale de la zircone peuvent cependant être dégagées : améliorer les joints de grains de la 3Y-TZP ou trouver des matériaux alternatifs contenant de la zircone. **(78)**

1.3 Propriétés physiques de la zircone 3Y-TZP

1.3.1 Densité

Bien que sa densité théorique soit de 6,51, la zircone présente une densité standard légèrement supérieure à 6. Elle est considérée comme étant un matériau très dense. **(7,8,19,111)**

1.3.2 Granulométrie

Elle permet l'étude de la taille des particules élémentaires qui constituent les grains des matériaux comme la céramique par exemple. Afin de conserver des propriétés mécaniques élevées ainsi qu'une bonne stabilisation, la « taille critique » des grains de la zircone après frittage doit rester inférieure à 0,6 μm , afin de ne pas accélérer le processus de vieillissement. **(2,7,10,74)** C'est le cas puisque la taille des grains est d'environ 0,2 μm .

Une granulométrie fine associée à une ténacité élevée, permet la réalisation de pièces très fines comme des lames de rasoir. **(2)**

1.3.3 Porosité

Elle correspond au volume des pores (ou vides), exprimé en pourcentage du volume total. Dans le cas de la zircone, elle est inférieure à 0,1%, ce qui est faible. **(7,8,106)**

1.3.4 Module de Weibull

Il caractérise la dispersion des défauts au sein d'un matériau. Pour la zircone, la valeur est de 10 environ, ce qui implique une répartition des défauts relativement homogène en son sein. **(18)**

1.4 Propriétés mécaniques de la zircone 3Y-TZP

1.4.1 Module de Young **(2,7,8,10)**

Exprimé en GPa et déterminé par un essai de traction, il permet d'étudier la déformation en fonction de la contrainte appliquée. Plus le module d'élasticité est élevé, moins la déformation du matériau sera importante. Il sera ainsi recherché pour les matériaux constitutifs des couronnes, car leur pérennité sera renforcée.

La valeur du module d'Young de la 3Y-TZP est comprise entre 200 et 220 GPa. Elle est comparable à celle de l'acier. Pour rappel, le module d'élasticité de la dentine est d'environ 30 GPa et celui de l'émail est de 82,5 GPa.

1.4.2 Résistance à la flexion

Sa valeur est comprise entre 900 et 1200 MPa, ce qui est très élevé en comparaison avec les autres céramiques. **(1,2,6,9,13,15,82)**

Il est cependant nécessaire de préciser que la résistance à la flexion dépend des facteurs suivants : la pureté, la densité du matériau, la taille des grains, le taux de phase tétragonale et la maîtrise du frittage. **(2)**

1.4.3 Résistance à la compression

Exprimée en MPa, elle renseigne sur la capacité d'un matériau à supporter une contrainte d'écrasement avant de se déformer. De façon générale, la résistance à la compression des matériaux céramique est élevée. Avec une valeur d'environ 2000 MPa, la zircone ne fait pas figure d'exception. **(8,9,19,74)**

1.4.4 Ténacité

La ténacité correspond à la résistance d'un matériau face à la rupture en présence d'une fissure. Plus elle est élevée et plus on peut espérer une pérennité importante de la prothèse. La valeur de la ténacité de la zircone se situe entre 8 et 10 MPa/m^½ ce qui lui confère un bon comportement face à la rupture en présence d'une entaille. **(1,2,15)**

1.4.5 Dureté

C'est la résistance qu'offre la surface d'un matériau à la pénétration d'un corps étranger normalisé ou indenteur. Pour mesurer la dureté Vickers, une pyramide en diamant est utilisée. La dureté Vickers de la zircone se situe entre 1200 et 1300 HV, ce qui est extrêmement élevé. En comparaison, celle de l'émail se situe à 340 HV, et celle du diamant à 10 200 HV. **(4,5,7,8,19,44,94,114)**

1.5 Propriétés thermiques

1.5.1 Conductivité thermique

C'est une grandeur physique qui permet de quantifier l'aptitude d'un matériau à conduire la chaleur. Plus celle-ci est élevée, plus le matériau est conducteur de chaleur. La conductivité thermique de la zircone à une température de 20°C est environ égale à 2 W·m⁻¹·K⁻¹, ce qui est relativement bas. La zircone est considérée comme un isolant thermique. **(7,8,19,122)**

Cette propriété autorise donc l'utilisation de la zircone comme matériau prothétique sur des dents vitales, par isolation du complexe dentino-pulpaire. **(15,122)**

1.5.2 Coefficient d'expansion thermique

C'est l'expression de la dilatation ou de la contraction d'un matériau soumis à des variations de température. Idéalement, les coefficients d'expansion thermique des matériaux de reconstitution dentaires doivent suivre ceux de l'émail et de la dentine qui sont respectivement de $11,4 \times 10^{-6} \cdot C^{-1}$ et de $8,0 \times 10^{-6} \cdot C^{-1}$. La zircone respecte ce principe puisque son coefficient d'expansion thermique est situé entre 10 et $11 \times 10^{-6} \cdot C^{-1}$. **(7,8,19,20)**

1.6 Propriétés biologiques

1.6.1 Résistance à la corrosion

La zircone présente une bonne résistance à la corrosion pouvant se manifester en bouche. Contrairement aux métaux et aux alliages utilisés comme matériaux de reconstitution dentaires, il n'y a donc pas de dissémination de produits de relargage dans le corps à partir de la cavité buccale. **(2,22,23,65,106)**

Elle est par ailleurs très résistante aux attaques chimiques, grâce à sa solubilité en milieu acide inférieure à $20 \mu\text{g}/\text{cm}^2$. **(18)**

1.6.2 Biocompatibilité

La biocompatibilité d'un matériau se définit comme sa capacité à fonctionner dans une application spécifique avec une réponse favorable de l'hôte. **(2)**

Ainsi, un matériau biocompatible ne sera pas responsable de réactions inflammatoires, allergiques, immunitaires, toxiques, mutagènes ou carcinogènes. **(105)**

Les études réalisées *in vitro* et *in vivo* n'ont pas mis en évidence de toxicité vis-à-vis des cellules de l'organisme. Par ailleurs, aucun effet carcinogène ou mutation du génome cellulaire n'ont été détectés. **(1,7,8,9,14,61)**

La biocompatibilité de la zircone est démontrée depuis plusieurs décennies. Elle est considérée comme étant une bio-céramique inerte. **(18,72,77)**

A ce titre, ses interactions avec le milieu vivant sont réduites au minimum et ses propriétés évoluent au cours du temps. Un suivi au long terme des réactions tissulaires s'avère donc indispensable. **(74)**

1.6.3 Capacité d'ostéo-intégration

Le titane est actuellement le matériau de référence dans la composition des implants dentaires. Sa couleur grise peut cependant transparaître à travers les tissus péri-implantaires, en particulier si ces derniers sont fins. La zircone étant blanche, elle pourrait ainsi constituer une alternative au titane dans les reconstitutions implantaires. **(74,76,77,78,103)**

DEPPRICH et al. (76) ont comparé l'ostéo-intégration tibiale d'implants en zircone et en titane chez le cochon nain. Après un temps de cicatrisation de 12 semaines, on retrouve de l'os lamellaire mature en contact direct des implants en zircone et en titane, sans signes d'inflammation, comme le montre les *Figures 19 et 20*.

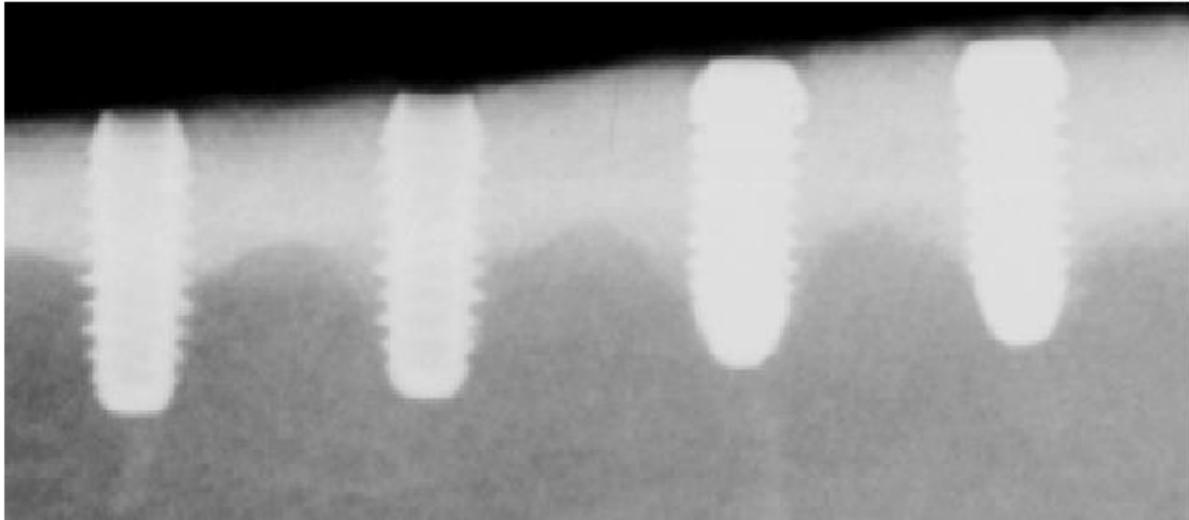


Figure 19: Radiographie montrant des implants en titane (à gauche) et en zircone (à droite), dans le tibia de cochons nains, après 12 semaines de cicatrisation (76)

L'ostéo-intégration se définit comme une jonction anatomique et fonctionnelle directe entre l'os vivant remanié et la surface de l'implant mis en charge. (75)

L'utilisation de la zircone en implantologie semble répondre favorablement à ce principe, au même titre que le titane. Ce sont actuellement les matériaux les plus utilisés dans ce domaine. (72,100,103)

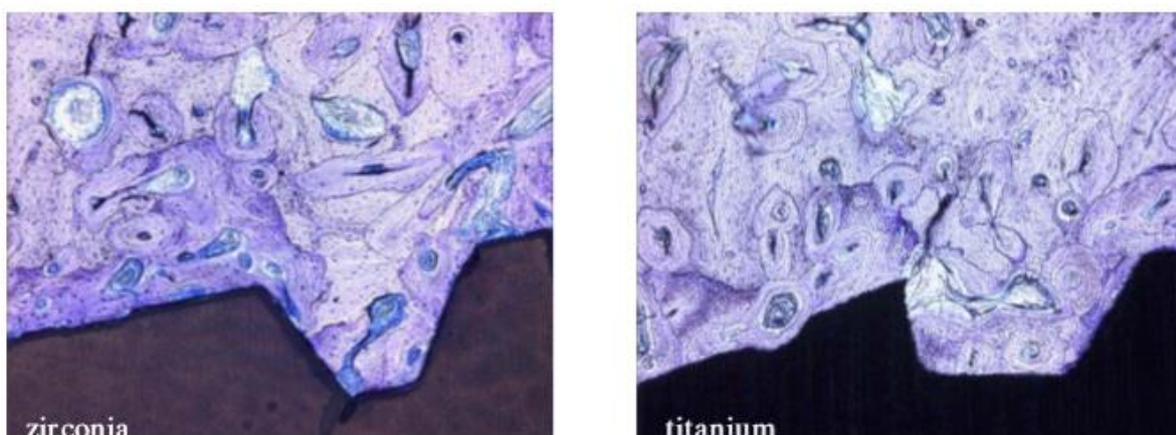


Figure 20: Etude microscopique de la surface osseuse au contact d'implants en zircone et en titane, après 12 semaines de cicatrisation (Bleu de Toluidine, grossissement X100) (76)

1.6.4 Adhésion bactérienne

Selon deux études réalisées *in vivo*, il semblerait que la zircone présente une moindre colonisation de bactéries retrouvées dans la cavité buccale, à sa surface, comparativement au titane. **(21,22)**

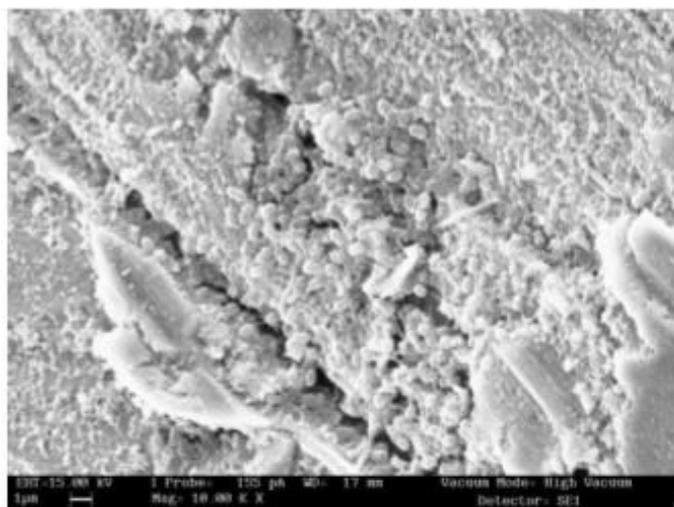


Figure 21: Couche homogène de cocci et de filaments bactériens à la surface de titane (22)

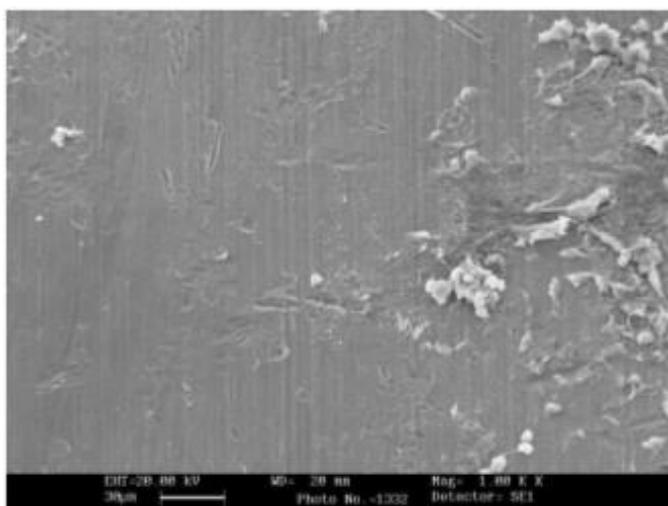


Figure 22: Faible nombre de bactéries à la surface de zircone (22)

Ceci permettrait de prévenir les reprises carieuses sous les limites prothétiques, ainsi que le développement de pathologies parodontales, notamment en cas de réalisation de dispositifs supra-implantaires.

Il ne faut cependant pas négliger l'importance de l'état de surface de la reconstitution prothétique qui doit être le plus lisse possible pour éviter la colonisation bactérienne, ainsi que la qualité d'hygiène bucco-dentaire des patients.

1.7 Propriétés optiques

1.7.1 Généralités

Les propriétés optiques des céramiques de reconstitution dentaire sont fondamentales car elles vont permettre l'obtention du rendu esthétique recherché, en particulier dans le secteur antérieur.

La détermination de la couleur dépend tout d'abord de trois éléments : **(20)**

- de la source lumineuse
- de l'objet observé
- de nos yeux et du traitement des informations reçues par le cortex occipital.

La lumière est une onde électromagnétique, caractérisée par sa fréquence et sa longueur d'onde. L'être humain n'est capable de percevoir que les rayons lumineux ayant des longueurs d'ondes comprises entre 400 nm (le violet) et 750 nm (le rouge), définissant ainsi le spectre visible. **(20)**

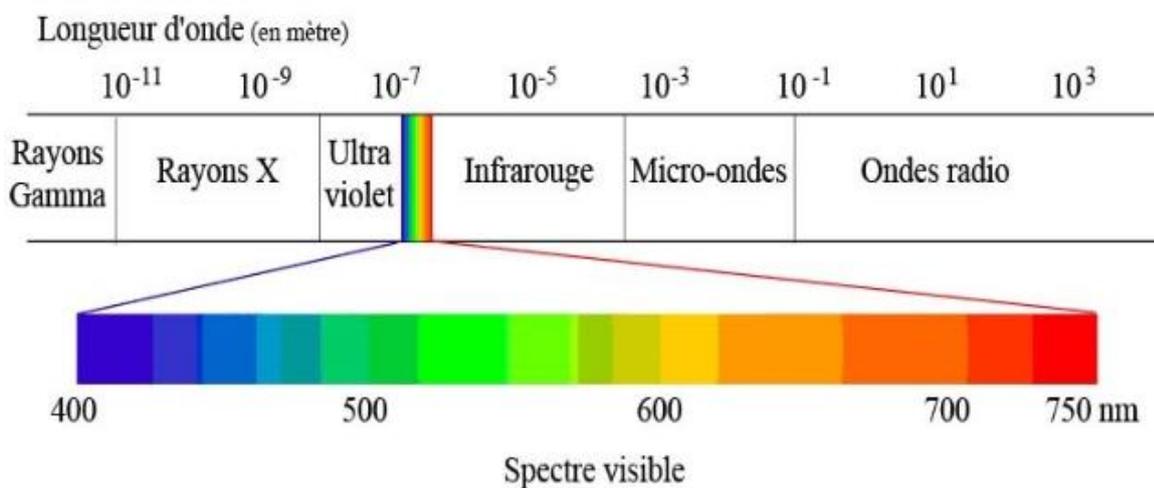


Figure 23: Rayonnement électromagnétique et spectre visible (20)

Il existe plusieurs phénomènes relatifs à l'interaction entre la lumière et la matière, l'absorption, la réflexion, la transmission et la diffusion. **(17,47)**

Notre perception visuelle dépendra du type d'interaction existant entre les photons incidents et la matière, qui varie notamment selon les caractéristiques du matériau étudié. Hormis la perception individuelle des couleurs, il faudra également tenir compte de la couleur de la dent à couronner, de la couleur et de l'opacité du ciment de scellement, de l'épaisseur de la reconstitution et de son vieillissement. **(29,31,47)**

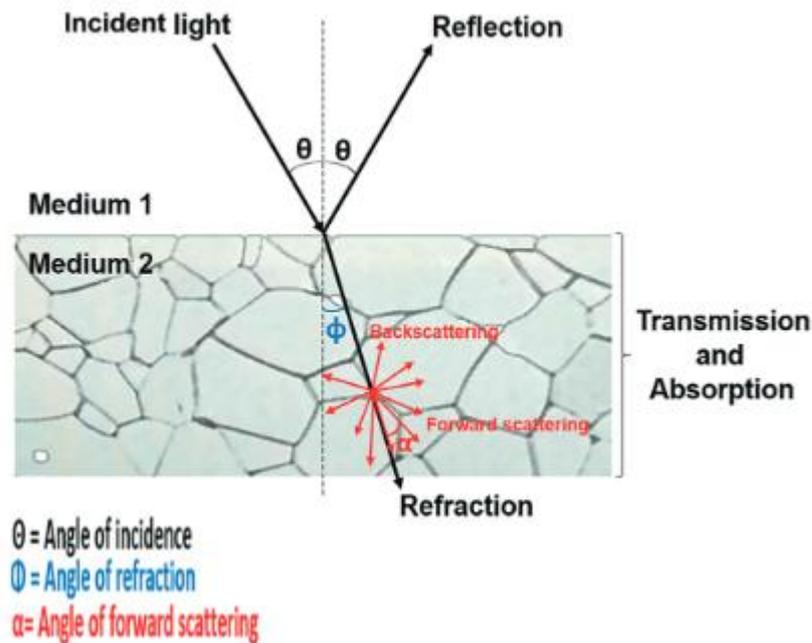


Figure 24: Les interactions de la lumière avec la matière et sa microstructure (47)

1.7.2 Translucidité

C'est la propriété qu'a un matériau de diffuser la majeure partie des rayons qui lui sont transmis. Une bonne translucidité permet de mimer les propriétés optiques de l'émail. **(31,80)**

De par sa structure cristallographique, la zircone ne présente naturellement pas une très grande translucidité, engendrant un manque d'esthétique des reconstitutions prothétiques qui lui est souvent reproché. En effet, l'indice de réfraction est différent le long des principaux axes cristallins tétraonaux. La réflexion et la réfraction vont se produire aux limites des grains, ce qui entraîne une diminution de la transmission lumineuse. **(79)**

Différents facteurs permettent toutefois de l'améliorer : **(5,7,11,29,31,47,79,107)**

- Diminuer l'épaisseur de la reconstitution va augmenter le nombre de photons transmis par diminution de l'absorption. Les qualités mécaniques de la zircone autorisent son utilisation à une épaisseur de 0,5mm, qui présenterait une translucidité équivalente à celle du dissilicate de lithium.
- Maintenir un taux de porosité inférieur à 1%.
- Diminuer le temps de frittage aux températures optimales pour maintenir la taille des grains inférieure ou égale à 0,5 μ m, et pour minimiser les défauts structuraux et les impuretés.
- Augmenter le taux de phase cubique, qui présente un caractère isotropique et qui n'induit pas de biréfringence.

1.7.3 Opacité

Un matériau est opaque s'il absorbe ou réfléchit la lumière sans la transmettre. **(82)**
La zircone présente naturellement une grande opacité, tout comme la dentine. **(82)**
Plusieurs raisons permettent d'expliquer cette caractéristique : une trop importante taille des grains qui empêchent de transmettre les rayons lumineux, le caractère biréfringent des cristaux tétraonaux ou encore la présence de défauts ou d'impuretés dans la structure. **(80)**
Souvent considérée comme un défaut esthétique, l'opacité peut cependant s'avérer intéressante pour masquer une dyschromie ou un tenon radiculaire métallique. **(7,15,29,31,80)**

1.7.4 Luminosité

La luminosité se définit comme la quantité de lumière réfléchi. Elle correspond en fait à la quantité de blanc contenue dans la couleur. Pour une dent saine, l'épaisseur de l'émail et son degré de minéralisation vont influencer sur la luminosité. **(82)**

La zircone possède un indice de réfraction lumineuse (IR) évalué à 2,20. Cette valeur est élevée en comparaison avec les structures dentaires, et les autres types de céramiques utilisées en restauration collée, rendant ainsi son intégration esthétique complexe. **(82)**

	Zircone	Leucite	Alumine	Email	Dentine
Indice de réfraction lumineuse (IR)	2,20	1,51 à 1,55	1,76	1,63	1,54

Tableau 1: Indices de réfraction lumineuse (IR) de diverses céramiques, de l'émail et de la dentine (47,82)

1.7.5 Fluorescence **(122)**

La fluorescence dépend de l'aptitude des matériaux à absorber et réémettre l'énergie du rayonnement de la bande spectrale des courtes longueurs d'ondes.

Les dents naturelles étant fluorescentes, il convient pour un matériau de reconstitution dentaire, d'essayer de se rapprocher de la fluorescence observée sous lumière UV des dents naturelles. Des pigments fluorescents à base de terres rares peuvent ainsi rentrer dans la composition de certaines céramiques cosmétiques.

La zircone n'est naturellement pas fluorescente.

1.8 Propriétés radiologiques

La grande radio-opacité de la zircone, comparable à celle d'alliages métalliques, permet de faciliter les contrôles radiologiques tout en évitant l'effet « flash » rencontré avec ces mêmes alliages. **(2,7,9,14,108)**

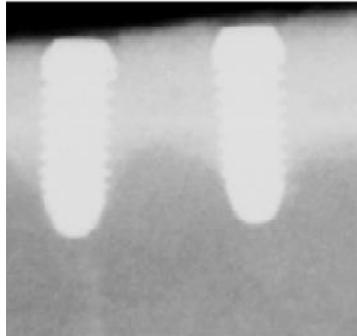


Figure 25: Radiographie d'implants en zircone posés dans le tibia de cochons nains attestant de la grande radio-opacité du matériau (76)

1.9 Radioactivité

Les poudres de zircone contiennent une concentration non négligeable de radionucléides naturels tels que l'uranium (^{235}U et ^{238}U), le radium (^{226}Ra) et le thorium (^{228}Th et ^{232}Th). Des radiations alpha, beta et gamma leur sont associées. **(1,7,8,105)**

Il existe donc une nécessité de purifier les poudres de zircone afin d'abaisser leur radioactivité à un niveau inférieur à 100 Gyh^{-1} . Les échantillons de poudre de zircone purifiées contiennent entre 0,001 et 0,007 Bq/g. Pour rappel, la norme ISO 6872 autorise au maximum 1,0 Bq/g. Ces données sont également conformes aux recommandations de l'ICRP (International Commission for Radiation Protection). Si les étapes de purification sont correctement réalisées et contrôlées, l'utilisation de la zircone à des fins médicales ne pose aucun problème. **(1,7)**

1.10 Comparaison avec d'autres matériaux

Le *Tableau 2* regroupe des valeurs relatives à différentes propriétés mécaniques de matériaux et alliages utilisés en prothèse conjointe. Il permet de comparer leurs propriétés à celles de l'émail, de la dentine et de la 3Y-TZP.

	Email	Dentine	3Y-TZP	Céramique feldspathique pour CCM	Alumine	Titane	Emax press®	Empress esthetic® (verre+leucite)
Module d'élasticité de Young (MPa)	80	20	220	60 à 65	400	120	95	62
Résistance à la flexion (MPa)	50	60	900 à 1200	60 à 90	300 à 600	350 à 450	400	160
Dureté Vickers	320 à 380	70	1200 à 1300	380	2200	102 à 306	510	610
Ténacité (MPa/m ^½)	0,4 à 1,5	1,79	8 à 10	1	3 à 4	50 à 80	2,5	1,3

Tableau 2: Comparaison de la 3Y-TZP avec l'émail, la dentine et d'autres matériaux de reconstitutions dentaires (2,19, 81, 93,94,95,106,114,116)

2 Elaboration d'une couronne monolithique en zircone

2.1 Conception d'une restauration monolithique en zircone 3Y-TZP

2.1.1 Indications

Les excellentes propriétés mécaniques de la zircone autorisent son utilisation dans les secteurs postérieurs, même en cas de faible espace occlusal. **(55,56)**

Le tableau de la norme ISO 6872 ci-dessous, regroupe les indications cliniques recommandées en fonction de la résistance à la flexion nécessaire.

Classe	Indications cliniques recommandées	Propriétés mécaniques : résistance à la flexion (MPa)
1	Céramique monolithique pour prothèses antérieures unitaires, revêtements, inlays, onlays	50
2	Céramique monolithique pour prothèses antérieures ou postérieures unitaires collées	100
3	Céramique monolithique pour prothèses antérieures ou postérieures et pour bridges trois éléments sans molaire, collés ou non collés	300
4	Céramique monolithique pour bridge trois éléments avec molaire	500

Tableau 3: Résistances mécaniques minimales requises en fonction du type d'infrastructure prothétique. ISO 6872 (122)

S'il est possible d'utiliser la 3Y-TZP pour reconstituer une dent antérieure, ses faibles qualités esthétiques rendent cependant difficile une parfaite intégration au sourire. Malgré cela, son opacité peut s'avérer intéressante si la dent à reconstituer est une dent dyschromiée. **(15)**

Dans les cas où une intégration esthétique est recherchée, il est possible de recourir à la zircone renforcée en silicate de lithium (ZLS). Le récent développement de la zircone stabilisée en phase cubique est aussi prometteur vis-à-vis de l'amélioration du rendu esthétique. Ces deux types de céramiques seront détaillés dans la troisième partie.

2.1.2 Contre-indications

Les contre-indications à la réalisation d'une prothèse fixée monolithique en zircone sont semblables aux autres types de prothèses fixées.

Une substance dentaire insuffisante ou une mobilité trop importante constituent des contre-indications absolues à ce type de reconstitutions. Par ailleurs, la prothèse ne sera pas réalisable si les critères de préparation périphérique ne sont pas respectés. **(15,18)**

Il ne sera pas possible de couronner une dent nécrosée n'ayant reçu aucun traitement endodontique, ou une dent présentant une lésion péri-apicale. Une obturation incomplète ou non étanche doit être retraitée avant la pose de restauration sauf si les tissus péri-apicaux apparaissent comme radiologiquement sains depuis des années. En cas de doute, on renouvellera le traitement endodontique. **(98)**

Il faudra également tenir compte de la qualité de l'hygiène bucco-dentaire du patient. Tout état parodontal pathologique contre-indique la réalisation de prothèse conjointe. **(98)** Si la hauteur du moignon dentaire résiduel est insuffisante, il sera impératif d'effectuer un allongement chirurgical de couronne clinique afin de respecter l'espace biologique. **(98)**

Les reconstitutions fixes en zircone sont possibles chez les patients atteints de bruxisme ou de parafunctions, si le port d'une gouttière occlusale de protection (diurne et/ou nocturne), des conseils comportementaux et un suivi clinique régulier et sérieux sont réalisés. **(15,18,120)**

2.1.3 Préparation périphérique **(18,50,52,81,107,122)**

Véritable élément déterminant dans la stabilité à long terme d'une reconstitution prothétique fixée, la préparation périphérique en vue de réaliser une couronne monolithique en zircone ressemble à celle développée pour les autres reconstitutions dites « toutes-céramiques ».

Une réduction homothétique de la dent à couronnée est recherchée.

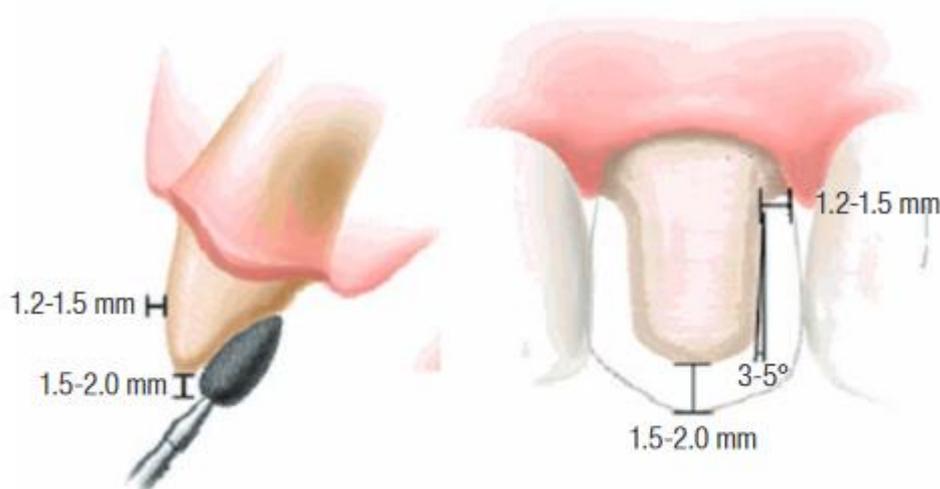


Figure 26: Critères de préparation dans les secteurs antérieurs et postérieurs (18)

La réduction occlusale doit être de 1,5 à 2 mm. Un congé ou un épaulement à angle interne arrondi sont recommandés, à une épaisseur de 1 à 1,5 mm, pour les faces vestibulaires, palatines ou linguales. Idéalement, un angle vertical de préparation de 3° à 5° doit être réalisé. Un angle de dépouille compris entre 6° et 12° sera cependant suffisant pour maintenir la résistance à la traction. Les contre-dépouilles sont à proscrire.

Enfin, un polissage soigneux à l'aide de fraises diamantées de 25 µm est indispensable afin de supprimer tous les angles vifs et d'obtenir ainsi des surfaces lisses et régulières avec des zones de transition arrondies.

Dans les cas où des matériaux métalliques sont présents sur la dent à couronner (inlay-core métallique ou reconstitution amalgame), une augmentation de l'épaisseur de préparation peut s'avérer nécessaire pour éviter toute coloration « grisée » du résultat final par manque d'épaisseur de céramique.

Les excellentes propriétés mécaniques de la zircone autorisent cependant la pose de reconstitutions d'épaisseur réduite jusqu'à 0,5 mm, permettant de favoriser l'économie tissulaire et de gagner de la rétention.

Dans le cas de réalisation d'empreintes optiques et/ou de techniques de collage de la zircone, il est préférable d'opter pour des limites de préparation juxta ou supragingivales.



Figure 27: Limites de préparation supragingivales (81)

2.1.4 Prise d'empreinte

La prise d'empreinte constitue l'étape clé de toute reconstitution prothétique car elle crée le lien entre la préparation de la dent, effectuée par le praticien, et la prothèse elle-même, élaborée par le prothésiste.

Une grande rigueur de précision doit être apportée à sa mise en œuvre afin d'obtenir une adaptation parfaite de la reconstitution sur le support dentaire résiduel. Il en existe deux grands types : l'empreinte conventionnelle et l'empreinte optique. Toutes deux peuvent être employées pour la réalisation d'une prothèse fixée en zircone. **(81)**

Afin d'obtenir des résultats optimaux, et ce, quel que soit le type d'empreinte sélectionné, il conviendra d'avoir des lignes de finition de la préparation régulières, nettes et linéaires. Pour garantir l'accès à ces limites, des techniques de déflexion ou d'éviction gingivales peuvent être effectuées. Il faudra cependant veiller à sécher la zone à enregistrer, de façon à éviter tout contact entre la préparation périphérique et les exsudats physiologiques ou inflammatoires des tissus parodontaux marginaux. **(81)**



Figure 28: Saignement du parodonte marginal contrariant l'enregistrement des limites cervicales (81)

2.1.4.1 Empreinte conventionnelle

Elle consiste en un moulage physique des dents et de leur environnement buccal, à l'aide d'un matériau plastique. Une fois ce dernier durci et stabilisé, un modèle de travail pourra être constitué afin de réaliser la prothèse. **(81)**

Le choix du porte-empreinte, qu'il soit global ou sectoriel, dépend de la situation clinique. Les silicones par addition, ou polyvinylsiloxanes, sont les matériaux de choix pour la réalisation des empreintes en prothèse fixée, du fait de leur grande précision. Enfin, la technique du double-mélange en 1 temps et la wash-technique en 2 temps, peuvent être employées, en fonction du cas clinique. **(81)**

2.1.4.2 Empreinte optique et CFAO

L'empreinte optique permet d'obtenir un relevé de mesures numériques servant à créer une image en 3D d'une situation clinique. On peut ainsi obtenir un modèle de travail numérique, laissant la possibilité de concevoir des projets prothétiques virtuels 3D par l'informatique permettant de piloter des machines-outil matérialisant la future prothèse dans un matériau choisi. Développé dans l'industrie depuis les années 1970, le concept de CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) a été introduit plus tardivement dans le domaine dentaire. Il constitue cependant une avancée importante dans la pratique quotidienne et tend à se généraliser. **(81,100)**

Le modèle de travail numérique peut être obtenu au laboratoire à partir de modèles en plâtre issus d'empreintes traditionnelles chimico-manuelles. Dans ce cas, il s'agira de CFAO indirecte.

Il est cependant possible de prendre cette empreinte au cabinet dentaire, directement en bouche du patient, à l'aide d'une caméra intra-orale spécifique. Si les étapes de conception et de fabrication prothétique sont faites par le praticien, on parlera alors de CFAO directe. Si le praticien ne réalise que l'empreinte optique, on parlera de CFAO semi-directe. **(81)**



Figure 29: Caméras pour empreinte optique TRIOS® de 3Shape Dental System (81)

2.2 Fabrication d'une restauration monolithique en zircone 3Y-TZP

2.2.1 Usinage

2.2.1.1 Usinage de blocs pré-frittés **(1,4,18,101,102)**

La zircone pré-frittée, aussi appelée zircone « crue » ou « verte », est obtenue après une étape de densification par frittage partiel. Le traitement est ainsi réalisé à une température inférieure à la température finale de frittage afin de conserver un aspect crayeux et friable de la zircone facilitant son usinage. Un équilibre doit être trouvé dans l'obtention de ces blocs pré-frittés entre une dureté suffisante autorisant la manipulation du matériau et son usinabilité aisée. Un contrôle rigoureux de ce traitement thermique est nécessaire car si le chauffage est trop rapide, des fissurations peuvent apparaître. Un chauffage lent est préféré.

Après scannage de la situation clinique (du modèle en plâtre ou en bouche directement), la conception d'une restauration agrandie est réalisée à l'aide d'un logiciel informatique, pour gérer le rétrécissement de la zircone liée au frittage.

On peut ensuite fraiser la zircone pré-frittée grâce à une usineuse assistée par ordinateur, à des dimensions de 22% à 30% plus larges que les dimensions finales souhaitées.

Un frittage final est ensuite réalisé à des températures comprises entre 1350°C et 1550°C pendant 2 à 5 heures, suivi d'un refroidissement à l'intérieur du four à 200°C pour éviter l'apparition de contraintes résiduelles. Après refroidissement complet, on obtient une pièce aux dimensions souhaitées.

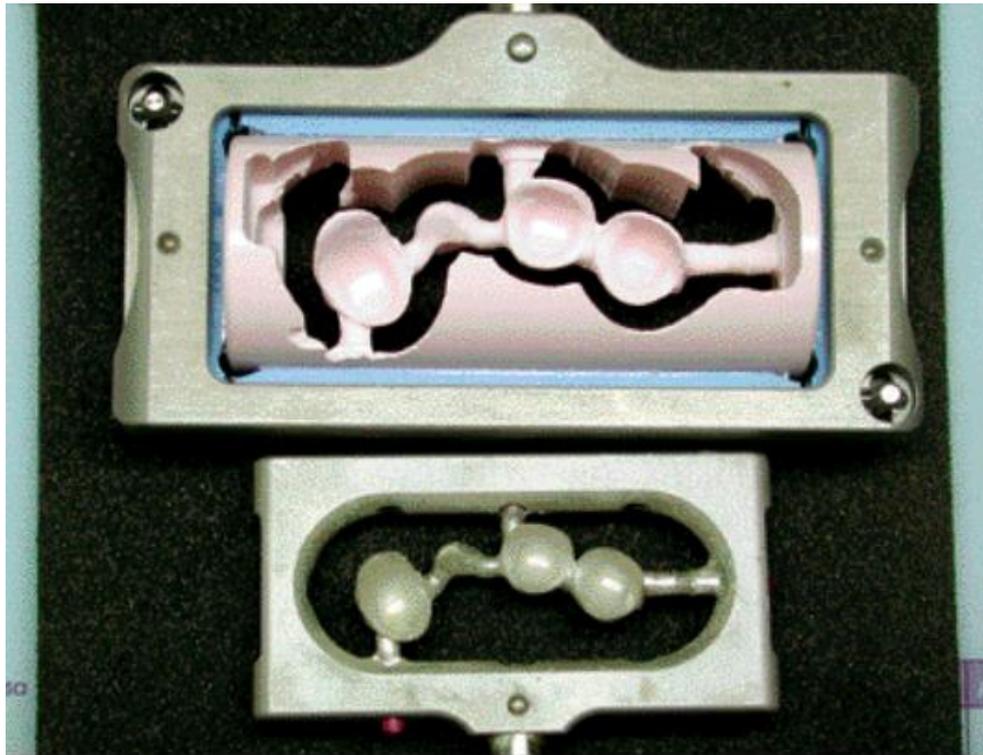


Figure 30: En bas, maquette scannée. En haut, pièce usinée dans le bloc surdimensionné de 22 % (Système Cercon) (2)

2.2.1.2 Avantages et inconvénients (2,4,15,104)

Cette méthode d'usinage est privilégiée pour plusieurs raisons. En plus d'être rapide (environ quinze minutes à l'unité), la facilité d'usinage de la zircone pré-frittée permet d'entraîner moins de fatigue des outils et des machines, engendrant moins de frais de maintenance.

Il faut cependant savoir maîtriser les déformations liées au frittage, afin de garantir l'adaptation marginale des reconstitutions. Une bonne maîtrise du joint marginal va permettre à la fois de diminuer le risque d'inflammation gingivale et d'empêcher la dissolution rapide du ciment et l'apparition de reprises carieuses.

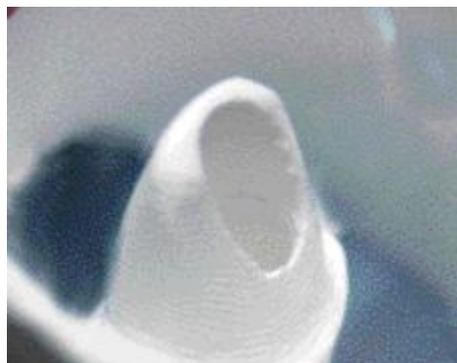


Figure 31: Pièce usinée avant frittage (2)

2.2.1.3 Usinage de blocs frittés

Dans ce cas, il s'agit d'usiner la zircone ayant reçu un traitement thermique à haute température et sous pression (Zircone HIP) et dont les propriétés mécaniques sont optimisées. La grande dureté de la zircone frittée rend difficile son usinage. **(18)**

Le frittage ayant déjà été réalisé, la gestion du retrait est éliminée. **(15)**



Figure 32: Bridge usiné dans un bloc de zircone HIP (2)

2.2.1.4 Avantages et inconvénients

La difficulté à fraiser la zircone frittée, en particulier pour réaliser des sections fines, doit être palliée par l'utilisation d'instruments robustes. Une augmentation des frais de maintenance est toutefois inévitable, augmentant le prix de ce type de matériau. L'usinage est aussi plus long puisqu'il faut compter 45 à 60 minutes de fraisage à l'unité. L'élimination de la gestion du retrait garantit cependant un ajustage facilité aux dimensions finales de la reconstitution et d'une plus grande prédictibilité de l'adaptation marginale. **(1,2,4,15,18,102)**

2.2.2 Frittage

Le frittage correspond à un traitement thermique des poudres de céramique, sans fusion complète, permettant une cohésion de la pièce par agglomération des produits traités. Il a un impact important sur la stabilité et sur les propriétés mécaniques du produit final, puisqu'il permet de contrôler la densité et la granulométrie. Par exemple, une augmentation de la température et du temps de frittage aura pour conséquence une augmentation de la taille des grains. Le respect des différentes étapes du frittage (vitesse en montée de température, temps de palier), et du protocole fourni par les fabricants sont donc fondamentaux. **(1,18,106)**

Le processus présente plusieurs cycles de température et dure environ douze heures. La température de frittage final varie selon les marques, mais se situe habituellement entre 1350°C et 1550°C. Au-delà de 1550°C, une baisse de la densité et de la résistance à la flexion

semble se produire. Il n'est pas souhaitable de dépasser cette température au cours du frittage. **(1,44,48,71)**

Au cours du processus, un rétrécissement volumique du matériau est enregistré. Il commence à environ 1000°C et est de l'ordre de 22% à 30%. Ce paramètre doit être impérativement pris en compte lors de l'usinage des blocs pré-frittés afin d'obtenir un ajustage parfait des pièces prothétiques. **(1,15,47,101)**

2.2.2.1 Frittage naturel

Il est réalisé dans un four en milieu atmosphérique oxydant à une température comprise entre 1350°C et 1500°C. Actuellement, c'est la technique la plus utilisée. **(2)**

2.2.2.2 Frittage sous pression HIP (Hot Isostatic Pressing)

Réalisée dans un four spécifique, cette technique permet d'exercer une pression de 2000 bars pendant le frittage. On obtient une légère augmentation de la densité par homogénéisation de la matière et élimination des micro-défauts internes. Après refroidissement, les blocs peuvent être usinés. **(2)**

Deux phases principales sont nécessaires à sa réalisation : **(1,74)**

- Une préparation des blocs par pré-frittage à des températures inférieures à 1500°C, pour atteindre une densité de 95% de la densité théorique qui est de 6,1.
- Un traitement, par technique HIP, à des températures comprises entre 1400°C et 1500°C sous haute pression et à une atmosphère gazeuse inerte. Ceci permet d'arriver à une densité de 99% de la densité théorique.

2.2.3 Teinte de la céramique

Le choix de la teinte d'une reconstitution est fondamental pour l'intégration de celle-ci au reste du sourire. La zircone possède naturellement une couleur variant du blanc à l'ivoire. Plusieurs techniques de coloration sont disponibles. **(79,82,106,117)**

Il est possible de colorer les poudres de départ par addition d'oxydes métalliques. Les céramiques obtenues à partir de ces poudres ont cependant parfois besoin d'une coloration supplémentaire. La coloration de la zircone non frittée par immersion ou trempage dans des solutions colorées composées de sels de métaux variés (cérium, bismuth, fer) est une autre possibilité. C'est d'ailleurs la méthode la plus couramment utilisée. La couleur, qui est conditionnée par la concentration de la solution colorée utilisée, se développe au cours du frittage final.

La troisième technique consiste en un revêtement de la zircone frittée par des agents colorants. **(1,48,82)**

Une des difficultés de l'obtention d'un bon résultat esthétique réside dans le fait que la zircone monolithique possède une structure monocouche monochromatique. **(57)** C'est pour améliorer les résultats esthétiques que des disques de zircone monolithique multicouche ont été développés, comme la céramique *KATANA™ Zirconia ML* (Noritake Dental Supply Co., Ltd, Miyoshi, Japan). **(57,58,82 ;113)**

Elle se compose de quatre couches successives (EL pour Enamel Layer ; TL1 et TL2 pour Transition Layer ; BL pour Body Layer) classées selon un dégradé de couleur comme suit :

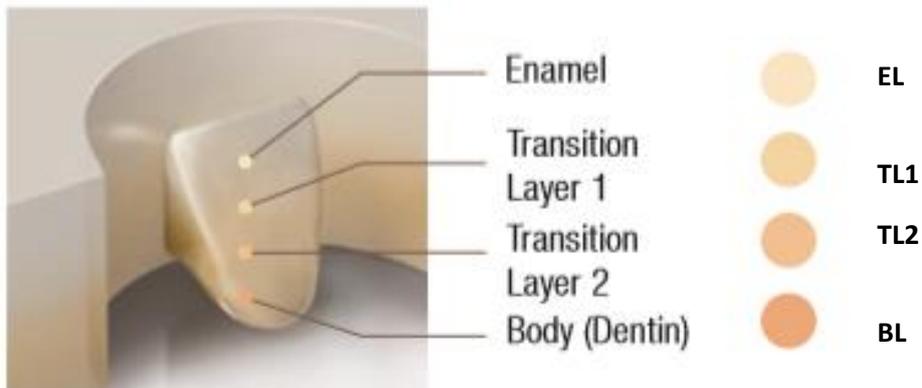


Figure 33: Représentation de la structure de la céramique *KATANA™ Zirconia ML* (58)

Les couches EL et BL représentent chacune 35% du volume du bloc tandis que les couches TL1 et TL2 représentent chacune 15% du volume du bloc. **(57)**

Une étude de UEDA et al. publiée en 2015 a évalué la translucidité de chaque couche par technique de spectrophotométrie. **(57)** Les résultats ont mis en évidence une différence significative des taux de transmission lumineuse entre les différentes couches, et par extension, de leur translucidité.

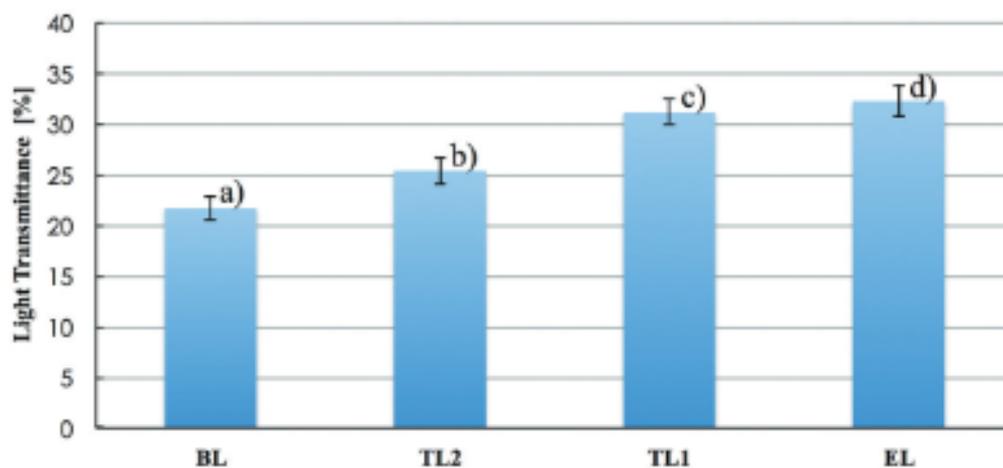


Figure 34: Transmission lumineuse pour chaque couche, en pourcentage de transmission lumineuse totale (57)

La couche EL, représentant l'émail, montre la valeur la plus importante de transmission lumineuse (32,8%) tandis que la couche BL, représentant la dentine, montre la plus faible (21,7%). On peut en conclure que la pigmentation de la zircone semble avoir une influence sur la transmission lumineuse et donc sur la translucidité de la reconstitution. **(57)**

Ces résultats sont prometteurs quant à l'utilisation de la zircone dans les secteurs antérieurs, puisqu'une amélioration de l'imitation des tissus naturels est obtenue.

2.2.4 Etat de surface final et usure

Les matériaux de reconstitution utilisés en Odontologie devraient idéalement avoir un « comportement d'usure » similaire à celui de l'émail. Ceci implique qu'ils ne devraient pas engendrer de dommages sur les dents naturelles antagonistes. **(44)**

L'usure se définit comme la perte superficielle de matériau causée par contact mécanique contre un solide ou un liquide, par réactions chimiques ou l'effet simultané des réactions chimiques et mécaniques. **(44)**

Dans le domaine dentaire, elle est en réalité influencée par de nombreux facteurs : **(44,55)**

- La dureté et l'épaisseur de l'émail
- La mastication
- Les forces neuro-musculaires
- Les éventuelles para-fonctions
- Les charges occlusales
- Le type d'alimentation
- Le matériau antagoniste
- L'état de surface.

Ce dernier facteur est en réalité le principal acteur de l'abrasion. Il est notamment influencé par les caractéristiques du matériau employé, comme sa microstructure et son homogénéité. **(4,6,55,56)**

Afin de limiter l'usure de l'émail antagoniste, il faut maintenir un contrôle strict des qualités de fabrication de la prothèse, aussi bien sur sa microstructure que sur son état de surface final. Pour les reconstitutions de zircone monolithique, un « poli-miroir » est ainsi recommandé. **(4,44)**

L'obtention d'une surface lisse permettra de prévenir le délabrement de la dent antagoniste, et de limiter la colonisation bactérienne potentiellement responsable de reprises carieuses ou de l'apparition de parodontopathies. Différents traitements de surface peuvent être ainsi appliqués à la zircone monolithique. Les plus couramment utilisés sont le polissage et le glaçage. **(55, 121)**

Les données d'un grand nombre d'études ont été rassemblées par ÖZKURT-KAYAHAN Z., dans une revue de littérature publiée en 2016 (55). Selon elle, la zircone monolithique polie présente un faible taux d'usure d'émail de la dent antagoniste, à la différence notamment de la zircone glacée et de celles recouvertes d'une couche de céramique feldspathique.

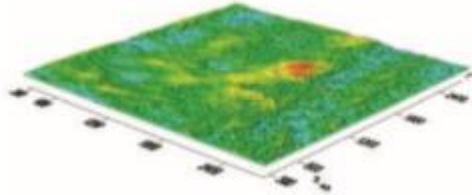


Figure 35: Surface brute d'usinage (122)

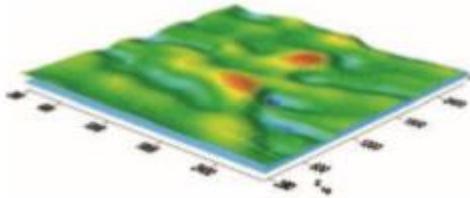


Figure 36: Surface après polissage mécanique fin (122)

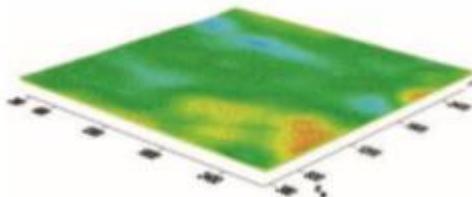


Figure 37: Surface après application d'une fine couche de glaçure ceraMotion®Zr (122)

Pour la zircone recouverte de glaçure, il semblerait que cette couche de 100 μm , contenant du verre et des cristaux de leucite, disparaisse au bout d'une certaine période (6 mois environ), laissant apparaître une surface rugueuse plus susceptible d'entraîner un phénomène d'abrasion. En effet, les cristaux vont agir comme un corps abrasif pour la dent antagoniste et dégradent la surface de zircone sous-jacente. (4,55,96)

Le recouvrement intégral de la surface externe de zircone par une couche de glaçure permet cependant une meilleure intégration esthétique par amélioration de la fluorescence. Les pigments fluorescents contenus dans les vitrocéramiques de glaçure imitent la dent naturelle, comme le montrent les Figures 38 et 39.



Figure 38: A gauche, couronne en zircon polie. A droite, couronne identique recouverte de glasure fluorescente ceraMotion®Zr. Photo prise à la lumière du jour. (122)

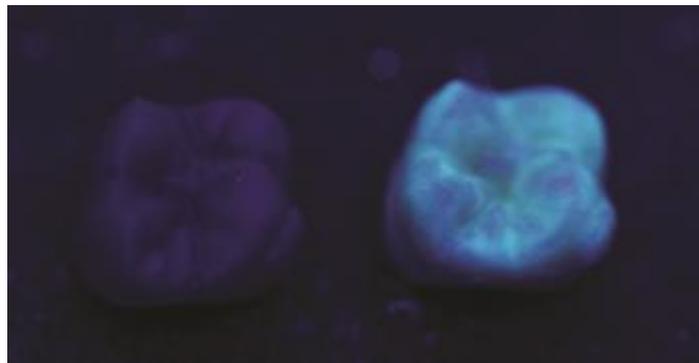


Figure 39: Lumière noire. A gauche, couronne zircon polie. A droite, couronne identique recouverte de glasure fluorescente ceraMotion®Zr (122)

C'est le prothésiste qui est chargé de la réalisation des étapes finales. De façon générale, il est préférable d'éviter toute retouche de la zircon au fauteuil pour ne pas engendrer de fragilisation de la structure. Si ce n'est pas possible, dans le cas par exemple d'une inadaptation occlusale, une surface lisse et homogène doit être impérativement recherchée. Pour cela, deux techniques successives sont indiquées : **(4,6,18,43,56)**

- Utilisation de fraises diamantées à faible granulométrie (grains fins ou extra-fins) montées sur turbine sous spray abondant d'eau pour éviter tout échauffement
- Passage d'une pâte à polir appliquée grâce à un cône ou une brosse douce montés sur contre-angle ou pièce à main. Ces pâtes contiennent des diamants (grains de 1 à 6 μm) et d'autres oxydes fins : du dioxyde de titane (TiO_2), de l'alumine (Al_2O_3), de l'oxyde de zinc (ZnO), du dioxyde de silicium (SiO_2).

2.3 Etapes finales

2.3.1 Scellement de la zircon

A partir du moment où le design de la préparation permet une rétention suffisante, il est possible de sceller la zircon avec un ciment de scellement conventionnel ou avec un ciment verre ionomère hybride. **(18, 91)**

Les ciments de scellement ont pour avantage d'avoir des protocoles d'utilisation plus simples que pour le collage. Ils présentent, en outre, une grande facilité d'élimination des excédents dans la région marginale, après le scellement. **(90)**

2.3.2 Collage de la zircone

2.3.2.1 Rappels

En Odontologie, le principe d'adhésion repose sur l'association d'une rétention micromécanique et d'une interaction physico-chimique entre les tissus dentaires et les biomatériaux de restauration. Le collage des restaurations en céramique à leurs substrats dentaires minéralisés correspond ainsi à une adhésion indirecte nécessitant des matériaux intermédiaires, à savoir les systèmes adhésifs et la résine de collage. **(82)** Il présente l'avantage de pouvoir optimiser l'intégration esthétique de la restauration. **(83)**

Les systèmes adhésifs comprennent : **(82)**

- un acide, pour mordancer le tissu minéralisé.
- un primaire, ou agent promoteur d'adhésion, permettant de lier la surface dentaire hydrophile et l'adhésif hydrophobe.
- un adhésif, capable d'imprégner la microgéographie de surface et de créer avec elle des liaisons physico-chimiques. Selon la classification de M. DEGRANGE, on en distingue deux grandes catégories : les systèmes Mordançage-Rinçage à deux ou trois étapes (MR2 et MR3), et les systèmes automordançants appliqués en une ou deux étapes (SAM1 et SAM2). **(82,97)**

La résine de collage comprend quant à elle : **(82)**

- une matrice organique résineuse.
- des charges minérales.
- un agent de couplage liant les deux phases (organique et inorganique). Il s'agit d'un silane. On distingue les colles sans potentiel adhésif propre, des colles avec potentiel adhésif propre et des colles auto-adhésives. **(82)**

Afin d'obtenir une force d'adhésion maximale, et donc une étanchéité marginale optimale de la restauration, le temps d'action, le mode d'application et l'état de surface dentaire (propre et sec) doivent être scrupuleusement respectés lors de l'utilisation des systèmes adhésifs. **(83)**

2.3.2.2 Le mordançage de la zircone

A la différence des vitrocéramiques, les céramiques polycristallines, dont la zircone fait partie, ne contiennent pas de phase vitreuse. Par conséquent, elles ne peuvent, en théorie, pas être mordancées par l'acide fluorhydrique et préparées par application d'un silane. Une adhérence ne pourra être obtenue que par des molécules spécifiques comme celles que l'on trouve au

sein de certains composites (le monomère MDP, pour le fabricant Panavia par exemple) ou certains primers (Monobond Plus® du fabricant Ivoclar Vivadent). **(86)**

Ces résultats semblent pourtant être contredits par plusieurs études **(49,87,88)**. Elles ont en effet montré l'apparition d'irrégularités de surface de la zircone par augmentation des espaces entre les grains, par l'application d'acide fluorhydrique à des concentrations plus importantes que celles utilisées généralement (4 à 10 %) et par augmentation de son temps de pose.

Group Code	Surface Treatment Method	Etching Time
APA	Airborne-particle abrasion	Not applicable
10F5 and 10F30	10% hydrofluoric acid etching	5 and 30 min, respectively
20F5 and 20F30	20% hydrofluoric acid etching	5 and 30 min, respectively
30F5 and 30F30	30% hydrofluoric acid etching	5 and 30 min, respectively

Tableau 4: : Les groupes étudiés et leurs différents traitements de surface (88)

Le tableau ci-dessus présente les concentrations (10, 20 et 30 %) et les temps d'application (5 et 30 minutes) d'acide fluorhydrique étudiés sur les échantillons de zircone dans une étude menée en 2015. **(88)** Les résultats sont visibles dans la *Figure 40*. Plus la concentration et le temps d'application d'acide fluorhydrique augmentent, plus les rugosités à la surface de la zircone sont importantes. A noter cependant que la technique d'air-abrasion montre de meilleurs résultats.

La technique d'air-abrasion consiste en la pulvérisation de particules d'alumine sous pression de taille comprise entre 50 et 250 µm. Ces particules sont parfois recouvertes de silice. Une étude menée par ÖZCAN et coll. **(99)** a étudié ce procédé. Bien qu'il permette une augmentation de la rugosité de la surface de la céramique, une baisse du module de Weibull et de la résistance à la flexion est enregistrée. Une transformation des grains tétraonaux en grains monocliniques est aussi à noter. Tous ces éléments tendent à montrer que l'air-abrasion diminue la fiabilité et la durabilité de la zircone. **(99,118)**

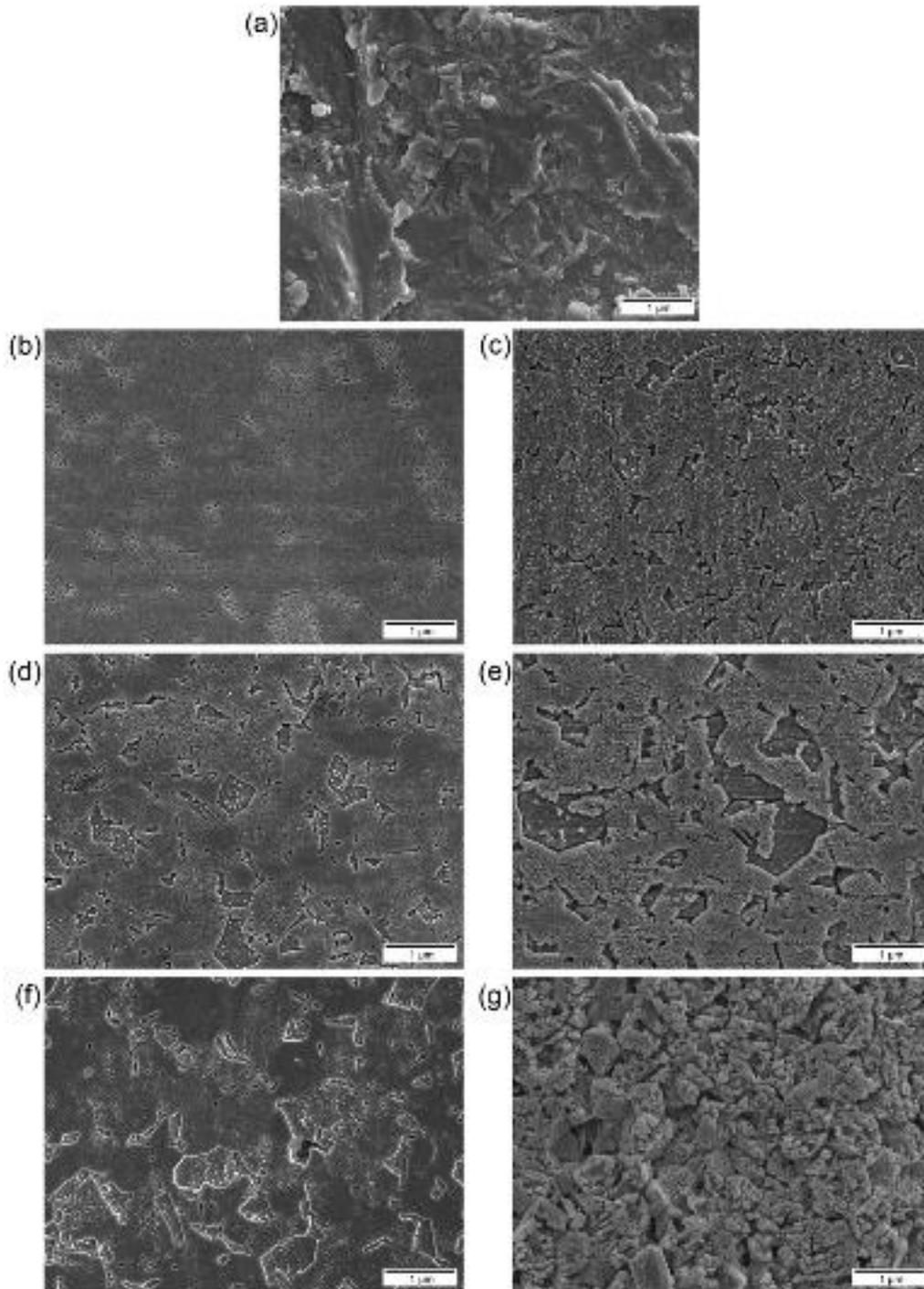


Figure 40: Etat de surface des échantillons de zircone étudiés au microscope électronique à balayage, après traitements de surface. Grossissement X20 000. (a) Air-abrasion ; (b) 10F5 ; (c) 10F30 ; (d) 20F5 ; (e) 20F30 ; (f) 30F5, (g) 30F30. Pour les schémas (b), (c), (d), (e), (f) et (g), le premier numéro correspond à la concentration en acide fluorhydrique (F) et le deuxième numéro fait référence à son temps d'application en minutes (88)

2.3.2.3 Collage

Plusieurs facteurs clés influençant la qualité de liaison entre la zircone et les composites de collages ont pu être identifiés. Ils sont les suivants : les préparations mécanique et chimique de la surface de zircone, le type de résine choisi, le substrat antagoniste sur lequel le collage est effectué et le vieillissement. (89)

Dernièrement, le collage de la zircone a été amélioré grâce au développement de différents pré-traitements mécaniques et chimiques qui permettent l'augmentation de la rugosité à la surface du matériau. (49,89,111) Ils sont rassemblés dans la Figure 41.

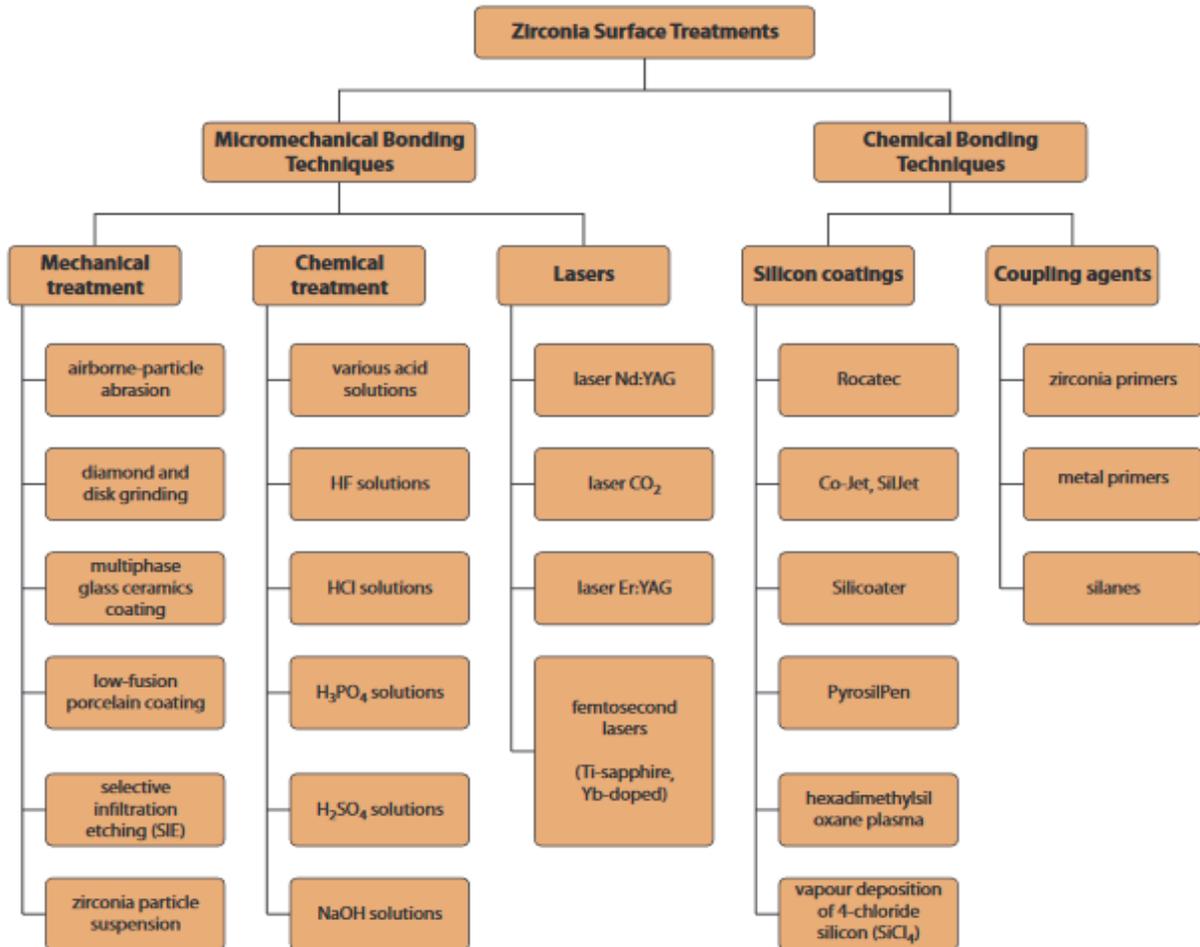


Figure 41: Les différents traitements de surface de la zircone avant son collage (49)

D'après une méta-analyse publiée en 2018 (89), il semblerait que le prétraitement mécanique de l'intrados de la reconstitution en zircone (par air-abrasion, traitement tribochimique ou revêtement par un couche de silice) combiné à l'utilisation de primers contenant du MDP (Methacryloyloxydecyl Dihydrogène Phosphate) permette une meilleure adhésion aux résines composites. Il est cependant nécessaire de préciser qu'à l'heure actuelle, aucun consensus n'a été trouvé dans la communauté scientifique sur un protocole de collage de la zircone, et qu'une poursuite des recherches doit être effectuée. (49)

2.3.3 Scellement provisoire de la zircone

A l'instar des autres reconstitutions de type céramo-céramique, le scellement provisoire de la zircone est à éviter. En effet, le moindre mouvement de la restauration pourrait engendrer des sollicitations occlusales néfastes à l'intégrité de la prothèse. **(18)**

2.3.4 Maintenance et suivi clinique

La maintenance doit s'intégrer au plan de traitement pour garantir le maintien des résultats à long-terme, en prévenant toute affection biologique qui pourrait les compromettre. Elle est réalisée de façon quotidienne par le patient, et au travers de visites de contrôle régulières chez le praticien. **(81)**

Les moyens de maintenance à disposition du patient doivent être actifs sur la désorganisation du biofilm dentaire. Un brossage deux à trois fois par jour au dentifrice fluoré est recommandé, avec une brosse à dents manuelle ou électrique aux poils souples. Le passage de fil dentaire ou de brossettes interdentaires de diamètre adapté est intéressant pour nettoyer les espaces proximaux. **(81)**

En ce qui concerne le suivi clinique, la fréquence des contrôles est évaluée au cas par cas par le praticien. De façon générale, on réalise une visite une à deux fois par an. Au cours de ces séances, un examen clinique rigoureux à la recherche de lésions carieuses ou parodontales devra être mené, avec si besoin, recours à des examens complémentaires. Un débridement ultra-sonore suivi par un polissage pourra être effectué. **(81)**

2.4 Zircone et prothèse sur implant

2.4.1 Piliers implantaires en zircone

Bien que le titane soit le matériau de référence en matière d'implantologie, le développement récent de la zircone doit être noté car il montre plusieurs avantages. **(86)**

Du fait de son importante biocompatibilité, la zircone permet l'obtention d'une muqueuse péri-implantaire stable, constituée de tissu conjonctif et d'épithélium et où est maintenu un faible taux de colonisation bactérienne. **(84,86)**

De plus, de bons résultats cliniques en terme de stabilité ont été montrés, aussi bien en secteur antérieur qu'en secteur postérieur, même si le titane est actuellement encore préféré pour les secteurs molaires. **(84,85)**

Grâce à sa couleur blanche, l'avantage esthétique de la zircone en secteur antérieur est indéniable en comparaison avec le titane, en particulier si on est en présence d'un biotype gingival fin avec une épaisseur de muqueuse péri-implantaire inférieure à 2mm. **(84,85,106)**

La possibilité de réaliser des piliers personnalisés en zircone ayant des profils d'émergence individualisés, grâce à l'apport de la CFAO, constitue une piste intéressante dans le développement des futures reconstitutions implanto-portées. **(84)**

2.4.2 Couronne monolithique implanto-portée en zircone

En prothèse implantaire, la zircone a d'abord été utilisée en tant que céramique d'armature. Cliniquement, on a retrouvé le même problème que sur dent naturelle, à savoir le délaminage (ou chipping) de la céramique cosmétique. Une prothèse « tout-zircone » a alors été envisagée. **(84,86)**

Ces reconstitutions peuvent être collées ou scellées, à des piliers en titane ou en zircone. Le *Tableau 5* résume les protocoles de traitement des surfaces prothétiques en fonction du type de reconstitution choisi. **(86)**

Moyen d'assemblage et type de prothèse (scellée/collée)	Traitement : pilier	Traitement : restauration	Adhésif	Ciment et colle
Couronne en zircone et pilier en titane (scellée)	Isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Air-abrasion (Al ₂ O ₃ , 50 µm, 1,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)		Ciment verre ionomère, ciment phosphate de zinc
Couronne en zircone et pilier en titane (collée)	Air-abrasion (Al ₂ O ₃ , 50 µm, 2,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Air-abrasion (Al ₂ O ₃ , 50 µm, 1,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)	Par exemple, Monobond Plus*	Résine composite (par exemple Multilink Implant, Panavia#)
Couronne en zircone et pilier en zircone (collée)	Air-abrasion (Al ₂ O ₃ , 50 µm, 1,5 bar), isopropanol 99% (bain d'ultrasons)		Par exemple, Monobond Plus*	Résine composite (par exemple Multilink Implant, Panavia#)
*Le Monobond Plus est un primer combinant un silane et de l'acide phosphorique pour le métal et la céramique, utilisé à la fois pour le dissilicate de lithium et les céramiques à base d'oxydes. Il permet d'activer les surfaces avant l'utilisation d'une colle.				
#Panavia est une colle contenant des phosphates monoesters (MDP). L'utilisation d'un adhésif n'est pas utile pour le titane et les céramiques à base d'oxydes.				

Tableau 5: Protocoles de préparation des surfaces prothétiques (86)

Bien que leur mise en œuvre doive respecter les principes de l'implantologie, les impératifs en matière de fabrication, des qualités de finitions et de polissage, de teinte et d'intégration esthétique, ne diffèrent pas des reconstitutions monolithiques dento-portées. **(84,86)**

3 Autres types de zircone

3.1 Les nanocomposites de type Ce-TZP/ Al_2O_3

Le Cérium peut être utilisé pour stabiliser la zircone sous sa forme tétragonale. L'alumine (Al_2O_3) est ajoutée afin d'augmenter la dureté, la résistance à la flexion et la stabilité hydrothermique du matériau. Cette structure consiste en une dispersion de particules d'alumine (Al_2O_3) de taille nanométrique dans des grains de Ce-TZP et de particules nanométriques de Ce-TZP dans des grains d'alumine. La composition la plus fréquemment retrouvée est la suivante : 10 mol% Ce-TZP/ 30 vol% Al_2O_3 . **(4,30,35,36)**

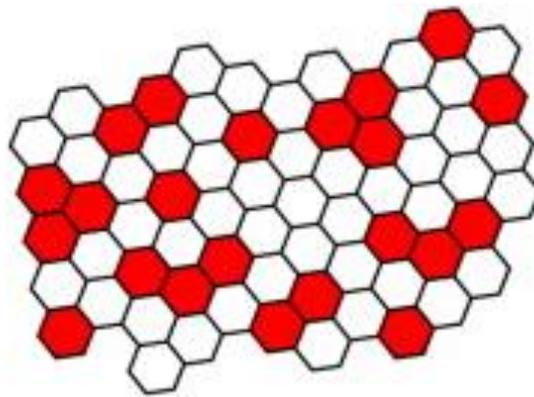


Figure 42: : Représentation schématique de la structure nano-nanocomposite (5)

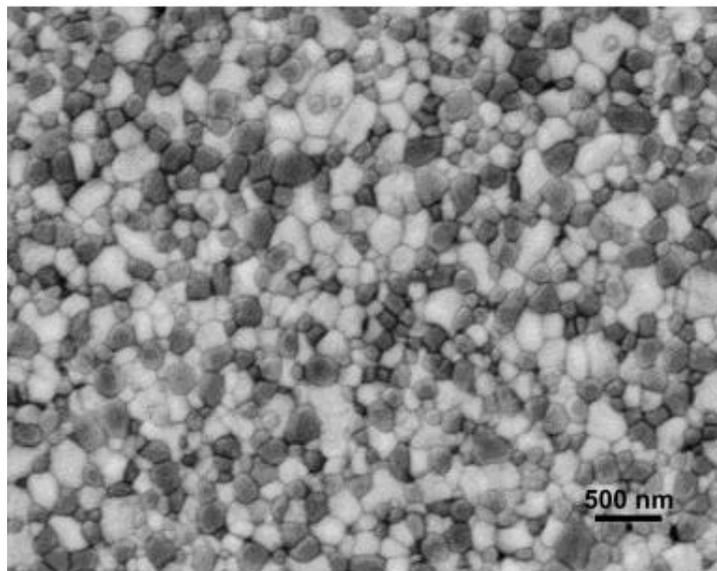


Figure 43: Structure nano-nanocomposite observée au microscope électronique à balayage. La phase grise correspond à l'alumine et la phase blanche à la zircone (3)

La Ce-TZP/ Al_2O_3 présente une bonne biocompatibilité **(30,34)** et semble résister au phénomène de LTD lié au vieillissement **(4,13,32,33,34,36)**.

Grâce à l'augmentation de ses propriétés mécaniques, il est possible d'utiliser ce matériau à des épaisseurs comprises entre 0,3 et 0,55 mm. **(4,30,32)**

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques du Ce-TZP/ Al_2O_3 en comparaison avec la 3Y-TZP.

	Ce-TZP/ Al_2O_3	3Y-TZP
Densité (g/cm^3)	5,29	6,05
Granulométrie	100 à 250 nm	0,2 μm
Module de Young (GPa)	269	200 à 220
Résistance à la flexion (MPa)	1400	900 à 1200
Ténacité ($\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$)	19	8 à 10
Dureté Vickers	1224	1200 à 1300

Tableau 6: Tableau comparatif des propriétés mécaniques du Ce-TZP/ Al_2O_3 et de la 3Y-TZP (4,32,34,54)

Sa faible capacité à transmettre la lumière n'autorise cependant pas son utilisation en tant que matériau « esthétique ». On le préférera comme pilier implantaire ou comme armature de reconstitution prothétique conjointe avec une couche de céramique esthétique sus-jacente. **(32,78)**



Figure 44 : Armatures de couronnes antérieures (11 et 21) en Ce-TZP/ Al_2O_3 (33)



Figure 45: Couronnes antérieures (11 et 21) constituée d'une armature en Ce-TZP/ Al_2O_3 et d'une couche de céramique esthétique sus-jacente (33)

3.2 La zircone partiellement stabilisée à l'oxyde de magnésium (Mg-PSZ)

Elle présente une microstructure constituée de précipités tétraonaux dans une matrice de zircone cubique stabilisée par adjonction de 8 à 10 mol% d'oxyde de magnésium. Elle a la particularité d'être frittée à des températures élevées, comprises entre 1680°C et 1800°C. S'en suit un refroidissement rapide à deux paliers. Le premier est réalisé à environ 1400°C pour permettre la nucléation et l'expansion des précipités tétraonaux au sein des grains cubiques. Le second palier est réalisé à 1100°C afin d'améliorer davantage les propriétés mécaniques. Le respect de ces étapes est fondamental car elles déterminent la taille des précipités tétraonaux, qui ne doivent pas dépasser 200 µm. En effet, au-dessus de cette valeur seuil, ils auront tendance à passer spontanément à la structure monoclinique, ce qui aura pour conséquence une diminution des propriétés mécaniques du matériau. Bien qu'elle ait été développée comme matériau constitutif de têtes fémorales dans le domaine orthopédique, la céramique Mg-PSZ n'a jamais été réellement une concurrente à l'Y-TZP en Odontologie. La température importante exercée lors du frittage ainsi que la difficulté à obtenir des poudres exemptes de dioxyde de silicium (SiO₂), rendent son processus de fabrication complexe et exigeant. Ceci explique son coût de production important et son abandon en faveur d'autres types de zircone. **(1,5,13,19,60,78,106,117)**

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques du Mg-PSZ en comparaison avec la 3Y-TZP.

	Mg-PSZ	3Y-TZP
Densité (g/cm ³)	5,5	6,05
Granulométrie (µm)	40 à 70	0,2
Module de Young (GPa)	200 à 210	200 à 220
Résistance à la flexion (MPa)	400 à 650	900 à 1200
Ténacité (MPa/m ^½)	8 à 11	8 à 10
Dureté Vickers	1200	1200 à 1300

Tableau 7: Tableau comparatif des propriétés mécaniques du Mg-PSZ et de la 3Y-TZP (2,19,54 60,106,110)

3.3 La zircone renforcée en alumine (ZTA)

La ZTA, ou *Zirconia-Toughened Alumina*, a été développée à partir de la seconde moitié des années 1970. Possédant des propriétés mécaniques intéressantes ainsi qu'une biocompatibilité *in vivo* démontrée, elle a été utilisée en orthopédie et est maintenant exploitée en Odontologie. **(39,61,62)**

Sa structure composite consiste en des particules de zircone tétraonales dispersées dans une matrice d'alumine, avec un rapport de 5 à 30% de zircone pour 70 à 95% d'alumine. En résulte une combinaison des qualités des deux matériaux constitutifs de la structure.

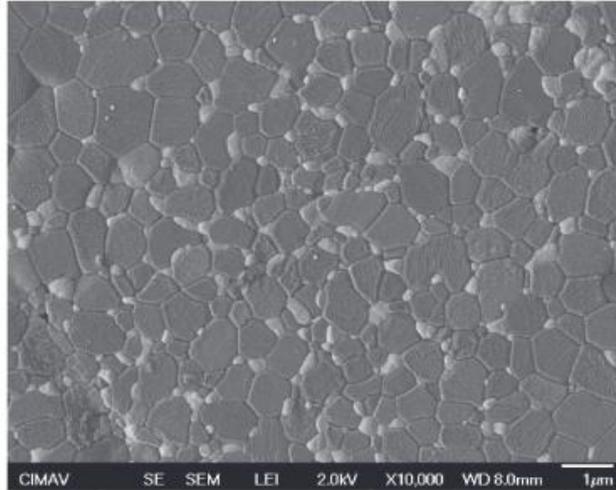


Figure 46: Structure composite Zirconia -Toughened Alumina (ZTA) observée au microscope électronique à balayage. La phase gris clair correspond à la zircone et la phase sombre à l'alumine (65)

La contrainte exercée par la matrice d'alumine sur les particules de zircone métastable les maintient dans leur phase tétragonale. Cependant, si la structure est soumise à une contrainte, en présence d'une fissure par exemple, les contraintes subies ont tendance à se déplacer vers les grains de zircone, engendrant une transformation de la phase tétragonale vers la phase monoclinique, accompagnée d'une augmentation volumique des grains, s'opposant à la propagation de la fissure. (62)

De plus, la ZTA semble plus résistante au phénomène de vieillissement de type LTD (Low Temperature Degradation) que la 3Y-TZP. Le fait que les grains de zircone soient dispersés dans la matrice d'alumine empêche la propagation de la transformation de phase $t \rightarrow m$ de proche en proche. Ceci confèrerait donc à cette structure une plus grande stabilité hydrothermale. (61)

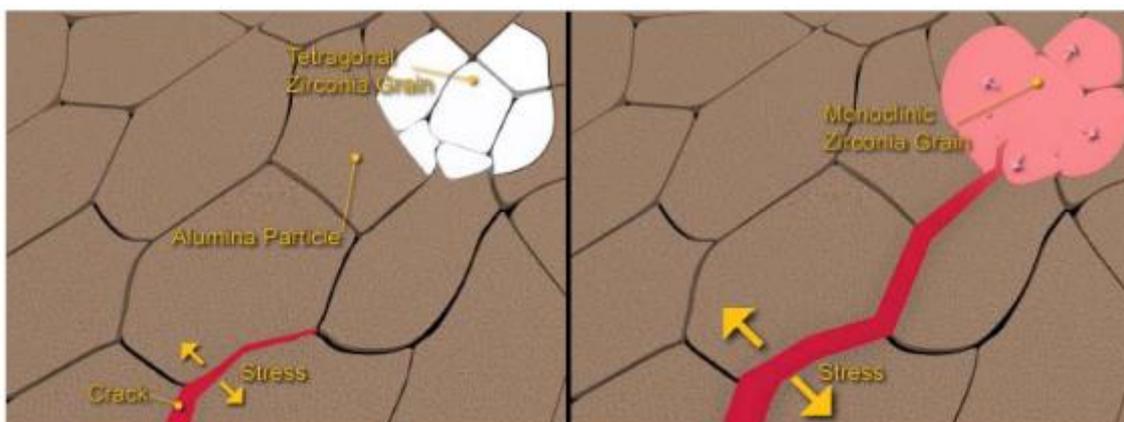


Figure 47: Exemple de transformation de phase et de propagation d'une fissure au sein d'une structure type ZTA (61)

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques de la ZTA en comparaison avec la 3Y-TZP et l'Al₂O₃.

	3Y-TZP	Al ₂ O ₃ (Alumine)	ZTA
Densité (g/cm ³)	6,05	3,95	4,13
Module de Young (GPa)	200 à 220	400	380
Résistance à la flexion (MPa)	900 à 1200	500	1400
Ténacité (MPa/m ^½)	8 à 10	3 à 4	7,2
Dureté Vickers	1200 à 1300	1900	1800

Tableau 8: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et du ZTA (2,19,54,62)

3.4 L'alumine renforcée en zircon (ATZ)

L'ATZ ou *Alumina-Toughened Zirconia*, comprend 20% d'alumine (Al₂O₃), dispersée dans une matrice constituée à 80% de zircon tétragonal polycristalline. Tout comme pour la ZTA, l'adjonction d'alumine au matériau permet une augmentation de la stabilité hydrothermique en jouant le rôle de barrière à la propagation de la transformation de phase dans la masse du matériau, ce qui ralentit la cinétique du vieillissement. **(37,64)**

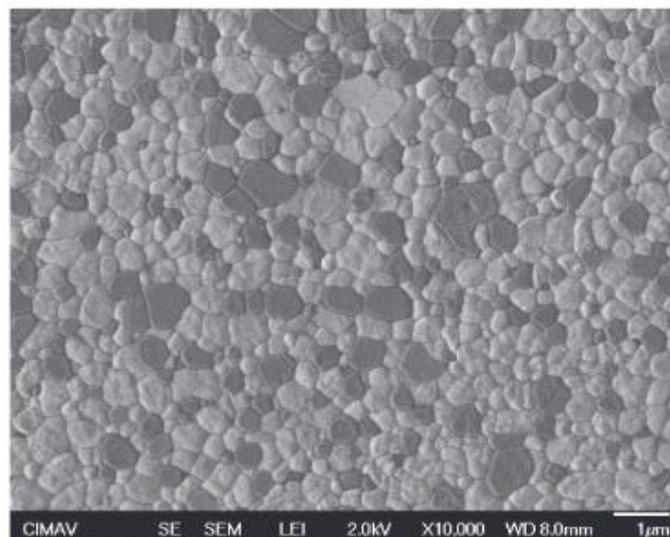


Figure 48: Structure composite Alumina-Toughened Zirconia (ATZ) observée au microscope électronique à balayage. La phase gris clair correspond à la zircon et la phase sombre à l'alumine (65)

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques de l'ATZ en comparaison avec la 3Y-TZP et l'Al₂O₃.

	3Y-TZP	Al ₂ O ₃ (Alumine)	ATZ
Densité (g/cm ³)	6,05	3,95	5,53
Résistance à la flexion (MPa)	900 à 1200	500	710
Ténacité (MPa·m ^{1/2})	8 à 10	3 à 4	8,5

Tableau 9: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et de l'ATZ (2,19,42)

En 2000, Kim et al. (42) ont étudié la résistance à la flexion du matériau et sa ténacité en fonction du pourcentage d'alumine ajouté. Une augmentation de ces deux propriétés est observée quand le pourcentage d'alumine augmente, jusqu'à un taux de 20%. Figure 49 Au-delà de cette valeur, une baisse de la résistance à la flexion et de la ténacité est enregistrée. Elle correspondrait donc à une quantité optimale d'alumine à ajouter.

Bien que l'alumine présente un indice de réfraction plus proche de l'émail que la zircone (Tableau 1), l'opacité de la structure pose problème quant à son utilisation pour des reconstitutions monolithiques. L'ATZ est, la plupart du temps, utilisée en tant qu'armature recouverte d'une couche de céramique cosmétique, ou encore comme matériau constitutif d'implant. (37,47,117)

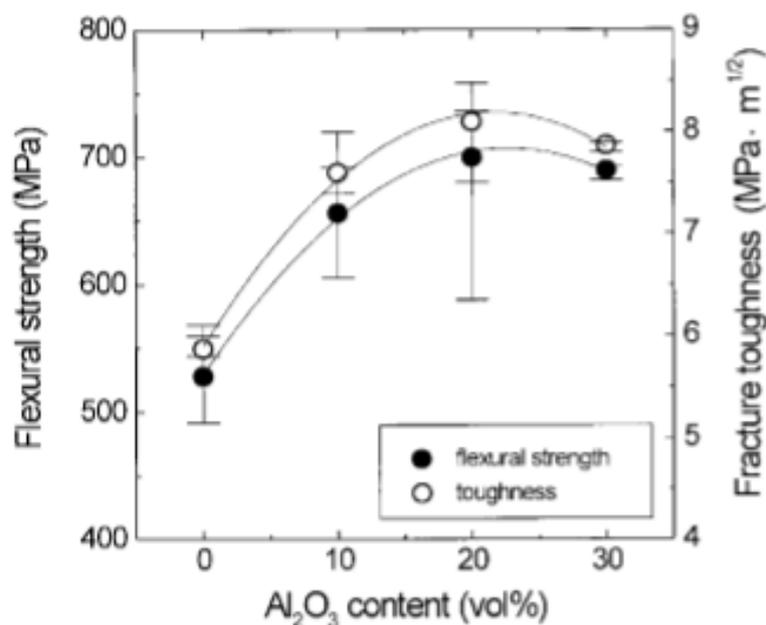


Figure 49: Etude de la résistance à la flexion et de la ténacité du matériau composite (Y,Nb)-TZP/Al₂O₃ en fonction du pourcentage d'alumine (42)

3.5 La ZTA infiltrée de verre (In-Ceram Zirconia)

Développée à la fin des années 1990 par VITA, elle correspond à l'adjonction de 33 wt% 12mol% de Ce-PSZ à la structure déjà existante de l'In-Ceram Alumina. Deux techniques de fabrication existent : la technique dite du « slip-casting » et l'usinage doux. Cette dernière permet l'obtention de meilleures propriétés mécaniques. Ce matériau présente par ailleurs une meilleure résistance au vieillissement en comparaison avec la Y-TZP. **(1,66)**

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques de la ZTA infiltrée de verre en comparaison avec la 3Y-TZP et l'Al₂O₃.

	3Y-TZP	Al ₂ O ₃ (Alumine)	ZTA infiltrée de verre
Module de Young (GPa)	200 à 220	400	242
Résistance à la flexion (MPa)	900 à 1200	500	620
Ténacité (MPa/m ^½)	8 à 10	3 à 4	4 à 6
Dureté Vickers	1200 à 1300	1900	1020

Tableau 10: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et de la ZTA infiltrée de verre (1,2,19,54,66,67)

Après mise en forme de la structure, un frittage initial est réalisé à environ 1100°C pour 1 à 2 heures. L'infiltration de verre à plus basse température dans la structure poreuse obtenue est alors possible, afin de créer une microstructure homogène sans défauts. Le verre étant cependant considéré comme étant mécaniquement un « point faible », sa quantité doit être réduite à un minimum. **(1,38,67,93)**

A l'instar de la ZTA et de l'ATZ, ce type de céramique est trop opaque pour être utilisé en reconstitution monolithique. Une couche de céramique cosmétique lui est donc adjointe. **(67)**

3.6 La zircone renforcée en silicate de lithium (ZLS)

Il s'agit d'une céramique vitreuse de métasilicate de lithium renforcée avec 10 wt% de ZrO₂. Elle combine les qualités esthétiques des céramiques vitreuses et les propriétés mécaniques de la zircone tout en étant conçue pour utilisation avec les systèmes de CFAO. Elle est indiquée pour reconstituer des dents antérieures et postérieures. **(1,53,54,59,82)**

En ce qui concerne la préparation, il est recommandé une réduction occlusale de 1,5 à 2 mm et une réduction axiale d'au moins 1 mm, en secteur antérieur et en secteur postérieur. **(69)**

Au cours du traitement thermique, atteignant une température maximale de 840°C, la phase vitreuse de la céramique prend une texture visqueuse, sans toutefois altérer la forme de la reconstitution, permettant ainsi de combler les défauts causés par le processus d'usinage. Après polissage, une surface optimale est obtenue avec une structure cristalline homogène et fine. **(1,53,59,69)**

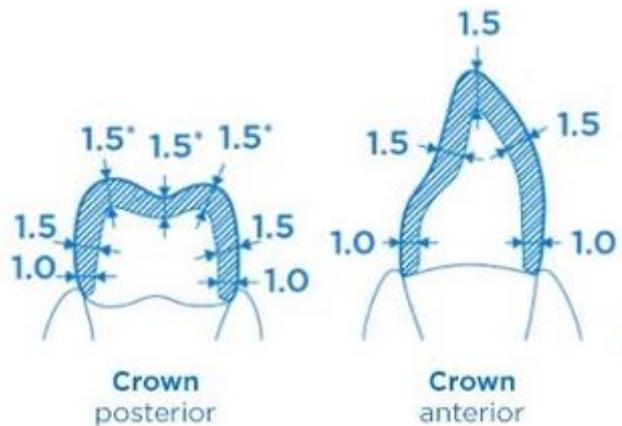


Figure 50: Epaisseurs de préparation nécessaires en vue de réaliser des reconstitutions antérieures et postérieures en ZLS (69)

La silice faisant partie des composants de la ZLS, il est possible de mordancer cette structure. Les techniques de collage sont d'ailleurs recommandées par les fabricants. **(53,68)**

Le tableau ci-dessous rassemble certaines valeurs des propriétés physiques et mécaniques de la ZLS en comparaison avec la 3Y-TZP.

	ZLS	3Y-TZP
Granulométrie (μm)	0,5 à 0,7	0,2
Résistance à la flexion (MPa)	370 à 420	900 à 1200
Ténacité ($\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$)	4,5	8 à 10
Dureté Vickers	713,8	1200 à 1300
Module de Weibull	8,9	10

Tableau 11: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la ZLS et de la 3Y-TZP (1,53,59,69,82)

La translucidité de la ZLS polie est similaire à celle des reconstitutions réalisées avec du dissilicate de lithium. **(68)**

Une intégration intéressante aux tissus adjacents est donc permise. Les deux cas présentés dans la Figure 51, avec un remplacement d'une 24 et d'une 16 avec des couronnes monolithiques l'indiquent.

Bien que la ZLS soit déjà utilisée dans les cabinets dentaires, des recherches sur sa stabilité à long terme doivent être menées. **(1)**



Figure 51: Deux exemples de reconstitution au ZLS (69)

3.7 La zircone stabilisée en phase cubique

En augmentant le taux d'yttrium, à parfois plus de 6 mol%, il est possible de stabiliser la zircone dans sa phase cubique. Cette structure, qui présente en réalité des grains tétraonaux majoritaires et des grains cubiques, présenterait plusieurs avantages. **(47,79,113)**

Tout d'abord, l'augmentation du taux de phase cubique permettrait d'augmenter la translucidité de la céramique. Une étude récente menée par INOKOSHI et al. a d'ailleurs révélé une corrélation significative entre ces deux paramètres. **(70) Figure 52**

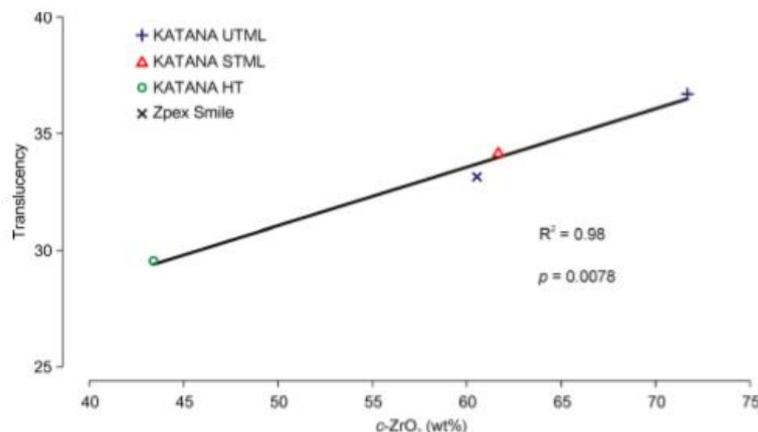


Figure 52: Corrélation entre le taux de Zircone cubique (c-ZrO₂) et la translucidité (70)

Ce phénomène serait lié au fait que la zircone cubique, contrairement à la zircone tétragonale, présente un caractère isotropique permettant d'accroître la transmission lumineuse. En effet, la phase tétragonale fait partie des milieux anisotropes, c'est-à-dire que son comportement optique varie en fonction des différents axes du cristal. Cette caractéristique engendre une division en deux des rayons lumineux pénétrants. Ce phénomène de double réfraction est appelé biréfringence. Il entraîne une diffusion plus importante de la lumière contribuant à limiter la translucidité du matériau. **(122,123)**

A l'inverse, le comportement optique de la phase cubique de la zircone est homogène dans toutes les directions du cristal. Elle est dite isotrope. En l'absence de phénomène de biréfringence, la translucidité de cette phase est supérieure à la phase tétragonale. **(122)**

Ces caractéristiques sont détaillées dans la *Figure 53*.

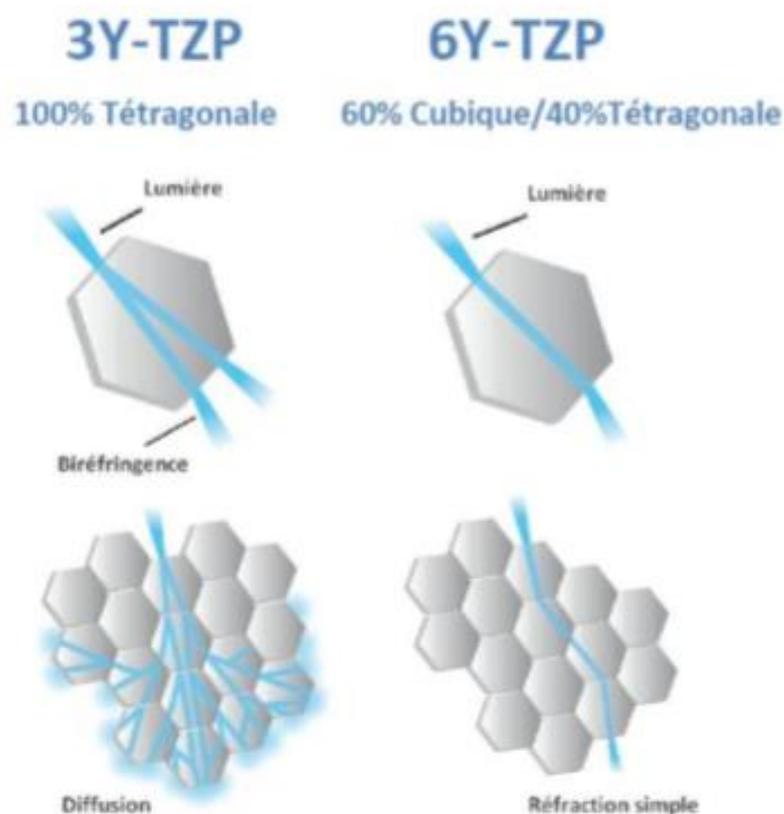


Figure 53: Comportements optiques des zircons 3Y-TZP et 6Y-TZP. (123)

En outre, l'indice de réfraction de la zircone cubique est compris entre 2,177 et 2,088, alors qu'il est de 2,2 pour la zircone tétragonale. **(47) (Tableau 1)**

La zircone stabilisée en phase cubique serait alors indiquée pour les reconstitutions en secteur antérieur. **(47,70,78)**



Figure 54: Reconstitutions antérieures réalisées avec la céramique KATANA™ Zirconia UTML (58)

Par ailleurs, les grains de zircone cubique ne sont pas concernés par la transformation de la phase tétragonale à la phase monoclinique. De cette stabilité hydrothermique, en résulterait une meilleure résistance au phénomène de *Low Temperature Degradation*. **(47,54,70)** Ces résultats ont été confirmés dans une étude récente menée par CAMPOSILVAN E. et Coll. **(79)**

L'absence de transformation de la phase tétragonale à la phase monoclinique induit logiquement une absence de phénomène de renforcement par transformation de phases, et donc d'une fragilité augmentée de résistance à la propagation des fissures. De façon générale, l'augmentation de phase cubique engendre une diminution de la résistance mécanique. **(79,123)**

Les valeurs des propriétés mécaniques varient en fonction du taux d'yttrium ajouté, et donc du pourcentage de phase cubique au sein du matériau, comme l'indique le *Tableau 12*.

Generation: Material	Manufacturer	Composition ^a	E, GPa	T, MPa·m ^{1/2}	S, GPa
Zirconia					
1					
Lava Frame	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.5
Prettau Zirconia	Zirconzhan	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.4
KaVo Everest ZH	KaVo Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.4
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Zenostar MO	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.3
2					
Lava Plus	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Cercon ht	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Bruxir Full-Strength	Glidewell	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Zpex	Tosoh	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Zenostar T	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Luxisse Dental	Heany	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Katana HT/ML	Kuraray Noritake	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
inCoris TZI	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
3					
Zpex 4	Tosoh	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.8–1.0
IPS e.max ZirCAD MT	Ivoclar Vivadent	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.8–0.9
Zenostar MT	Wieland Dental	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.6–0.8
Katana ST/STML	Kuraray Noritake	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.6–0.8
Lava Esthetic	3M ESPE	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.7–0.9
Cercon xt	Dentsply Sirona	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.7–0.8
DD cube X ²	Dental Direkt Materials	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.5–0.8
BruxZir Anterior	Glidewell	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.6–0.7
Prettau Zirconia	Zirconzhan	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.6–0.7
Katana UT/UTML	Kuraray Noritake	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.5–0.6
Zpex Smile	Tosoh	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.4–0.5
Luxisse +	Heany	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.4–0.5

Tableau 12: Composition et propriétés mécaniques de différentes zircons du commerce. (54)

Les données du *Tableau 12* ont été rassemblées par ZHANG et LAWN dans une revue publiée en 2017 (54). Elles proviennent d'études scientifiques et d'informations des fabricants. On remarque que plus le taux d'yttrium augmente, plus le pourcentage de phase cubique au sein du matériau est important.

Il semble que la ténacité des zircons de type 4Y-PSZ se situent entre 2,5 et 3,5 MPa/m^{1/2}. Celle des zircons de type 5Y-PSZ sont comprises entre 2,2 et 2,7 MPa/m^{1/2}. Pour rappel, la ténacité est le reflet du comportement d'un matériau face à la rupture en présence d'une entaille. Ces résultats semblent donc être cohérents avec l'impossibilité de la phase cubique à se renforcer en présence d'une fissure. (54)

La valeur de la résistance à la flexion varie entre 600 et 1000 MPa pour les zircons de type 4Y-PSZ alors qu'elle se situe entre 400 et 900 MPa pour les zircons de type 5Y-PSZ. (54)

Il est cependant intéressant de noter que la valeur du Module de Young est comprise entre 200 et 210 GPa, pour les zircons 3Y-TZP, 4Y-PSZ et pour les 5Y-PSZ. Cette propriété mécanique ne semble donc pas varier en fonction du pourcentage de phase cubique. (54)

Malgré une diminution des propriétés mécaniques, ces dernières restent tout de même supérieures à d'autres types de matériaux utilisés en prothèse fixée, comme le dissilicate de lithium. Le graphique ci-dessous permet de comparer les valeurs de résistance à la flexion.

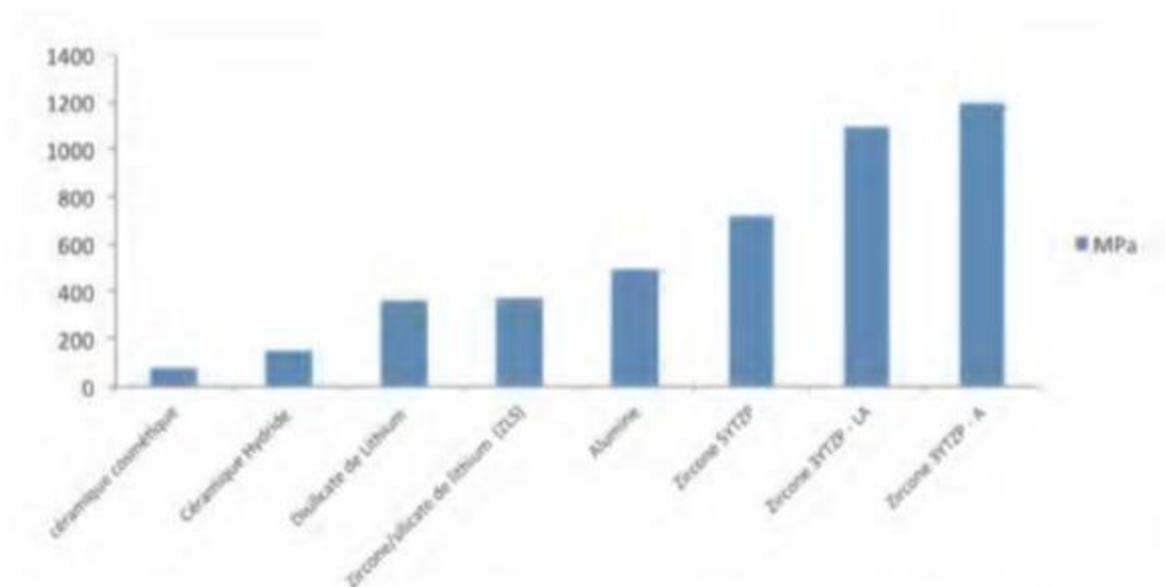


Figure 55: Résistance mécanique en flexion de différents matériaux pour infrastructure tout céramique (122)

On peut donc dire que les zircons cubiques semblent constituer un compromis intéressant entre des propriétés mécaniques intéressantes car supérieures aux autres types de céramiques, et une translucidité suffisante pour être intégrées à des reconstitutions dans les secteurs antérieurs.

Le bilan des premières études menées sur la zircone stabilisée en phase cubique est, de façon générale, prometteur. La diminution de sa résistance mécanique induit cependant une potentielle diminution de sa résistance au vieillissement. Une poursuite des recherches est donc nécessaire afin de mieux comprendre son intégration aux structures dentaires et de son comportement à long terme au sein de la cavité buccale. **(79,122)**

CONCLUSION

Le sujet de cette thèse s'inscrit dans une démarche de compréhension d'un matériau dont l'intégration est récente au sein de l'arsenal thérapeutique dont disposent les chirurgiens-dentistes en prothèse fixée. En cela, elle se situe parfaitement dans l'actualité scientifique et thérapeutique. On peut considérer la zircone comme étant une véritable actrice de « l'ère du tout céramique ».

La zircone utilisée en Odontologie regroupe en réalité une multitude de matériaux aux microstructures et propriétés différentes, permettant de diversifier ses indications. Ses qualités mécaniques indéniables sont liées à sa capacité de renforcer sa structure en présence de défauts, comme des fissures. En ajoutant à cela une excellente biocompatibilité, il est maintenant possible de l'utiliser dans le cadre de l'implantologie.

Si la zircone possède des propriétés mécaniques différentes des autres types de céramiques utilisées en prothèse fixée, les étapes de réalisation de couronnes monolithiques en zircone n'en diffèrent pas fondamentalement. Ses bonnes propriétés mécaniques permettent même d'effectuer des préparations plus économes en tissu dentaire.

Les limites esthétiques entraînées par son opacité, liée à son appartenance aux céramiques polycristallines, sont désormais palliées grâce au développement de structures avec des teintes comportant des dégradés de couleurs, ou plus récemment de la zircone stabilisée en phase cubique.

Le manque de recul clinique à long terme et les interrogations posées par le phénomène de dégradation par transformation de phases (ou Low Temperature Degradation) nous oblige cependant à continuer d'étudier son intégration au long cours au sein de la cavité buccale. Ceci nous rappelle également que tout nouveau matériau nécessite d'être évalué et ré-évalué, et que maintenir un sens critique est essentiel tout au long de la pratique dentaire.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- 1- **ABD EL-GHANY OS., SHERIEF AH.**
Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects : Review.
Future Dent. 2016;2:55-64.

- 2- **MAHIAT Y.**
La zircone : cette méconnue.
Stratégie Prothétique 2006;6(1):55-65.

- 3- **SOCIETE CHIMIQUE DE FRANCE**
Zirconium
<http://www.societechimiquedefrance.fr/zirconium.html>

- 4- **MIYAZAKI T., NAKAMURA T. MATSUMURA H., et Coll.**
Current status of zirconia restoration.
J Prosthodont Res. 2013;57(4):236-261.

- 5- **CHEVALIER J., GREMILLARD L.**
Ceramics for medical applications : A picture for the next 20 years.
J Eur Ceramic Soc. 2009;29(2):1245-1255.

- 6- **PROBSTER K., REISS B., WIEDHAHN K., et Coll.**
La Zircone : Matériau d'avenir.
Stratégie Prothétique 2013;13(1):63-68.

- 7- **VAGKOPOULOU T., KOUTAYAS S., KOIDIS P., et Coll.**
Zirconia in dentistry : Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic.
Eur J Esthet Dent. 2009;4(2)130-51.

- 8- **PICONI C., MACCAURO G.**
Zirconia as a ceramic biomaterial.
Biomaterials 1999;20(1):1-25.

- 9- **MANICONE PF., ROSSI IOMMETTI P., RAFFAELLI L.**
An overview of zirconia ceramics : Basic properties and clinical applications.
J Dent. 2007;35(11):819-826.

10- LI JF., WATANABE R.

Phase transformation in Y_2O_3 -partially-stabilized ZrO_2 polycrystals of various grain sizes during low-temperature aging in water.

J Am Ceramic Soc. 1998;81:2687-2691.

11- MALKONDU O., TINASTEPE N., KAZAZOGLU E.

Influence of type of cement on the color and translucency of monolithic zirconia.

J Prosthet Dent. 2016;116(6):902-908.

12- GUILARDI LF., PEREIRA GKR., GUNDEL A., et Coll.

Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic.

J Mech Behav Biomed Mater. 2017;65:849-856.

13- DENRY I., ROBERT KELLY J.

State of the art of zirconia for dental applications.

Dent Mater. 2008;24(3):299-307.

14- ICHIKAWA Y., AKAGAWA Y., NIKAI H., et Coll.

Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo.

J Prosthet Dent. 1992;68(2):322-6.

15- MARGOSSIAN P., LABORDE G.

Restaurations céramocéramiques.

Encycl Med Chir. (Paris), Odontologie, 23-272-C-15,2007, Médecine buccale, 28-648-C-10,2008.

16- ZHANG F., INOKOSHI M., BATUK M., et Coll.

Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations.

Dent Mater. 2016;32(12):e327-e337.

17- PECHO OE., GHINEA R., IONESCU AM., et Coll.

Optical behavior of dental zirconia and dentin analyzed by Kubelka-Munk theory.

Dent Mater. 2015;31(1):60-7.

18- COMIDENT

La zircone : Questions et Réponses.

Paris : Guide Comident, 2010.

19- CERAMARET SWITZERLAND

Tableau propriétés physiques de matériaux.

http://www.ceramaret.ch/docs/defaultsource/mati%c3%a8res/201610_materials_characteristics.pdf?sfvrsn=6

20- MILLET P., WEISS P.

Support de cours PDF : Propriétés physiques des matériaux dentaires.

Paris : Société francophone de biomatériaux dentaires, 2009/2010.

21- RIMONDINI L., CERRONI L., CARRASSI A., et Coll.

Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces : An in-vitro and in-vivo study.

Int J Oral Maxillofac Implants 2002;17(6):793-798.

22- SCARANO A., PIATTELLI M., CAPUTI S., et Coll.

Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks : An in-vivo human study.

J Periodontol. 2004;75:292-296.

23- THOMAS A., SRIDHAR S., AGHYARIAN S., et Coll.

Corrosion behavior of zirconia in acidulated phosphate fluoride.

J Appl Oral Sci. 2016;24(1):52-60.

24- YU ZHANG.

Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent.

Dent Mater. 2014;30(10):1195-1203.

25- SWAB JJ.

Low temperature degradation of Y-TZP materials.

J Mater Sci 1991;26:6706-6714.

26- PEREIRA GKR., VENTURINI AB., SILVESTRI T., et Coll.

Low-Temperature degradation of Y-TZP ceramics : a systematic review and meta-analysis.

J Mech Behav Biomed Mater 2016;55:151-163.

27- KIM HK., KIM SH., LEE JB., et Coll.

Effect of the amount of thickness reduction on color and translucency of dental monolithic zirconia ceramics.

J Adv Prosthodont. 2016;8(1):37-42.

28- ZHANG F., VANMEENSEL K., BATUK M., et Coll.

Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation.

Acta Biomater. 2015;16:215-222.

29- CHURCH TD., JESSUP JP., GUILLORY VL., et Coll.

Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials.

Gen Dent. 2017;65(1):48-52.

30- SHIRAIISHI T., WATANABE I.

Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications

Dent Mater. 2016;32(5):660-7.

31- VICHI A., LOUCA C., CORCIOLANI G., et Coll.

Color related to ceramic and zirconia restorations : a review.

Dent Mater. 2011;27(1):97-108.

32- HAGIWARA Y., NAKAJIMA K.

Use of ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for fabricating the frameworks of removable dental prostheses : A clinical report.

J Prosthet Dent. 2016;116(2):166-71.

33- TANAKA S., TAKABA M., ISHIURA Y., et Coll.

A 3-year follow-up of ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite (Ce-TZP/A) frameworks for fixed dental prostheses.

J Prosthodont Res. 2015;59(1):55-61.

34- BENZAID R., CHEVALIER J., SAADAOU M., et Coll.

Fracture toughness, strength and slow crack growth in a ceria stabilized zirconia-alumina nanocomposite for medical applications.

Biomaterials 2008;29(27):3636-41.

- 35- TERUI Y., SATO K., GOTO D., et Coll.**
Compatibility of Ce-TZP/ Al₂O₃ nanocomposite frameworks and veneering porcelains.
Dent Mater J. 2013;32(5):839-846.
- 36- GUNGOR MB., YILMAZ H., AYDIN C., et Coll.**
Biaxial flexural strength and phase transformation of Ce-TZP/ Al₂O₃ and Y-TZP core materials after thermocycling and mechanical loading.
J Adv Prosthodont. 2014;6(3):224-32.
- 37- ZHAO YQ., JIANG L., ZHANG JC., et Coll.**
Shear bond strengths between alumina-toughened zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to aging.
Asian Pac J Trop Med. 2012;5(5):402-405.
- 38- ZHANG J., LIAO Y., LI W., et Coll.**
Microstructure and mechanical properties of glass-infiltrated Al₂O₃/ZrO₂ nanocomposites.
J Mater Sci Mater Med. 2012;23(2):239-244.
- 39- MACCAURO G., CITTADINI A., MAGNANI G., et Coll.**
In vivo characterization of zirconia toughened alumina material : a comparative animal study.
Int J Immunopathol Pharmacol. 2010;23(3):841-846.
- 40- SCHIERANO G., MUSSANO F., FAGA MG., et Coll.**
An alumina toughened zirconia composite for dental implant application : *In vivo* animal results.
BioMed Res Int. 2015;2015:157360.
- 41- THOMPSON I., RAWLINGS R.D.**
Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment.
[Biomaterials](#) 1990;11(7):505-8.
- 42- KIM DJ., LEE MH., LEE DY., HAN JS.**
Mechanical properties, phase stability, and biocompatibility of (Y,Nb)-TZP/ Al₂O₃ composite abutments for dental implant.
J Biomed Mater Res. 2000;53(4):438-43.

43- PEREIRA GKR., FRAGA S., MONTAGNER AF., et Coll.

The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics : A systematic review and meta-analyses.

J Mech Behav Biomed Mater. 2016;63:417-442.

44- STAWARCZYK B., ÖZCAN M., SCHMUTZ F., et Coll.

Two body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists.

Acta Odontol Scand. 2013;71(1):102-112.

45- BURGESS JO., JANYAVULA S., LAWSON NC., et Coll.

Enamel wear opposing polished and aged zirconia.

Oper Dent. 2014;39(2):189-194.

46- DEVILLE S., CHEVALIER J., GREMILLARD L.

Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia.

Biomaterials 2006;27(10):2186-2192.

47- SHAHMIRI R., STANDARD OC., HART JN., SORRELL CC.

Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations : A systematic review.

J Prosthet Dent. 2018;119(1):36-46.

48- TABATABAIIAN F.

Color in zirconia-based restorations and related factors : A literature review.

J Prosthodont 2018;27(2):201-211.

49- TZANAKAKIS EGC., TZOUTZAS IG., KOIDIS PT.

Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations ? A systematic review.

J Prosthet Dent. 2016;115:9-19.

50- WINKELMEYER C., WOLFART S., MAROTTI J.

Analysis of tooth preparations for zirconia-based crowns and fixed dental prostheses using stereolithography data sets.

J Prosthet Dent. 2016;116(5):783-789.

51- SCHATZ C., STRICKSTROCK M., ROOS M., et Coll.

Influence of specimen preparation and test methods on the flexural results of monolithic zirconia materials.

Materials (Basel) 2016;9(3):180.

52- GUNGE H., OGINO Y., KIHARA M., et Coll.

Retrospective clinical evaluation of posterior monolithic zirconia restorations after 1 to 3.5 years of clinical service.

J Oral Sci 2018;60(1):154-158.

53- TRAINI T., SINJARI B., PASCETTA R., et Coll.

The zirconia-reinforced lithium silicate ceramic : lights and shadows of a new material.

Dent Mater J. 2016;35(5):748-755.

54- ZHANG Y., LAWN BR.

Novel zirconia materials in dentistry.

J Dent Res. 2018;97(2):140-14.

55- ÖZKURT-KAYAHAN Z.

Monolithic zirconia : A review of the literature.

Biomed Res 2016;27(4):1427-1436.

56- MALKONDU Ö., TINASTEPE N., AKAN E., KAZAZOGLU E.

An overview of monolithic zirconia in dentistry

Biotechnol Biotechnol Equipment. 2016;36(4):644-652.

57- UEDA K., ; GÜTH JF., ERDELT K., et Coll.

Light transmittance by a multi-coloured zirconia material.

Dent Mater J. 2015;34(3):310-314.

58- KURARAY NORITAKE KATANA™

Katana™ zirconia multi-layered series : la série multicouche de la gamme.

<https://www.sodimed.com/images/pdf/Katana%20Brochure%20ML%20UTML%20STML%20LR.pdf>

59- VITA ZAHNFABRIK

Vita Suprinity® Mode d'emploi.

<http://dentallgroup.com/images/suprinity.pdf>

60- SHEN JZ., KOSMAČ T.

Advanced ceramics for dentistry.
Oxford : Butterworth-Heinemann, 2014.

61- KURTZ SM., KOCAGÖZ S., ARNHOLT C., et Coll.

Advances in zirconia toughened alumina biomaterials for total joint replacement.
J Mech Behav Biomed Mater. 2014;31:107-116.

62- MACCAURO G., BIANCHINO G., SANGIORGI S., et Coll.

Development of a new zirconia-toughened alumina : promising mechanical properties and absence of *in-vitro* carcinogenicity.
Int J Immunopathol Pharmacol. 2009;22(3):773-779.

63- MACCAURO G., CITTADINI A., MAGNANI G., et Coll.

In-vivo characterization of zirconia toughened alumina material : a comparative animal study
Int J Immunopathol Pharmacol. 2010;23(3):841-846.

64- CHEVALIER J.

What future for zirconia as a biomaterial ?
Biomaterials 2006;27(4):535-543.

65- NEVAREZ-RASCON A., GONZALEZ-LOPEZ S., ; ACOSTA-TORRES LS., et Coll.

Synthesis, biocompatibility and mechanical properties of ZrO₂-Al₂O₃ ceramics composites.
Dent Mater J. 2016;35(3):392-398.

66- GUAZZATO M., ALBAKRY M., VINCENT SWAIN M., IRONSIDE J.

Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia.
Int J Prosthodont. 2002;15(4):339-346.

67- SAD CHAAR M., PASSIA N., KERN M.

Ten-year clinical outcome of three-unit posterior FDPs made from a glass-infiltrated zirconia reinforced alumina ceramic (In-Ceram Zirconia).
J Dent. 2015;43(5):512-517.

68- SCHWINDLING FS., RUES S., SCHMITTER M.

Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns.
J Prosthodont Res. 2017;61:344-349.

69- DENTSPLY-SIRONA

Celtra® Duo, Zirconia-Reinforced Lithium Silicate (ZLS)

https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Duo/Celtra%20Duo%20brochure_EN.pdf

70- INOKOSHI M., SHIMIZU H., NOZAKI K., et Coll.

Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. Dent Mater. 2018;34(3):508-518.

71- INOKOSHI M., ZHANG F., DE MUNCK J., et Coll.

Influence of sintering conditions on low-temperature degradation of dental zirconia. Dent Mater. 2014;30(6):669-678.

72- SANON C.

Lumière sur la zircone 3Y-TZP utilisée en implantologie orale : Etude de la relation entre la microstructure et la durabilité.

Thèse : Doctorat en Sciences des matériaux, Ecole doctorale des Matériaux de Lyon, 2014.

73- MARSLEN L.

Comment colorer ces « full zircone » ?

Prothèse Dent Fr Actual. 2014;6:29-31.

74- GREMILLARD L.

Relations microstructure-durabilité dans une zircone biomédicale.

Thèse : Doctorat en Sciences des matériaux, Ecole doctorale des Matériaux de Lyon, 2002.

75- DAVARPANAH M., SZMUKLER-MONCLER S. et coll.

Manuel d'implantologie clinique : Concepts, intégration des protocoles et esquisse de nouveaux paradigmes. 3^{ème} édition. Collection JPIO.

Rueil-Malmaison, CdP, 2012.

76- DEPFRICH R., ZIPPRICH H., OMMERBORN M., et coll.

Osseointegration of zirconia implants compared with titanium : an *in vivo* study.

Head Face Med. 2008;4:30.

77- DEPFRICH R., OMMERBORN M., ZIPPRICH H., et coll.

Behavior of osteoblastic cells cultured on titanium and structured zirconia surfaces.
Head Face Med. 2008;4:29.

78- CHEVALIER J., GREMILLARD L.

Comprehensive Biomaterials II. Volume 1 : Metallic, ceramic and polymeric biomaterials.
Ceramics-Inert Ceramics 1.6 Zirconia as a biomaterial.
Amsterdam, Elsevier, 2017.

79- CAMPOSILVAN E., LEONE R., GREMILLARD L., et coll.

Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications.
Dent Mater 2018;34(6):879-890.

80- BALDISSARA P., WANDSCHER VF., ESTIVALETE MARCHIONATTI AM., et coll.

Translucency of IPS e.max and cubic zirconia monolithic crowns.
J Prosthet Dent. 2018;120(2):269-275.

81- WALTER B., BARTHET P., DE MARCH P. et Coll.

Prothèse fixée Approche clinique. Collection JPIO.
Rueil-Malmaison, CdP, 2016.

82- ETIENNE O., ANCKENMANN L. et Coll.

Restaurations esthétiques en céramique collée. Collection JPIO.
Rueil-Malmaison, CdP, 2016.

83- LUSSI A., SCHAFFNER M. et Coll.

Evolutions en odontologie restauratrice.
Paris, Quintessence International, 2013.

84- TAVITIAN P. et Coll.

Prothèses supra-implantaires : données et conceptions actuelles. Collection JPIO.
Rueil-Malmaison, CdP, 2017.

85- MULLER-BOLLA M. et CEOP

Fiches pratiques d'odontologie pédiatrique. Collection guide clinique.
Rueil-Malmaison, CdP, 2014.

86- WOLFART S. et Coll.

La prothèse en implantologie, le patient au centre du traitement
Paris, Quintessence Publishing, 2016.

87- SRIAMPORN T., THAMRONGANANSKUL N., BUSABOK C., et Coll.

Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid.
Dent Mater J. 2014;33(1):79-85.

88- LEE MH., SON JS., KIM KH., KWON TY.

Improved resin-zirconia bonding by room temperature hydrofluoric acid etching
Materials 2015;8:850-866.

89- THAMMAJARUK P., INOKOSHI M., CHONG S., GUAZZATO M.

Bonding of composite cements to zirconia : a systematic review and meta-analysis of in vitro studies.
J Mech Behav Biomed Mater. 2018;80:258-268.

90- SÖDERHOLM K-J M., MONDRAGON E., GARCEA I.

Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir copings : an *in vitro* study.
BMC Oral Health 2003;3 :1-11.

91- OBRADOVIĆ-DJURIČIĆ K., MEDIĆ V., DODIĆ S., et Coll.

Dilemmas in zirconia bonding: a review.
Srp Arh Celok Lek. 2013;141(5-6):395-401.

92- DEJOU J.

Support de cours PDF : Les céramiques.
Paris : Société francophone de biomatériaux dentaires, 2009/2010.

93- POUJADE JM., ZERBIB C., SERRE D.

Céramiques dentaires.
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 2003.

94- BURDAIRON G.

Abrégé de biomatériaux dentaires. Collection des abrégés d'odontologie et de stomatologie.
Issy-les-Moulineaux, Masson, 1990.

95- BEHIN P., DUPAS PH.

Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée. Collection guide clinique.
Rueil-Malmaison, CdP, 1997.

96- DAAS M., DADA K., TOUSSAINT L., et Coll.

Réhabilitation implantaire complète en zircone : les facteurs clés.
Stratégie Prothétique 2018;18(2):97-109.

97- DEGRANGE M.

Evolution et efficacité des nouveaux systèmes adhésifs amélo-dentaires.
Clinic 2003;24(8):517-518.

98- LANG NP., SIEGRIST GULDENER BE.

Couronnes et bridges : plan de traitement synoptique. Collection atlas de médecine dentaire.
Paris, Médecine-Sciences Flammarion, 1996.

99- ÖZCAN M., MELO RM., SOUZA ROA., et Coll.

Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading.
J Mech Behav Biomed Mater. 2013;20:19-28.

100- DELLA BONA A., PECHO O., ALESSANDRETTI R.

Zirconia as a dental biomaterial.
Materials 2015;8(8):4978-4991.

101- YIN L., NAKANISHI Y., ALAO AR., et Coll.

A review of engineered zirconia surfaces in biomedical applications.
Procedia CIRP 2017;65:284-290.

102- ABDUO J., LYONS K., SWAIN M.

Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review.
J Oral Rehabil. 2010;37(11): 866–876.

103- PIERALLI S., KOHAL RJ., JUNG RE., et Coll.

Clinical outcomes of zirconia dental implants: a systematic review.
J Dent Res 2017;96(1):38 –46.

104-BOITELLE P., MAWUSSI B., TAPIE L., FROMENTIN O.

A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations.
J Oral Rehabil 2014;41(11):853-874.

105-BAVBEEK AB., ÖZCAN M., ESKITASCIOGLU G.

Radioactive potential of zirconium-dioxide used for dental applications.
J Appl Biomater Funct Mater 2014;12(1):35-40.

106-GAUTAM C., JOYNER J., GAUTAM A., et Coll.

Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications.
Dalton Trans. 2016;45(48):19194-19215.

107-NAKAMURA K., ANKYUB S., NILSSON F., et Coll.

Critical considerations on load-to-failure test for monolithic zirconia molar crowns.
J Mech Behav Biomed Mater. 2018;87:180–189.

108-MADFA AA., AL-SANABANI FA., AL-QUDAMI NH., et Coll.

Use of zirconia in dentistry: an overview.
Open Biomater J. 2014;5:1-9.

109-LUDOVICHETTI FS., TRINDADE FZ., WERNER A., et Coll.

Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials.
J Prosthet Dent. 2018;120(2):318.e1-318.

110-LE COADOU C.

Caractérisation de films de zircone yttrée et développement d'un procédé de brasage avec du TA6V pour des applications biomédicales.
Thèse Doctorat, Spécialité : Ingénierie matériaux mécanique énergétique environnement procédés production, Université de Grenoble-Alpes, 2015.

111-ÖZCAN M., VOLPATO CAM.

Adhesion to zirconium dioxide used for dental reconstructions: surface conditioning concepts, challenges, and future prospects.
Current Oral Health Reports 2015;2(4):190-19.

112- LOPEZ CAZAUX S., HYON I., PRUD'HOMME T., DAJEAN TRUTAUD S.

Twenty-nine-month follow-up of a paediatric zirconia dental crown.
BMJ Case Rep. 2017. doi:10.1136/bcr-2017-219891

113- RONDONI D.

Zirconia : some practical aspects from the technologist's point of view
Int J Esthet Dent. 2016;11(2):270-4.

114- SHAHMORADI M., BERTASSONI LE., ELFALLAH HM., SWAIN M.

Fundamental structure and properties of enamel, dentin and cementum. Advances in calcium phosphate biomaterials. Series in biomaterial science and engineering.
New York, Springer, 2014.

115- YAHYAZADEHFAR M., BAJAJ D., AROLA DD.

Hidden contributions of the enamel rods on the fracture resistance of human teeth.
Acta Biomater. 2013;9(1):4806-14.

116- IMBENI V., NALLA RK., BOSI C., et Coll.

In vitro fracture toughness of human dentin.
J Biomed Mater Res. 2003;66(1):1-9.

117- SILVA NRFA., SAILER I., ZHANG Y., et Coll.

Performance of zirconia for dental healthcare.
Materials 2010;3:863-896.

118- MELO RM., SOUZA RO., DURSUN E., et Coll.

Surface treatments of zirconia to enhance bonding durability.
Oper Dent. 2015;40(6):636-43.

119- SIVARAMAN K., CHOPRA A., NARAYAN AI., BALAKRISHNAN D.

Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review.
J Prosthodont Res. 2018;62(2):121-133.

120- HANSEN TL., SCHRIWER C., ØILO M., GJENGEDAL H.

Monolithic zirconia crowns in the aesthetic zone in heavy grinders with severe tooth wear -
An observational case-series.
J Dent. 2018;72:14-20.

121-KUMCHAI H., JUNTAVEE P., SUN AF., NATHANSON D.

Effect of glazing on flexural strength of full-contour zirconia.
Int J Dent. 2018;8:1-5.

122-LELIEVRE F.

Paramètres essentiels à prendre en compte lors de la réalisation d'une prothèse céramo céramique sur zircone.
Spectrum Queb. 2016;13(4):16-31.

123-SILVA LH., LIMA E., MIRANDA RBP., et Coll.

Dental ceramics : a review of new materials and processing methods.
Braz Oral Res. 2017;31(supple 58):133-146.

124-ROSSI G., LELIEVRE F.

Optimisation de l'esthétique sur zircone monolithique avec le concept Ceramotion One Touch.
Technol Dent. 2017;365:10-16.

TABLE DES FIGURES

Figure 1: Classification périodique des éléments de Mendeleïev (3)	14
Figure 2: Fragment de Baddeleyite (2).....	15
Figure 3: Classement des pays producteurs de zircon en 2015, en tonnes (3)	15
Figure 4: Principe de l'atomisation (2)	16
Figure 5: Pressage uni-axial (122)	17
Figure 6: Pressage isostatique (122)	17
Figure 7: La zircone permet de mimer l'aspect du diamant (3).....	18
Figure 8: Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité sans phase vitreuse (15).....	19
Figure 9: Représentation schématique de la phase monoclinique de la zircone (2).....	19
Figure 10: Représentation schématique de la phase tétragonale de la zircone (2)	20
Figure 11: Représentation schématique de la phase cubique de la zircone (2)	20
Figure 12: Transformations allotropiques des cristaux de ZrO ₂ au cours du réchauffement et du refroidissement (92).....	21
Figure 13: Microstructure de la 3Y-TZP, observée au Microscope Optique à Balayage (46) ..	22
Figure 14: Diagramme de phase partiel du système ZrO ₂ - Y ₂ O ₃ (47).....	22
Figure 15: Mécanisme du renforcement de la céramique 3Y-TZP par transformation de phase (72)	23
Figure 16: Corrosion des liaisons Zr-O-Zr par l'eau (74)	24
Figure 17: Schématisation du processus de vieillissement de la zircone (64).....	25
Figure 18: Etude de l'évolution de la fraction de phase monoclinique en fonction de la taille des grains dans une structure 2Y-TZP, pour un vieillissement de 100 heures à 80°C (courbe supérieure) et de 20 heures à 120°C (courbe inférieure) (10).....	26
Figure 19: Radiographie montrant des implants en titane (à gauche) et en zircone (à droite), dans le tibia de cochons nains, après 12 semaines de cicatrisation (76)	30
Figure 20: Etude microscopique de la surface osseuse au contact d'implants en zircone et en titane, après 12 semaines de cicatrisation (Bleu de Toluidine, grossissement X100) (76).....	30
Figure 21: Couche homogène de cocci et de filaments bactériens à la surface de titane (22)31	
Figure 22: Faible nombre de bactéries à la surface de zircone (22)	31
Figure 23: Rayonnement électromagnétique et spectre visible (20)	32
Figure 24: Les interactions de la lumière avec la matière et sa microstructure (47)	33
Figure 25: Radiographie d'implants en zircone posés dans le tibia de cochons nains attestant de la grande radio-opacité du matériau (76).....	35
Figure 26: Critères de préparation dans les secteurs antérieurs et postérieurs (18).....	38
Figure 27: Limites de préparation supragingivales (81).....	39
Figure 28: Saignement du parodonte marginal contrariant l'enregistrement des limites cervicales (81).....	40
Figure 29: Caméras pour empreinte optique TRIOS® de 3Shape Dental System (81).....	41
Figure 30: En bas, maquette scannée. En haut, pièce usinée dans le bloc surdimensionné de 22 % (Système Cercon) (2)	42
Figure 31: Pièce usinée avant frittage (2)	42
Figure 32: Bridge usiné dans un bloc de zircone HIP (2).....	43

Figure 33: Représentation de la structure de la céramique KATANA™ Zirconia ML (58).....	45
Figure 34: Transmission lumineuse pour chaque couche, en pourcentage de transmission lumineuse totale (57)	45
Figure 35: Surface brute d'usinage (122)	47
Figure 36: Surface après polissage mécanique fin (122)	47
Figure 37: Surface après application d'une fine couche de glaçure ceraMotion®Zr (122).....	47
Figure 38: A gauche, couronne en zircone polie. A droite, couronne identique recouverte de glaçure fluorescente ceraMotion®Zr. Photo prise à la lumière du jour. (122)	48
Figure 39: Lumière noire. A gauche, couronne zircone polie. A droite, couronne identique recouverte de glaçure fluorescente ceraMotion®Zr (122).....	48
Figure 40: Etat de surface des échantillons de zircone étudiés au microscope électronique à balayage, après traitements de surface. Grossissement X20 000. (a) Air-abrasion ; (b) 10F5 ; (c) 10F30 ; (d) 20F5 ; (e) 20F30 ; (f) 30F5, (g) 30F30. Pour les schémas (b), (c), (d), (e), (f) et (g), le premier numéro correspond à la concentration en acide fluorhydrique (F) et le deuxième numéro fait référence à son temps d'application en minutes (88)	51
Figure 41: Les différents traitements de surface de la zircone avant son collage (49)	52
Figure 42: : Représentation schématique de la structure nano-nanocomposite (5).....	55
Figure 43: Structure nano-nanocomposite observée au microscope électronique à balayage. La phase grise correspond à l'alumine et la phase blanche à la zircone (3)	55
Figure 44 : Armatures de couronnes antérieures (11 et 21) en Ce-TZP/ Al2O3 (33).....	56
Figure 45: Couronnes antérieures (11 et 21) constituée d'une armature en Ce-TZP/ Al2O3 et d'une couche de céramique esthétique sus-jacente (33).....	56
Figure 46: Structure composite Zirconia -Toughened Alumina (ZTA) observée au microscope électronique à balayage. La phase gris clair correspond à la zircone et la phase sombre à l'alumine (65)	58
Figure 47: Exemple de transformation de phase et de propagation d'une fissure au sein d'une structure type ZTA (61)	58
Figure 48: Structure composite Alumina-Toughened Zirconia (ATZ) observée au microscope électronique à balayage. La phase gris clair correspond à la zircone et la phase sombre à l'alumine (65)	59
Figure 49: Etude de la résistance à la flexion et de la ténacité du matériau composite (Y,Nb)-TZP/ Al2O3 en fonction du pourcentage d'alumine (42)	60
Figure 50: Epaisseurs de préparation nécessaires en vue de réaliser des reconstitutions antérieures et postérieures en ZLS (69)	62
Figure 51: Deux exemples de reconstitution au ZLS (69).....	63
Figure 52: Corrélation entre le taux de Zircone cubique (c-ZrO2) et la translucidité (70)	63
Figure 53: Comportements optiques des zircons 3Y-TZP et 6Y-TZP. (123).....	64
Figure 54: Reconstitutions antérieures réalisées avec la céramique KATANA™ Zirconia UTML (58)	64
Figure 55: Résistance mécanique en flexion de différents matériaux pour infrastructure tout céramique (122)	64

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1: Indices de réfraction lumineuse (IR) de diverses céramiques, de l'émail et de la dentine (47,82)	34
Tableau 2: Comparaison de la 3Y-TZP avec l'émail, la dentine et d'autres matériaux de reconstitutions dentaires (2,19, 81, 93,94,95,106,114,116)	36
Tableau 3: Résistances mécaniques minimales requises en fonction du type d'infrastructure prothétique. ISO 6872 (122).....	37
Tableau 4: : Les groupes étudiés et leurs différents traitements de surface (88)	50
Tableau 5: Protocoles de préparation des surfaces prothétiques (86)	54
Tableau 6: Tableau comparatif des propriétés mécaniques du Ce-TZP/Al ₂ O ₃ et de la 3Y-TZP (4,32,34,54)	56
Tableau 7: Tableau comparatif des propriétés mécaniques du Mg-PSZ et de la 3Y-TZP (2,19,54 60,106,110)	57
Tableau 8:Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et du ZTA (2,19,54,62)	59
Tableau 9: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et de l'ATZ (2,19,42)	60
Tableau 10: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la 3Y-TZP, de l'alumine et de la ZTA infiltrée de verre (1,2,19,54,66,67)	61
Tableau 11: Tableau comparatif des propriétés mécaniques de la ZLS et de la 3Y-TZP (1,53,59,69,82)	62
Tableau 12: Composition et propriétés mécaniques de différentes zircons du commerce. (54)	64

ENGLISH (Caroline). – La zircone pour les couronnes monolithiques.
-86f. ;ill. ;tabl. ; 124 ref. ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2018)

RESUME

La zircone est une céramique exploitée dans le domaine Odontologique depuis une vingtaine d'années.

D'abord constitutive des armatures des reconstitutions fixées, elle est aujourd'hui utilisée sous forme monolithique.

Ses bonnes propriétés physiques, mécaniques, biologiques, ainsi que le récent développement de zircons plus translucides, autorise sa mise en place dans les secteurs dentaires antérieurs et postérieurs.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Prothèse

MOTS CLES MESH

Prothèse partielle fixe - Denture, partial, fixed.

Matériaux dentaires - Dental materials

Céramiques - Ceramics

Zirconium - Zirconium

JURY

Président : Professeur Amouriq Y.

Directrice : Docteur Jordana F.

Assesseur : Docteur Bodic F.

Assesseur : Docteur Wojtiuk F.

Invité : Docteur Lelièvre F.

ADRESSE DE L'AUTEUR

28 rue Charles Bataille – 44300 Nantes

caroline.english29@gmail.com