

UNIVERSITE DE NANTES

UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2018

N° 3486

# LA TRANSLUCIDITE DE LA ZIRCONÉ

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

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Léo FAVREAU**

Né le 01/03/1992

*Le 19/06/2018 devant le jury ci-dessous :*

*Président* : M le Professeur Yves AMOURIQ

*Assesseur* : M. le Docteur François BODIC

*Assesseur* : Mme le Docteur Fabienne WOJTIUK

*Membre invité* : M. le Docteur Edouard LANOISELEE

*Membre invité* : M. le Docteur François LELIEVRE

*Directeur de thèse* : Mme le Docteur Fabienne JORDANA

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

Mise à jour le 21/03/2018

**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 pas 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 ce jury,*

*Pour votre apprentissage et votre écoute pendant ces années d'études,*

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

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, Biophysiques, Radiologie

**-NANTES-**

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

*Pour votre gentillesse, et le temps que vous avez consacré afin de m'aider dans la réalisation de ce travail,*

*Pour les conseils de grande qualité que vous m'avez apportés,*

*Veillez recevoir ma profonde gratitude ainsi que mes remerciements les plus sincères.*

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 Prothèses

**-NANTES-**

*Pour avoir accepté de participer à ce jury,*

*Pour la valeur et la rigueur de votre enseignement,*

*Pour votre humour et votre sympathie,*

*Veillez trouver ici l'expression de mes remerciements les plus sincères.*

A Madame le Docteur Fabienne WOJTIUK

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

Département de Prothèses

**-NANTES-**

*Pour avoir accepté de participer à ce jury,*

*Pour la qualité de vos conseils,*

*Pour votre sympathie et votre disponibilité,*

*Veillez recevoir ici l'expression de mon profond respect.*

# TABLE DES MATIERES

TABLE DES MATIERES .....	- 9 -
INTRODUCTION .....	- 11 -
1 :LA ZIRCON EN ODONTOLOGIE : PROPRIETES, AVANTAGES ET LIMITES.....	- 12 -
1.1-Propriétés mécaniques .....	- 12 -
1.1.1-Rappels sur la zircone.....	- 12 -
1.1.2-Structure de la zircone .....	- 14 -
1.1.3.-Caractéristiques physiques(22) .....	- 18 -
1.1.3.1 : la dureté .....	- 19 -
1.1.3.2-La résistance à la flexion .....	- 20 -
1.1.3.3-Résistance à la compression .....	- 21 -
1.1.3.4.-Ténacité.....	- 22 -
1.1.3.5.-L'élasticité.....	- 13 -
1.1.3.6.-Résistance à la fatigue.....	- 24 -
1.1.3.7.-Radioactivité.....	- 26 -
1.1.3.8-Biocompatibilité .....	- 26 -
1.1.3.9.-Vieillessement .....	- 27 -
1.1.3.10.-Etat de surface .....	- 28 -
1.1.4.-Caractéristiques optiques .....	- 30 -
1.1.4.1-La réflexion.....	- 30 -
1.1.4.2-La transmission .....	- 31 -
1.1.4.2.1-la réfraction.....	- 31 -
1.1.4.2.2.-La diffusion.....	- 32 -
1.1.4.3.-L'absorption .....	- 32 -
2. LES MOYENS D'AUGMENTER LA TRANSLUCIDITE DE LA COURONNE ZIRCON : .....	- 37 -
2.1 Au niveau du matériau .....	- 37 -
2.1.1-La structure et la cristallographie de la zircone .....	- 38 -

2.1.2-la taille et la répartition des différentes particules et des grains .....	- 39 -
2.1.3-La composition de la zircone, et notamment de ses dopants et de ses stabilisants .....	- 40 -
2.1.3.1-Oxyde de Lanthane .....	- 41 -
2.1.3.2-Oxyde d'alumine .....	- 42 -
2.1.3.3-Un mélange oxyde de lanthane – oxyde d'alumine.....	- 43 -
2.1.3.4-Oxyde d'yttrium .....	- 45 -
2.1.4-La densité et la diminution des porosités .....	- 48 -
2.2.-Au niveau de la couche esthétique et de l'interface avec la zircone.....	- 50 -
III-CAS CLINIQUE.....	- 54 -
3.1.Réalisation d'une zircone stratifiée pour remplacer 11 et 21.....	- 54 -
3.2. : Réalisation d'un bridge 4 éléments, en utilisant la technique ceraMotion®OneTouch Concept. .....	- 58 -
CONCLUSION : .....	- 53 -
BIBLIOGRAPHIE.....	- 51 -

## INTRODUCTION

La zircone, une céramique utilisée dans le domaine médical depuis la fin des années 1960, est introduite en Odontologie au début des années 1980. Elle se démarque des autres céramiques par ses remarquables propriétés mécaniques. C'est d'abord dans le secteur de l'implantologie qu'elle sera utilisée. Puis, face à une demande d'esthétique et de biocompatibilité accrue au cours des dernières décennies, la demande en céramique s'est fortement accrue.

Depuis, de nouveaux champs d'applications pour la zircone ont été développés. C'est pourquoi aujourd'hui il est plus juste de parler des zircons que de la zircone, tant l'on peut en trouver répondant à des besoins esthétiques et mécaniques différents.

La zircone a été utilisée en remplacement d'alliages métalliques. Son utilisation permet la réalisation d'armature sous des bridges d'étendues plus ou moins longs, de chapes dans le cadre de couronnes ou encore d'inlay-cores. Mais dans tous ces cas, la zircone sera recouverte ensuite d'une céramique feldspathique, certes plus fragile, mais au meilleur rendu esthétique que la zircone.

Par la suite, il a été proposé de réaliser des couronnes entièrement en zircone (« *full zircon* »), qui offriraient une alternative intéressante aux couronnes métalliques. Si le résultat est probant dans le cadre des secteurs postérieurs, le manque de translucidité des premières variétés de zircons influe fortement sur le rendu esthétique, et a longtemps empêché l'obtention de résultats satisfaisants dans le secteur antérieur, le résultat ne semblant pas naturel.

Cependant, ces dernières années, de nombreuses tentatives ont été faites afin de parvenir à réaliser des couronnes uniquement en zircone, esthétiques, sans pour autant diminuer leurs caractéristiques mécaniques. Nous allons dans cet exposé faire le point sur les dernières évolutions dans ce domaine.

Dans un premier temps, nous aborderons les différentes propriétés de la zircone, qu'elles soient mécaniques, ou optiques, les avantages de la zircone, mais aussi ses limites.

Puis nous nous intéresserons plus spécifiquement à la translucidité de la zircone, en analysant quels sont les facteurs influençant, et les modifications qui peuvent y être apportées. Nous verrons aussi quelles sont les dernières nouveautés actuellement disponibles dans le cas des zircons esthétiques.

Enfin, nous illustrerons cet exposé avec des cas clinique réalisés conjointement par le Docteur Edouard LANOISELEE et le prothésiste dentaire Germano ROSSI.

# 1 : LA ZIRCON EN ODONTOLOGIE : PROPRIETES, AVANTAGES ET LIMITES

## 1.1-Propriétés mécaniques

### 1.1.1-Rappels sur la zirconie

Le zirconium, 40<sup>ème</sup> élément du tableau périodique de Mendeleïev, de symbole « Zr » est un oxyde métallique (figure 1).

Le tableau périodique des éléments de Mendeleïev est présenté avec des légendes de propriétés physiques et chimiques. Les légendes indiquent :

- C** Solide
- Hg** Liquide
- H** Gaz
- Rf** Inconnu
- Métaux** : Métaux alcalins, Métaux alcalino-terreux, Lanthanides, Actinides, Métaux de transition, Post-transition metals, Métauxloïdes.
- Non-métaux** : Non-métaux, Gaz rares.

Les masses atomiques entre parenthèses sont celles de l'isotope le plus stable ou le plus commun.

Tableau Périodique Copyright du design et interface © 1997 Michael Davah. Table.com Dernière mise à jour 16 juin 2017

57 <b>La</b> Lanthane 138,91	58 <b>Ce</b> Cérium 140,12	59 <b>Pr</b> Praseodyme 140,91	60 <b>Nd</b> Néodyme 144,24	61 <b>Pm</b> Prométhium (145)	62 <b>Sm</b> Samarium 150,36	63 <b>Eu</b> Europium 151,96	64 <b>Gd</b> Gadolinium 157,25	65 <b>Tb</b> Terbium 158,93	66 <b>Dy</b> Dysprosium 162,50	67 <b>Ho</b> Holmium 164,93	68 <b>Er</b> Erbium 167,26	69 <b>Tm</b> Thulium 168,93	70 <b>Yb</b> Ytterbium 173,05	71 <b>Lu</b> Lutécium 174,97
89 <b>Ac</b> Actinium (227)	90 <b>Th</b> Thorium 232,04	91 <b>Pa</b> Protactinium 231,04	92 <b>U</b> Uranium 238,03	93 <b>Np</b> Neptunium (237)	94 <b>Pu</b> Plutonium (244)	95 <b>Am</b> Américium (243)	96 <b>Cm</b> Curium (247)	97 <b>Bk</b> Berkélium (247)	98 <b>Cf</b> Californium (251)	99 <b>Es</b> Einsteinium (252)	100 <b>Fm</b> Fermium (257)	101 <b>Md</b> Mendéléïev (258)	102 <b>No</b> Nobélium (259)	103 <b>Lr</b> Lawrencium (260)

Figure 1: Tableau périodique des éléments de Mandeleïev (1)

Le dioxyde de zirconium, ou la zirconie (« *zirconia* » en anglais) a été découvert par l'Allemand Heinrich Klaproth dès 1789, et depuis utilisée dans de nombreux domaines, notamment industriel. Pour l'obtenir, il faut que le zirconium absorbe de l'oxygène. Ce dioxyde de zirconium peut être obtenu de deux façons (2):

-soit à l'état naturel dans une roche appelée baddeleyite (ou brasilit) en hommage à son découvreur, l'Allemand Joseph Baddeley, qui la découvrit aux abords du Sri Lanka en 1892. La baddeleyite correspond à la forme monoclinique stable de l'oxyde de zirconium (3).

-elle peut aussi être obtenue de manière synthétique, via le zircon (ou silicate de zirconium, de formule  $ZrSiO_4$ ). Ce zircon est l'un des plus anciens solides connus, daté de plus de 4 milliards d'années. Il a été découvert en Australie, ce nom nous viendrait lui de l'Arabe « *zarqon* » ou du Persan « *zargun* » signifiant « doré » (2).

Ces noms venant directement de la couleur, variée, le plus souvent allant du doré au rouge voire au brun, mais pouvant aussi être transparente, verte, bleue, etc. Taillé, le dioxyde de zirconium est depuis très longtemps utilisé en bijouterie, tout d'abord comme gemme, puis ensuite comme substitut au diamant (4).

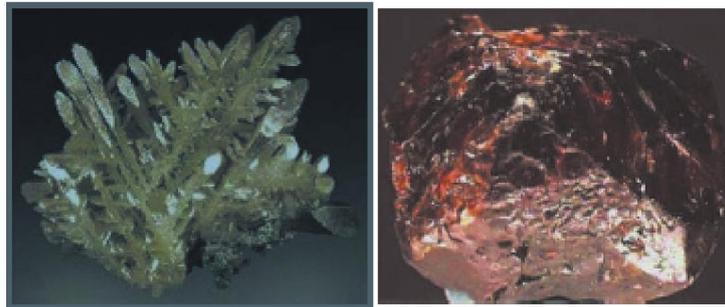


Figure 2: Photographie de deux minéraux : baddeleyite à gauche, zircon à droite (5)

On trouve un usage médical à la zircone à partir de la fin des années 1960, en prothèse de hanches notamment, et en odontologie plus spécifiquement dans les années 1980. Cela tout d'abord en implantologie, avant de voir son usage étendu à la prothèse fixée, mais aussi aux brackets orthodontiques (5).

### 1.1.2-Structure de la zircone

La structure cristallographique de la zircone est très spéciale, et explique ses caractéristiques physiques remarquables. Selon la température, la zircone aura une cristallographie(2)(6)(5) :

- monoclinique (« *monoclinic* » dans la littérature anglophone): stable jusqu'à 1170°C
- quadratique (« *tetragonal* ») : stable entre 1170°C et 2370°C
- cubique (« *cubic* ») : stable de 2370°C jusqu'au point de fusion de 2680°C.

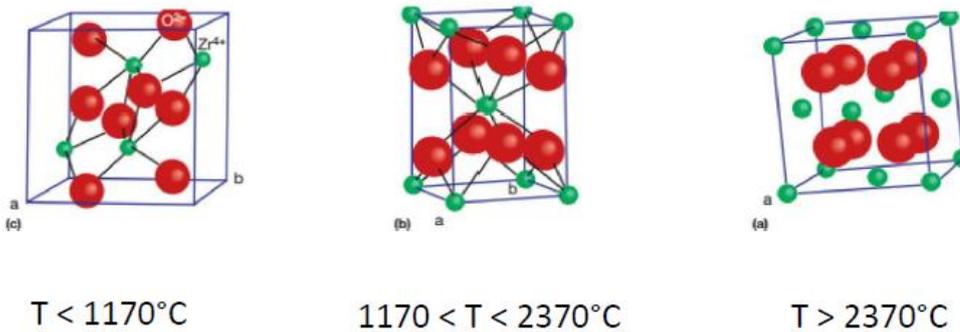


Figure 3: Structure cristallographique de la zircone en fonction de la température, avec la phase cubique, la phase tétragonale, et la phase monoclinique (7)

A température ambiante, la zircone se trouve à l'état monoclinique. Elle aura ici une structure faite de tétraèdres à côtés en forme de parallélépipèdes. Sous cet aspect, la zircone sera stable, mais n'a un intérêt mécanique que relatif (8).

Si la température monte au-dessus des 1170°C, on assistera à un changement de phase. De monoclinique, la zircone deviendra quadratique. Sous cet état, elle est composée de cristaux tétragonaux à angles droits. La structure est ici métastable. Les qualités mécaniques sont améliorées (8).

La dernière phase est la phase cubique, atteinte à partir de 2371°C, et jusqu'au point de fusion de la zircone : 2680°C. Les propriétés mécaniques sont alors diminuées, mais resteront supérieures à celles de la phase monoclinique, et les caractéristiques optiques seront augmentées (5)(8).

Lors du refroidissement, aux alentours de 100°C sous les 1170°C marquant le passage de la phase quadratique à la phase monoclinique, on assistera donc à un retour vers une phase monoclinique, qui s'accompagnera d'une augmentation de volume, de 3 à 5% selon les études. Cette transformation est connue sous le nom de transformation t-m (en anglais « *t-m transformation* », pour « *tetragonal to monoclinic transformation* »).

Cela s'explique de par le fait que les cristaux sous forme monoclinique sont plus volumineux que sous forme quadratique. Or, c'est cette expansion volumétrique qui créera des contraintes pouvant par la suite entraîner des fissures, puis des cassures de la zircone (2)(9).

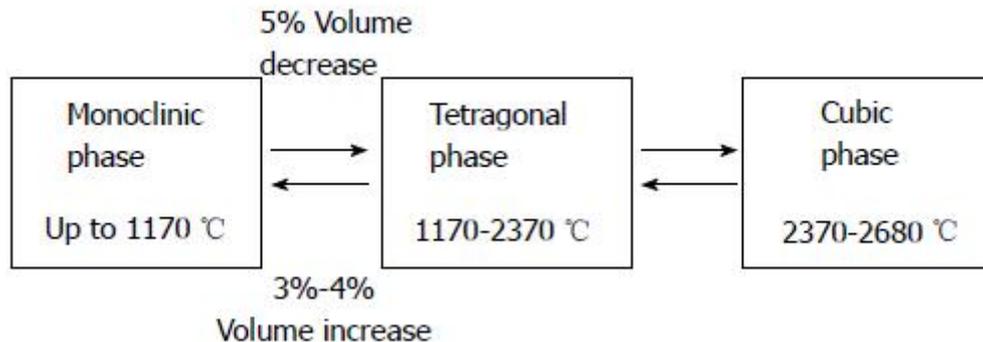


Figure 4: Transformation de phase de la zircone selon la température (10)

Dès 1929, Ruff, Ebert et Stephen démontrent que l'ajout d'oxydes (dans l'étude de l'oxyde de calcium CaO) à la phase tétragonale de la zircone permet de la stabiliser partiellement, selon la concentration, lors du retour à une température normale (11).

Il est par la suite démontré qu'en augmentant encore d'avantage la concentration en oxyde, la stabilisation pourra être partielle ou total, et ce pour les phases tétragonales, ou cubiques. Cela permettra de ne pas diminuer les propriétés physiques de la phase intéressée lors du retour à une température ambiante (12).

On stabilise encore aujourd'hui la zircone via l'addition de faible pourcentage d'oxydes, avec par exemple MgO (oxyde de magnésium), CaO (oxyde de calcium), CeO<sub>2</sub> (oxyde de cérium) ou Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (oxyde d'yttrium), ce qui permet l'obtention d'une zircone stabilisée, et ce en maintenant les phases nous intéressant d'une haute température jusqu'à une température ambiante.

Cette manœuvre permet l'obtention d'une zircone multiphase, partiellement stabilisée, connue sous le nom de Zircone partiellement stabilisée, ou PSZ (« *Partially Stabilized Zirconia* ») (2)(13).

A température ambiante, cette PSZ sera constituée majoritairement d'une phase cubique, et de précipités de phases monoclinique et tétragonale. Une répartition homogène de ces phases au sein de la PSZ permettra d'augmenter les caractéristiques mécaniques de la zircone (14).

Garvie a, dès 1975, démontré les avantages qui pouvaient être obtenu de la transformation t-m dans la PSZ, en se servant de cette réaction pour augmenter les caractéristiques mécaniques et la ténacité de la zircone. En effet, dispersés parmi les cristaux cubiques, les précipités tétraonaux métastables sont capables de se transformer en précipités monocliniques lorsque la contrainte exercée sur eux se réduira, c'est-à-dire lorsqu'une fissure se propagera parmi la zircone. Dans ce cas, la contrainte exercée par ce changement de phase de tétraonal à monoclinique, et l'expansion volumétrique qui l'accompagne, s'opposeront à la propagation de la fissure (15).

Comme nous le verrons dans la figure ci-dessous (figure 5), ce phénomène augmentera la ténacité de la zircone car l'énergie associée à la propagation des fissures se dissipera à la fois dans la t-m transformation et dans le dépassement des contraintes de compression dues à la dilatation volumiques (2)(16):

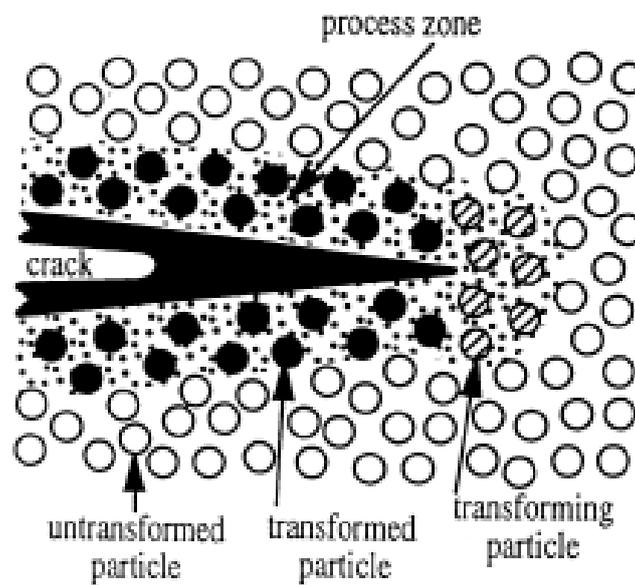


Figure 5: Processus de renforcement de la transformation induite par le stress. L'énergie de l'avancée du front de fissure est dissipée à la fois dans la transformation de phase et en même temps pour surmonter la contrainte de la matrice en transformant les grains (2)

Une telle configuration n'est obtenue qu'avec l'ajout d'un oxyde stabilisateur de la zircone. Dans l'étude de Butler, il s'agissait de MgO ajouté à la zircone à hauteur de 8%. Cela permet la création d'une zircone entièrement cubique à 1800°C. Puis, lors du retour à une température ambiante, à une vitesse progressive et contrôlée, on verra apparaître au sein même de la matrice une phase métastable tétraonale (16).

On peut obtenir le même résultat en remplaçant l'oxyde de magnésium par de l'oxyde d'yttrium, comme on le voit dans le schéma ci-dessous (figure 6) :

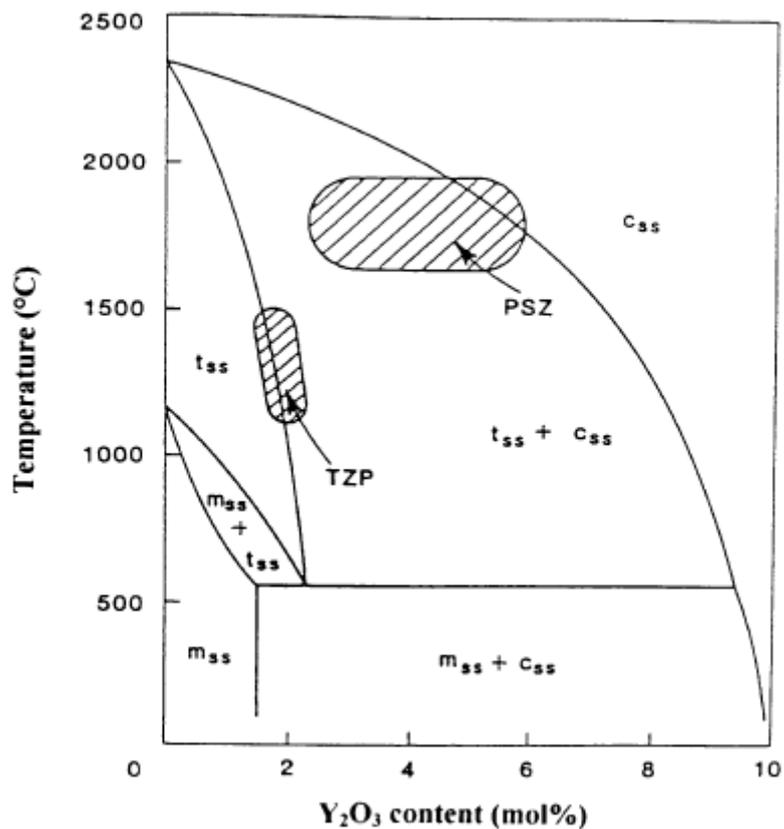


Figure 6: Diagramme de phase de la zircone enrichie en yttrium. Les régions ombrées indiquent les compositions des PSZ et YZTP (2)

Comme l'ont par la suite démontré Rieth et ses collaborateurs, en incorporant à la zircone une concentration moindre en oxyde d'yttrium (à hauteur de 3 à 4%), on obtient une céramique qui à température ambiante sera formée d'une phase uniquement tétraгонаle, avec des cristaux de l'ordre de plusieurs centaines de nanomètres (17).

Il s'agira donc d'une zircone tétraгонаle polycristalline, ou TZP.

Des différents oxydes pouvant stabiliser la zircone, c'est à l'heure actuelle l'oxyde d'yttrium ( $Y_2O_3$ ) qui est le plus utilisé, car permettant d'obtenir un matériau avec des qualités mécaniques supérieures. Si cette zircone est stabilisée à l'aide d'oxyde d'yttrium, on la trouvera sous la dénomination d'YTZP. Et parfois même avec la concentration en oxyde d'yttrium indiquée devant, avec par exemple 3Y-TZP, voir même 3YTZP, pour une zircone enrichie en oxyde d'yttrium à hauteur de 3% (18).

La concentration en oxyde d'yttrium jouera donc un rôle capital dans la cristallographie de la zircone, et donc dans ses caractéristiques tant mécanique qu'esthétique, lui assurant une bonne stabilité dans le temps ou non (4).

Cette concentration en yttrium variera le plus souvent entre 3 et 6% (en % en mole) (19).

Si la concentration est de 3% mole d'yttrium, on la retrouvera sous l'appellation 3Y-TZP, voir même 3YTZP. Les tous derniers modèles de zircone développés on vu leur concentration en yttrium atteindre les 5%, voire même les 6%, et inclure une phase cubique de plus en plus importante, afin d'obtenir une transparence elle aussi plus grande.

Ces dernières années, la zircone utilisée est donc une céramique polycristalline, pure, de haute densité, enrichie en yttrium (20).

### 1.1.3-Caractéristiques physiques (21)

La zircone a un champ d'applications très large, allant de la réalisation d'inlay-cores à celle de couronnes monoblocs et d'implants, grâce à ses propriétés physiques remarquables (22). Il existe de nombreux facteurs jouant sur les propriétés mécaniques de la zircone, dont :

- la porosité
- la pureté et la densité
- la granulométrie
- la cristallographie (% de phases monoclinique et tétragonale)
- l'état de surface
- les conditions d'élaboration (pressage isostatique ou non et frittage).

Nous nous attacherons à aborder les principales caractéristiques physiques de la zircone, dont la résilience, la dureté, la résistance à la flexion, la résistance à la compression, la ténacité, l'élasticité, et enfin la résistance à la fatigue.

### 1.1.3.1- la dureté

La dureté Vickers d'un matériau définit la résistance qu'opposera sa surface à la pénétration d'une pyramide en diamant. La dureté de la zircone sera très variable, selon sa cristallographie, mais aussi selon les oxydes stabilisants rentrant dans sa composition. La zircone la plus dure à ce jour, une Y-TZP, aura une dureté Vickers avoisinant les 1200 (8), comme le montre le tableau ci-dessous (tableau 1).

Property	Y-TZP	ISO 13356 requirements	ASTM F1873 requirements
<b>Chemical composition (wt %)</b>			
ZrO <sub>2</sub> +HfO <sub>2</sub> +Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	> 99.0	> 99.0	≥ 99.0
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	4.5–5.4	4.5–5.4	4.5–5.4
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
Other total oxides	< 0.5	< 0.5	≤ 0.5
<b>Physical properties</b>			
Bulk density (g/cm <sup>3</sup> )	6.05	≥ 6.00	≥ 6.00
Grain size (μm)	0.2	≤ 0.6	≤ 0.6
Monoclinic phase (%)	1	-	≤ 5
Porosity	< 0.1%	< 0.1%	< 0.1%
<b>Mechanical properties</b>			
Flexural strength (4 point) (MPa)	1,666.0	≥ 800	> 800
Elastic modulus (GPa)	201	-	≥ 200
Vickers hardness (HV)	1,270.0	-	> 1,200.0
Fracture toughness (Kgf/mm <sup>2/3</sup> )	16.8	-	-
Fracture toughness K <sub>IC</sub> (MPa m <sup>-1/2</sup> )	7–10	-	-
Compressive strength (MPa)	4,900.0	-	-
Impact strength (MPa)	137.0	-	-
<b>Thermal properties</b>			
Thermal expansion coefficient (x10 <sup>-6</sup> /°C)	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>	-	-
Thermal conductivity (W/m°K)	2	-	-
Specific heat J/kg°K)	500	-	-

Tableau 1: Composition chimiques et propriétés physiques, mécaniques et thermiques de l'Y-TZP (8)

Bien qu'importante, et comme on le verra ci-dessous (tableau 2), la dureté Vickers de l'Y-TZP avoisine les 1200 et est supérieure à celle du titane, du cobalt-chrome, mais ne sera pas la plus importante de la famille des céramiques, celle de l'alumine lui étant supérieure (2)(23).

Property	Units	Ti 6Al 4V	316 SS	CoCr Alloy	TZP	Alumina
Young's modulus	GPa	110	200	230	210	380
Strength	MPa	800	650	700	900-1200	> 500
Hardness	HV	100	190	300	1200	2200

Tableau 2: Propriétés de quelques matériaux utilisés dans le biomédical (2)

A titre de comparaison, l'émail dentaire présentera une dureté Vickers comprise entre 205 et 378. Afin de protéger les dents antagonistes, on peut être amené à recouvrir la zircone d'une céramique cosmétique, qui aura donc en plus de son rôle esthétique pour but de diminuer la dureté Vickers aux alentours de 450 (24). Ainsi comme on le voit sur le schéma ci-dessous, le fait de recouvrir une zircone 6Y-TZP d'une couche de finition céramique One Touch permettra de diminuer la dureté Vickers d'environ 1200 à 450, protégeant par la même les dents antagonistes.

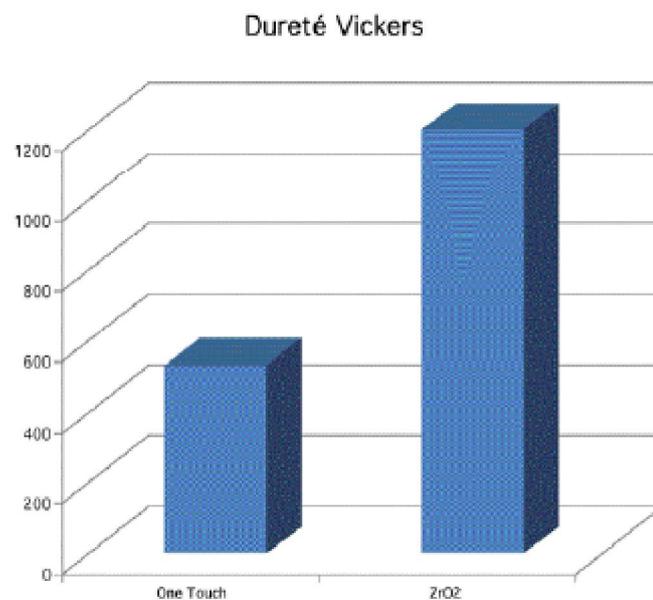


Figure 7: Comparaison de la dureté Vickers entre une zircone avec la couche de finition céramique One Touch à gauche, sans cette couche de finition à droite (19)

### 1.1.3.2-La résistance à la flexion

Comme nous pouvons le voir dans le tableau ci-dessous (tableau 3), la zircone est la céramique dentaire offrant la meilleure résistance à la flexion.

Matériau		Résistance à la flexion (MPa)
Matériaux à rupture fragile	Zircone (non HIP)	1100 à 1150
	Zircone HIP	1200 à 1400
	Alumine	300 à 600
	Céramique infiltrée	600 à 750
	Céramique dentaire renforcée pressée	350
	Céramique dentaire de stratification et Verre	90 à 100
Matériaux ductiles	Titane	350 à 450
	Aciers	300 à 800
	Alliages précieux	250 à 500

Tableau 3: Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie (25)

Cependant, ces résultats sont modifiés selon le type de tests auquel est soumise la zircone (ainsi, par exemple, la norme ISO 6872 laissera le choix entre faire un test de flexion trois points sur barrettes ou un test de flexion bi-axiale sur disque), mais aussi selon la géométrie de l'éprouvette de matériau.

Enfin, le flexion variera selon les types de zircone, de 700 MPa (valeur récente obtenue grâce à l'arrivée des zircons cubiques) à 1200 MPa pour la zircone utilisée en odontologie, et jusqu'à 1500 MPa pour des zircons HIP (« *Hot Isostatic Pressing* ») utilisées dans l'industrie (26).

#### 1.1.3.3-Résistance à la compression

En mécanique, la compression est l'application de forces à la surface d'un matériau, vers l'intérieur. C'est donc l'opposé de la tension, qui est l'application de forces vers l'extérieur. Au niveau dentaire, sur les dents postérieures, les forces de mastication, qui s'expriment en Newton (N) sont généralement évaluées à 500N (27). Certaines études estiment que cette force de mastication peut augmenter jusqu'à 800N en cas de bruxisme notamment. Or, la résistance à la compression de la zircone est évaluée à plus de 755N. A titre comparatif, celle de céramiques renforcées au disilicate de lithium est évaluée à 282N, et celle des restaurations alumineuses à 518N (28). Il est à noter qu'il reste difficile de simuler artificiellement les contraintes de mastication, qui sont multiples.

Ce qui place là encore la zircone au-dessus des autres céramiques utilisées en odontologie, comme nous pouvons le voir dans la figure ci-dessous (figure 8) :

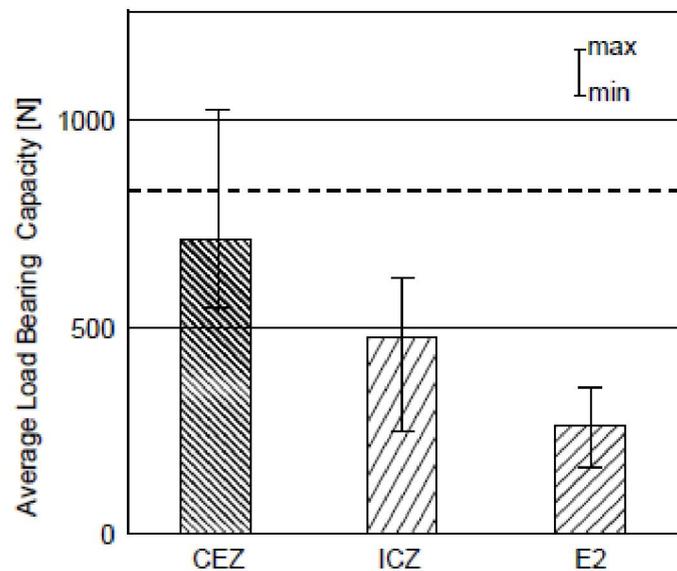


Figure 8: Capacité de charge moyenne de différentes céramiques, exprimée en Newton (N), avec CEZ : restauration en zircone, ICZ : restauration en alumine E2 : restauration en alumine renforcée au disilicate de lithium (26)

#### 1.1.3.4-Ténacité

La ténacité est décrite comme la capacité du matériau à s'opposer à la propagation des fissures. Elle s'oppose donc à la fragilité. On peut donc définir la ténacité comme étant la quantité d'énergie qu'un matériau peut absorber avant de rompre. Elle permet donc de qualifier la résistance à la fracture (29).

Elle s'exprime avec le facteur  $K_{1c}$ , mesuré en  $\text{MPa}/\text{M}^2$ , de formule  $K_{1c} = \alpha b(Y\sqrt{a})$ , avec :  $\alpha b$  qui est la tension de la fracture,  $Y$  le facteur géométrique et  $a$  la dimension du défaut. Donc plus le défaut sera grand, plus la propagation des fissures sera importante. Chez la zircone, le facteur  $K_{1c}$  sera évalué entre 7 et 15  $\text{MPa}$  selon certaines études (5), entre 9 et 10 selon d'autres (25).

Comme le montre le tableau ci-dessous (tableau 4), la zircone sera là encore la céramique utilisée en odontologie avec la meilleure ténacité, même si elle sera inférieure à celle retrouvée dans le titane ou encore l'acier :

Matériau		MPa m <sup>1/2</sup>
Matériaux à rupture fragile	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0,70
Matériaux ductiles	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

Tableau 4: Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie (25)

Comme nous pouvons le voir sur la figure ci-dessous (figure 9), la zircone présentera une résistance mécanique à la flexion (en abscisse), mais aussi une ténacité supérieure à celle des autres systèmes céramo-métalliques.

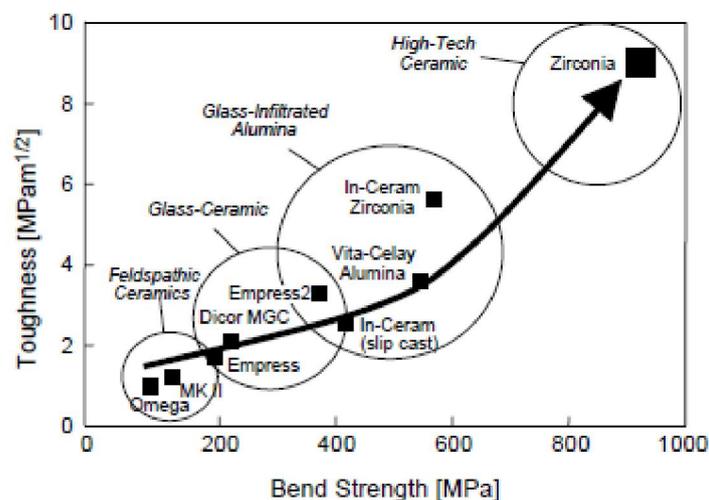


Figure 9: Propriétés mécaniques des céramiques dentaires (26)

#### 1.1.3.5-L'élasticité

L'élasticité d'un matériau est mesurée en GPa. Plus cette valeur sera élevée, plus le matériau sera rigide, moins il sera pliable. Ainsi, l'élasticité de matières plastiques, aussi appelé module de Young, sera faible, alors que le module de Young de l'acier sera élevé. Plus le module de Young est élevé, plus le matériau est cassant (25).

Pour la zircone, comme on le voit dans le tableau ci-dessous (tableau 5), l'élasticité monte à 220 GPa. Il s'agit donc d'un point faible de la zircone en comparaison d'autres matériaux utilisés en odontologie, tels que le titane, ou encore les alliages. La zircone est classée parmi les matériaux fragiles (même au sein de la famille des céramiques), donc se déformant peu avant de casser, à l'inverse des matériaux ductiles, tels les métaux (25).

Matériau	GPa	
Matériaux à rupture fragile	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductiles	Titane	120
	Aciers	200 à 280
	Alliages précieux	80 à 150

Tableau 5: Elasticité de différents matériaux utilisés en odontologie (25)

C'est ce module d'élasticité bas va permettre à la zircone de bénéficier du phénomène de t-m transformation qui permettra un renforcement de la zircone (30).

#### 1.1.3.6-Résistance à la fatigue

La résistance à la fatigue caractérise le comportement du matériau dans le temps. En effet, les matériaux utilisés en bouche se doivent de ne pas avoir de vieillissement trop précoce malgré les variations importantes de températures s'appliquant dans la cavité buccale, et l'acidité y régnant. Il existe de nombreux tests permettant d'évaluer différents aspects de cette résistance à la fatigue, parmi lesquels (31):

- La solubilité chimique pour la dégradation
- Les chocs thermiques pour les variations de températures
- Le vieillissement pour les phénomènes de variations de phase de la zircone

Selon l'étude de Pittayachawan et coll datée de 2007, dans les conditions normales utilisées pour tester la résistance à la fatigue des matériaux dentaires (mise en charge à 25% de la capacité maximale, et une durée de 20 000 cycles), la résistance en flexion bi-axiale des bridges en zircone diminuerait de 10%, comme on le voit sur la figure ce-dessous. Ce résultat valide une utilisation au long cours de la zircone dans des conditions in vitro. Cependant, les études concernant le vieillissement en bouche des prothèses en zircone ne sont probablement que peu représentatives.

En effet, de nouvelles zircons sortent très fréquemment sur le marché, avec des conditions de fabrication très variable. Ainsi, il faudra attendre une stabilisation des processus de fabrication des zircons pour évaluer de façon fiable leur durée de vie en bouche.

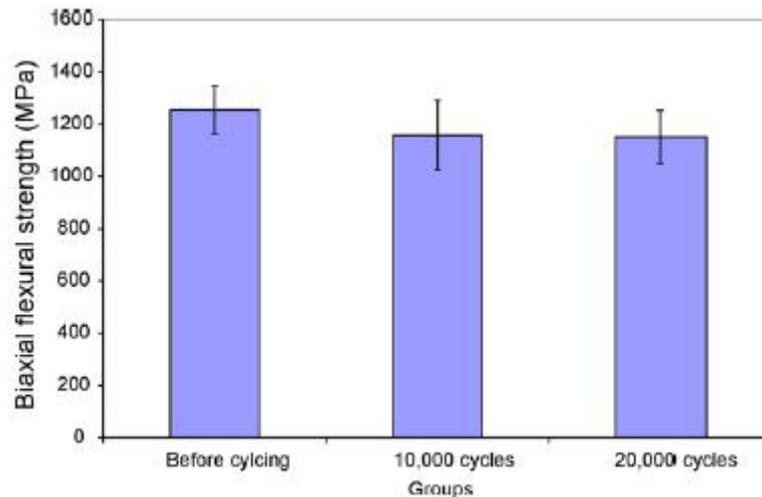


Figure 10 : Résistance à la fatigue de YTZP avant tests, après 10 000 cycles, puis après 20000 cycles (31)

En récapitulatif, et comme on le voit dans le tableau ci-dessous (tableau 6) c'est la zircone qui a la plus grande résistance à la flexion et la meilleure ténacité à la rupture de toutes les céramiques dentaires actuellement disponibles, y compris l'alumine (9)(31) :

Property	Units	Alumina	Mg-PSZ	TZP
Chemical composition		99.9% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> +MgO	ZrO <sub>2</sub> + 8 - 10 mol % MgO	ZrO <sub>2</sub> + 3 mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Density	g cm <sup>-3</sup>	≥ 3.97	5.74-6	> 6
Porosity	%	< 0.1	—	< 0.1
Bending strength	MPa	> 500	450-700	900-1200
Compression strength	MPa	4100	2000	2000
Young modulus	GPa	380	200	210
Fracture toughness K <sub>IC</sub>	MPa m <sup>-1/2</sup>	4	7-15	7-10
Thermal expansion coeff.	K <sup>-1</sup>	8 × 10 <sup>-6</sup>	7-10 × 10 <sup>-6</sup>	11 × 10 <sup>-6</sup>
Thermal conductivity	W mK <sup>-1</sup>	30	2	2
Hardness	HV 0.1	2200	1200	1200

Tableau 6: Comparaison de certaines des propriétés physiques de trois céramiques : l'alumine, Mg-PSZ et TZP (2)

Ces caractéristiques rapprochent la zircone de l'acier inoxydable, et expliquent son surnom anglais de « *Ceramic Steel* » (15).

#### 1.1.3.7-Radioactivité

On retrouve dans la poudre de zirconium de petites quantités de radionucléides d'uranium-radium (226Ra) et de thorium (228Th). La présence de ces impuretés a suscité de nombreuses préoccupations. Mais suite à la purification de la poudre de zirconium, nous retrouvons des seuils très faibles (< 100Gy/h, donc inférieur à la limite d'exposition externe pour un humain fixée en Europe) et la concentration en uranium dans la poudre se situe entre 0,001 et 0,007Bq/g, là où la concentration maximale selon la norme ISO 6872 est de 1,0Bq/g (8).

Comme le conclut Porstendorfer et coll. (32), les procédés de purifications de la poudre diminuent suffisamment la radioactivité de la poudre de zircone pour en permettre un utilisation biomédicale.

#### 1.1.3.8-Biocompatibilité

La zircone est classée dans la famille des « bio-céramiques inertes » (matériaux non métalliques, non organiques, obtenus par l'action de fortes températures). Son procédé de fabrication la fera passer d'une forme de poudre compactée à une forme solide : c'est la « céramisation » au sens industriel du terme (33).

Les céramiques ont l'avantage d'éviter tous les risques d'allergies propres aux matériaux métalliques. La zircone étant réalisée via des matériaux chimiquement inertes, on n'observa pas de réactions tissulaires, ni mutagènes suite à sa mise en place, et ce tant au niveau des fibroblastes que des cellules sanguines (1)(34).

En comparaison à d'autres biomatériaux, on observera, in vivo, pas d'avantages de réaction tissulaire en comparaison à l'alumine (14)(35).

Le contact implant-os (BIC en anglais, pour « *bone implant contact* »), qui est le pourcentage de la surface de l'implant en contact avec de l'os, est un facteur utilisé pour mesurer l'ostéointégration de l'implant dans l'os (36). De nombreuses études, à la fois in-vivo (37) et in vitro (38) démontrent que ce pourcentage n'est pas significativement différent que l'implant soit constitué de zircone ou de titane

Chez l'animal, on observe que l'ostéointégration est meilleure pour des implants zircone que pour des implants en titane (39)(40). De plus, la colonisation bactérienne est moindre que chez le titane (41)(42).

Ces résultats sont cependant conditionnés par l'état de surface, qui est le facteur déterminant quant à la biocompatibilité de la zircone. Avec un état de surface lisse, on obtiendra une meilleure interaction avec la gencive et un maintien de l'architecture gingival. De plus, la plaque ne s'attachera pas, permettant une attache de la gencive, et limitant les réactions inflammatoires en regard de la zircone (4).

#### 1.1.3.9-Vieillessement

La zircone la plus fréquemment utilisée dans le monde des biomatériaux médicaux, l'Y-TZP, est victime d'un phénomène de dégradation hydrique à basse température, retrouvé dans la littérature sous le nom de LTD (« *Low Temperature Degradation Phenomenon* »). Ce phénomène consiste en une dégradation spontanée et progressive de la zircone, avec un passage des cristaux de la face quadratique à la face cubique. Ce phénomène existe sous deux formes, l'une rapide, et l'autre non, se déclenchant selon le type d'exposition auquel est soumise la zircone (8).

La «t-m transformation» (*tetragonal to monoclinic transformation*), lent passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique, sera favorisé lorsque la zircone se retrouve exposée à de la vapeur, de l'humidité, ou encore des fluides organiques (43)(44)(45).

A l'inverse, on trouvera un « *rapid low temperature degradation phenomenon* » (phénomène de dégradation rapide à basse température) lorsque la zircone se trouvera exposée à une solution non aqueuse avec un seul électron en orbite elle-même au contact d'un site donneur de proton (46)(47).

Les principales caractéristiques du vieillissement sont connues (48)(49), et peuvent être résumées ainsi:

-La dégradation est plus marquée entre 200 et 300°C.

-Cette dégradation est caractérisée par une importante diminution de la dureté, de la résistance et de la densité de la zircone, ainsi que par une augmentation de la phase monoclinique. En effet, le passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique s'accompagnera d'une augmentation du volume de la zircone de l'ordre de 5%, ce qui entraînera un « déchaussement » des grains, et donc des micro-fissures et des macro-fissures.

-La transformation t-m s'initie en surface, avant de se propager en profondeur de la zircone.

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

- Enfin, cette transformation t-m est accentuée par la mise en contact avec de l'eau ou même de la vapeur d'eau.

Concrètement, cette dégradation rend la surface de la zircone rugueuse, crée des fissures, génère de l'usure, élimine des grains, induit des débris sous forme de particules, et peut causer une défaillance prématurée. On peut aussi observée la formation de cratères à la surface de la zircone (50).

Le vieillissement, et donc la dégradation de la zircone, n'est pas le même selon le type d'Y-TZP utilisé. En jouant sur les paramètres de la microstructure de la zircone, tels que la concentration et la répartition de l'yttrium, la présence et la quantité de défauts de structures, on influera sur le vieillissement (43)(44).

Il existe aussi d'autres paramètres, tels que l'exposition aux facteurs favorisant le vieillissement, la présence de contraintes plus ou moins fortes sur la zircone, le procédé de fabrication qui rentrent en comptent. On peut ainsi limiter en partie ce phénomène en ajoutant de l'alumine à hauteur de 0,25% en masse à l'Y-TZP (30).

#### 1.1.3.10-Etat de surface

L'état de surface de la zircone influera significativement sur les propriétés mécaniques de la zircone, et donc sur son champ d'application, mais aussi ses propriétés optiques.

En ce qui concerne ses propriétés mécaniques, si la surface de la zircone n'est pas traitée, elle sera rugueuse, et pourra abraser les dents antagonistes. Mais la réalisation du sablage ou de retouches peut aussi créer des modifications de la cristallographie en surface de la zircone, ce qui influera sur les caractéristiques mécaniques de la zircone (20).

Comme on le voit sur les figures ci-dessus (figures 11, 12 et 13), afin d'éviter ce phénomène d'abrasion, mais aussi d'obtenir une meilleure interaction avec la gencive (4), il est nécessaire de traiter la surface, et cela tout d'abord mécaniquement en la polissant, puis en la glaçant, ou en la stratifiant légèrement avec des céramiques cosmétiques de type verre. Ces procédés sont utilisés dans le cas de zircone recouverte par exemple de la ceraMotion® Zr, une céramique cosmétique haute translucidité fabriquée par Dentaaurum.

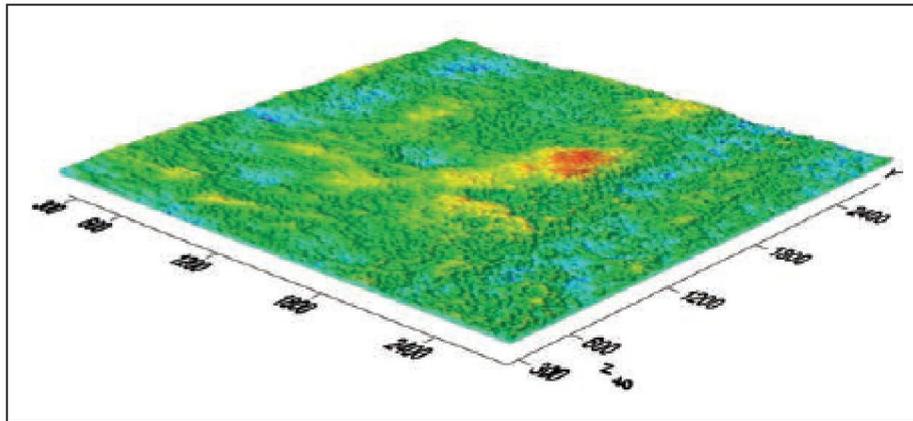


Figure 11: Surface de la zircone sans traitement (20)

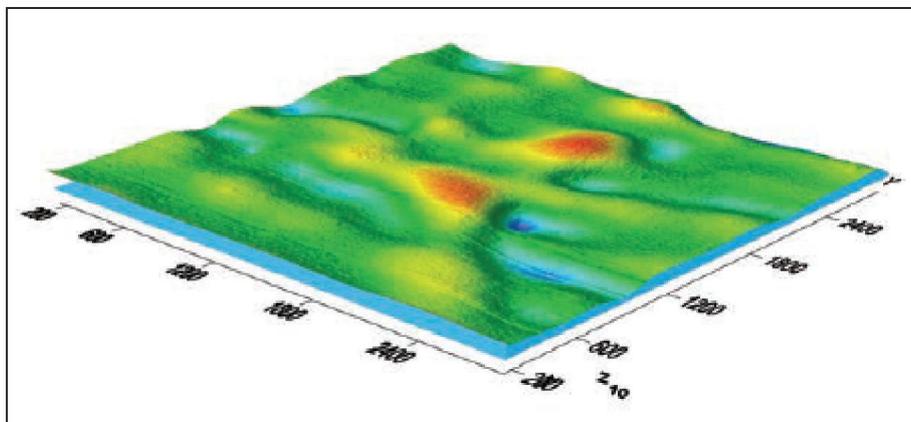


Figure 12: Surface de la zircone après polissage mécanique (20)

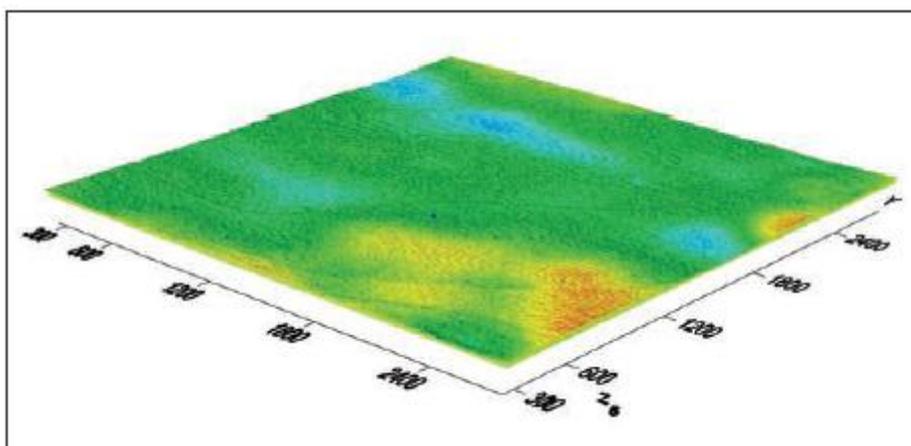


Figure 13: Surface après application d'une fine couche de glaçage de ceraMotion® Zr (Dentaurum)

(20)

Quant aux propriétés optiques de la zircone, il a été démontré que le fait de traiter la surface de la zircone permettait dans certains cas de modifier ses qualités esthétiques.

Ainsi, si la rugosité de la surface ne semble pas modifier la translucidité de la zircone (51), le fait de fritter la zircone permettra d'augmenter sa translucidité. Cela s'accompagnera cependant d'une baisse des propriétés mécaniques des zircons YTZP, due à la croissance des grains (52)(53).

#### 1.1.4-Caractéristiques optiques

Afin d'analyser les caractéristiques optiques, nous regarderons comment se comporte un rayon lumineux incident sur un matériau, puis nous verrons quels sont les avantages et inconvénients de ce comportement.

Lorsqu'un rayon de lumière visible arrive sur un élément tel que de la zircone Y-TZP, on observera trois phénomènes distincts (30):

1-une réflexion,

2-une transmission,

3-et une absorption de la lumière.

##### 1.1.4.1-La réflexion

En optique, la réflexion est un phénomène intervenant lors de l'arrivée d'un rayon lumineux sur un matériau. La lumière ni absorbée, ni transmise, est dite réfléchi. C'est via ce phénomène que l'on voit les objets. En effet, la lumière émise par la source, qui n'est ni absorbée ni transmise sera réfléchi vers notre œil. La majeure partie d'un rayon incident sera réfléchi (54). La lumière subira un changement de direction en se réfléchissant sur le milieu qu'elle croise, comme on le voit ci-dessous (figure 14). Cette réflexion sera unidirectionnelle si la surface rencontrée est plate, pluridirectionnelle sinon (54).

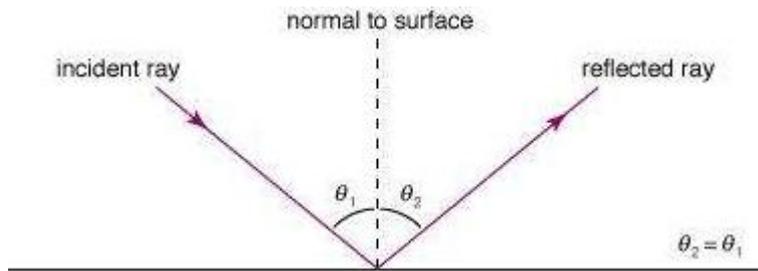


Figure 14: Réflexion d'un rayon incident sur une surface lisse (54)

Le rayon réfléchi le sera à la fois à la surface du matériau, mais aussi à l'intérieur du matériau. C'est pourquoi l'on distinguera à la fois une réflexion de surface, qui dans le cas de la zircone est majoritaire, mais aussi une réflexion interne (30).

#### 1.1.4.2-La transmission

Le phénomène de transmission décrit le comportement d'un rayon incident dans un milieu d'indice de réfraction différent.

La transmission est subdivisée en deux phénomènes distincts : la réfraction et la diffusion. La transmission du rayon incident sera dépendante de la matière de l'objet, et plus particulièrement du nombre, de la taille et surtout de la nature des particules le constituant (54)

Ainsi, dans un milieu transparent, le rayon incident sera complètement transmis, alors que dans un milieu translucide, la transmission ne sera que partielle. La lumière transmise dans un matériau translucide est diffusée et réémise, à la surface, en rayon réfléchi (54).

##### 1.1.4.2.1-la réfraction

La réfraction désigne la lumière qui lors d'un passage d'un milieu dit  $n_1$ , à un autre milieu, d'indice de réfraction différent, dit  $n_2$ , continuera à se propager au sein du milieu  $n_2$ , en y subissant une déviation. Celle-ci n'aura lieu que dans un milieu translucide, aussi la zircone sera concernée par ce phénomène (54).

Le comportement du rayon de la lumière transmise est prédictible grâce à la loi de Snell-Descartes :  $n_1 \cdot \sin i_1 = n_2 \cdot \sin i_2$  (54).

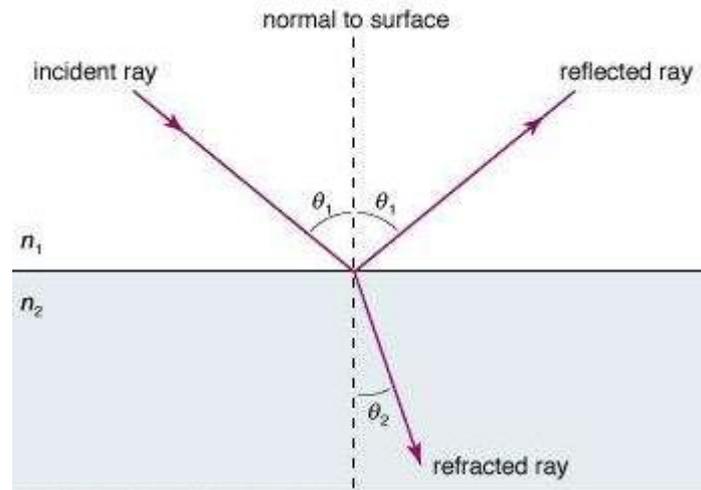


Figure 15: Arrivée d'un rayon incident dans un milieu de réfraction différent (54)

#### 1.1.4.2.2-La diffusion

Le phénomène de diffusion décrit le trajet chaotique effectué par la lumière au sein d'un matériau avant de ressortir dans une direction aléatoire. Ce phénomène n'aura lieu que dans de la matière, avec une interaction entre la lumière et les inhomogénéités et irrégularités contenues dans cette matière, à condition que la longueur d'onde de la matière soit supérieure à celle de la lumière. On obtiendra suite à ce phénomène une lumière diffusée, qui sera réémise dans toutes les directions (54).

Dans la zircone, la diffusion proviendra donc des joints de grains, des phases secondaires, des impuretés, et des porosités. La lumière diffusée sera influencée par le nombre de ces éléments, mais aussi par leur taille, et leur indice de réfraction (30).

#### 1.1.4.3-L'absorption

Quand un rayon lumineux frappe un objet, toute l'énergie qui n'est ni transmise, ni réfléchi, se transformera sous forme de chaleur. C'est l'absorption. Ce sont les rayons non absorbés qui détermineront la couleur. Ainsi, une pomme rouge absorbera tous les rayons lumineux du spectre visibles sauf ceux de la longueur d'onde représentant le rouge, qui sont réfléchis ou transmis (54).

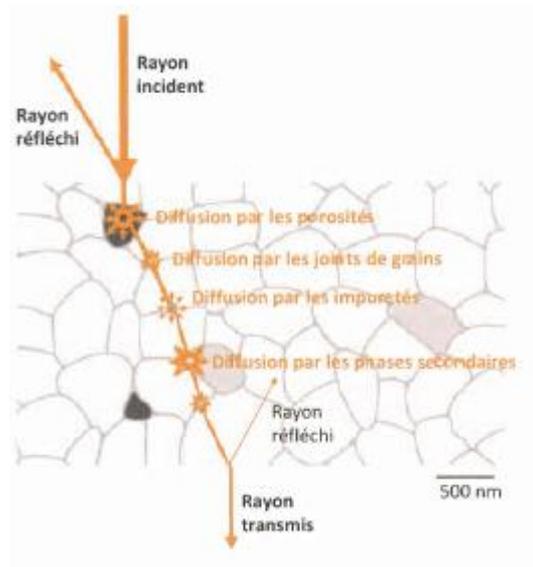


Figure 16: Interactions entre la lumière et une lame de zircon (30)

Si la zircon est si étudiée, c'est en grande partie grâce à ces propriétés optiques. Ainsi, la zircon a (8)(55) :

-un faible coefficient d'absorption. En effet, dans la lumière du visible, la bande interdite de Y-TZP sera comprise entre 5,2 et 6eV, ce qui est largement supérieur à l'énergie des photons du visible, comprise entre 3,2 et 1,7eV (30).

-une haute opacité dans le visible et l'infrarouge

-un haut indice de réfraction, de 2,1 à 2,2

Lorsqu'un rayon incident traversera entièrement à travers une matière, on parlera de translucidité. Si une partie seulement du rayon incident est transmise, on parlera alors de transparence (54).

Ce sont ces trois facteurs qui déterminent la teinte de l'oxyde de zirconium. Pendant longtemps, la zircon ne pouvait être que d'une seule teinte, qui variait selon la densité de l'oxyde de zirconium (plus il était dense, plus il était blanc, moins il était dense, plus il était couleur ivoire) (56). Il existe cependant aujourd'hui de nouvelles zircons, dites multi-couches (« *Multilayer Zirconia* »), qui disposent d'un gradient de teinte, et de translucidité (57).

Le cristal de zircon tétragonal est biréfringent. Cela signifie que l'indice de réfraction des cristaux de zircon sera anisotrope, et donc variera en fonction des différentes directions cristallographiques (30).

La zircone 3Y-TZP étant essentiellement tétragonale, la biréfringence amplifiera la diffusion des joints de grains (qui sont des centres de diffusion) par discontinuité de l'indice de réfraction lorsque les grains adjacents n'auront pas la même orientation cristallographique (30).

A l'inverse, les cristaux cubiques seront eux anisotropes, ce qui fait que plus la zircone comprendra de cristaux cubiques, plus elle sera translucide (58), ainsi qu'on le voit dans la figure ci-dessous (figure 17) :

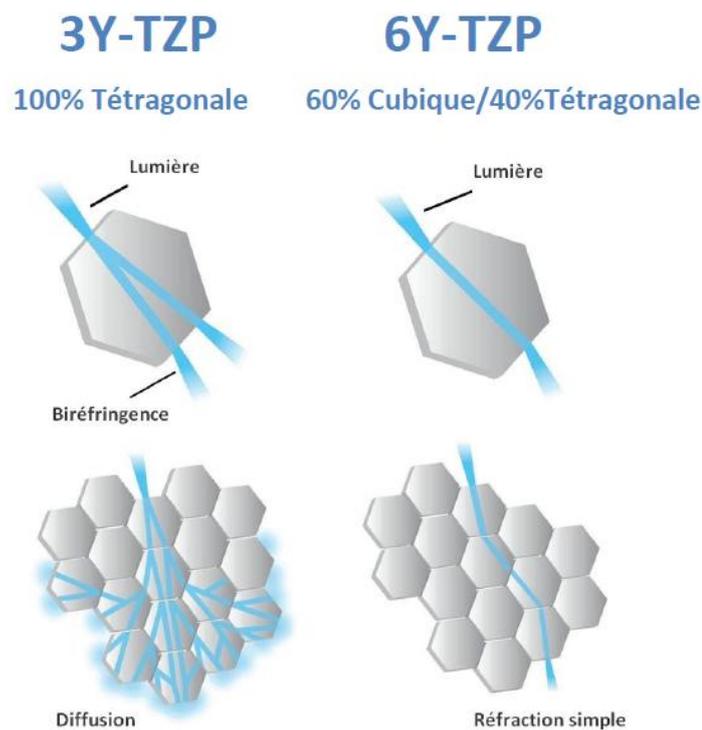


Figure 17: Passage d'un rayon de lumière incident dans une zircone constituée à 100% de cristaux tétragonaux à gauche, puis dans une zircone constituée de cristaux cubiques et de 40% de cristaux tétragonaux à droite (19)

En ce qui concerne la transmission de la lumière, les tests menés sur l'YTZP ont permis de conclure que la transmission y était comprise entre 400 et 700nm, selon les marques commerciales (59).

La zircone YZP a une opacité importante, ce qui est à la fois un avantage et un inconvénient en dentisterie. En effet :

-elle permettra de masquer par exemple un inlay-core de couleur métallique situé sous une restauration composée entièrement ou en partie de zircone (60), là où une restauration en vitrocéramique par exemple laissera d'avantage ressortir la teinte grise de l'inlay-core qu'elle recouvrira (61).

-cependant, dans le cas de restauration tout-zircone (« *full-zircon* »), le résultat ne semblera pas naturel en comparaison avec des dents naturelles adjacentes, et cela car la réflexion de la lumière et sa diffusion à travers la zircone sera différent du comportement de la lumière à travers de l'émail et de la dentine (62).

La translucidité, et donc l'opacité de la zircone, peut être modifiée en contrôlant la réflexion, la transmission, et l'absorption de la lumière (63).

Si la réflexion et la réfraction augmentent, le matériau deviendra plus opaque. A l'inverse, on observera une diminution de l'opacité, et donc une augmentation de la translucidité dans le cas d'une augmentation de la transmission, accompagnée d'une réflectance en diminution. Or, ces facteurs sont déterminés en grandes parties grâce aux deux éléments suivants (64):

- aux particules de zircone, qui ont une longueur d'onde plus grande que celle de la matrice dans laquelle elles sont dispersées.

-A un indice de réfraction des particules différent de celui de la matrice.

La couleur naturelle d'une dent résulte des longueurs d'ondes respectives des tissus la composant, à savoir la pulpe, la dentine, et l'émail (65).

La dentine aura une couleur légèrement orangé, de par la dentine, compensée en partie par son composant organique fluorescent, photosensible aux ultraviolets (65).

L'émail aura une couleur blanc bleuté. Celle-ci viendra de la présence de petites plaquettes d'hydroxyapatites polycristallines alignées qui disperseront sélectivement des longueurs d'onde plus courtes (65).

Aucune céramique dentaire ne peut, actuellement, à elle seule reproduire le comportement complexe de la dent qui reçoit de la lumière et afficher les caractéristiques optiques du tissu dentaire naturel (66). Cependant, les nouvelles variétés de zircons dites cubiques apportent une transparence pouvant être suffisante même pour des cas esthétique, avec parfois une transparence trop importante. Les matériaux multi-couches permettent eux de s'approcher des dégradés de teintes observés dans les dents naturelles.

## 2 : LES MOYENS D'AUGMENTER LA TRANSLUCIDITE DE LA COURONNE ZIRCONNE

Comme nous l'avons vu précédemment, si la zircone semble être un matériau de choix en ce qui concerne les chapes, son opacité aura jusqu'ici posé des problèmes pour en faire un matériau capable seul assurer l'esthétique. Or, avec l'utilisation accrue de la CFAO (Conception et Fabrication Assisté par Ordinateur, retrouvé dans la littérature sous le terme de CAD/CAM pour « *computer-assisted design/computer-assisted manufacturing* »), il est intéressant de trouver un matériau pouvant être usiné en une seule pièce. Dans cette seconde partie, nous analyserons quelles peuvent être les pistes à explorer pour améliorer la translucidité de la zircone (50).

### 2.1-Au niveau du matériau

La capacité de la lumière à traverser la zircone, donc sa translucidité, résulte de nombreux facteurs (30)(67). On distinguera notamment les axes suivants :

- 1-la cristallographie de la zircone
- 2-la taille des différentes particules et des grains
- 3- La composition de la zircone, et notamment de ses dopants et de ses stabilisants, principalement les oxydes de lanthane, d'alumine, et d'yttrium.
- 4-la densité et la diminution des porosités, qui dépendent des conditions de pressage et de frittage du matériau lors de son élaboration.

## 2.1.1-La structure et la cristallographie de la zircone

On notera qu'il existe différents types de zircone polycristalline, développées et commercialisées au cours du temps (68). Ainsi, on aura vu apparaître successivement sur le marché:

-L'alumine renforcée à la zircone (retrouvée sous le terme de ZTA, pour « *zirconia toughened alumina* ») (69)

-La zircone partiellement stabilisée (PSZ, pour « *partially syabilized zirconia* ») (13)

-La zircone tétragonale polycristalline (TZP pour « *tetragonal zirconia polycrystal* ») (18)

-La zircone entièrement stabilisée cubique (CSZ pour « *fully cubic stabilized zirconia* ») (70)

-Les zircons multicouches (« *multilayer zirconia* ») (57)

La CSZ, à l'inverse des autres zircons, sera isotrope, ce qui peut améliorer la transmission de la lumière (71)(72). En effet, la phase cubique de la zircone est anisotrope, donc dans le cas où la zircone est entièrement cubique, elle sera plus translucide (58).

De toutes ces zircons, c'est actuellement la zircone tétragonale polycristalline dopée à 3 % molaire (3Y-TZP) qui est le matériau le plus largement utilisé pour les applications dentaires (12). Mais, l'introduction sur le marché de nouvelles zircons dont celles dites cubiques est amenée à faire bouger ces chiffres.

Material	Code	Microstructure	Composition	Mechanism	Optical Characteristics
Zirconia toughened alumina	ZTA	Tetragonal zirconia (t-ZrO <sub>2</sub> ) dispersed as minor phase in Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> matrix	Vita method: Mixture of alumina with 33 mol% zirconia (zirconia stabilized with 12 mol% CeO <sub>2</sub> ); <sup>9</sup> InCeram was first ZTA developed for dental applications <sup>8,9</sup> ; however, large pore content (8-11%) <sup>10</sup>	Transformation toughening <sup>b</sup>	For 3.0-4.5 mol% Y-PSZ, refractive indices are 2.192-2.470 and birefringence values are 0.020-0.033, depending on composition. <sup>11,12</sup> Corresponding values for Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> are 1.768 and 0.008. <sup>13</sup> Hence, addition of latter to former will lower both values closer to those of enamel. <sup>c</sup>
Partially stabilized zirconia	PSZ	Tetragonal ZrO <sub>2</sub> dispersed or precipitated in cubic ZrO <sub>2</sub>	8-10 mol% MgO or 3 mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> is used to partially stabilize zirconia <sup>8,14</sup>	Transformation toughening <sup>b</sup> however, with slightly lower energy for tetragonal to monoclinic transformation <sup>15</sup>	For 3.0-4.5 mol%Y-PSZ, since refractive indices are 2.192-2.470 and birefringence values are 0.020-0.033, depending on composition, <sup>11,12</sup> higher reflectivity can result in enhanced whiteness and opacity.
Tetragonal zirconia polycrystal	TZP	Single phase tetragonal ZrO <sub>2</sub>	2-4 mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> as dopant yields >98% tetragonal zirconia of fine grain size (~0.2-0.5 μm) <sup>8,16</sup>	Below critical grain size, tetragonal zirconia stable; larger grain sizes, stress, heat, and/or moisture can cause transformation to monoclinic zirconia, resulting in toughening or compromise of mechanical properties <sup>16</sup>	For 3 mol% Y-TZP, refractive index is 2.214 and birefringence is 0.038. <sup>12</sup> While refractive index is in lower range of those of PSZ, birefringence is higher, resultant greater scattering can alter color and increase opacity.
Cubic stabilized zirconia	CSZ	Single phase cubic ZrO <sub>2</sub>	≥6 mol% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> as dopant used to fully stabilize zirconia	No transformation-toughening mechanism	Refractive indices for 9-17 mol% Y-CSZ are 2.177-2.088. <sup>17</sup> Although lower refractive indices relative to PSZ and TZP and absence of birefringence are advantageous optically, greater thicknesses are required to compensate for inferior mechanical properties, resulting in reduced translucency.

<sup>a</sup>VITA In-Ceram YZ; VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. [http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2011/11/VITA-In-Ceram-YZ-Working-Instructions\\_1649E-.pdf](http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2011/11/VITA-In-Ceram-YZ-Working-Instructions_1649E-.pdf), 2011. <sup>b</sup>Transformation toughening refers to beneficial tetragonal-to-monoclinic phase transformation, which results in volumetric expansion in dense matrix, thereby imposing compressive stress that closes crack tip and impedes further crack growth. Unusually, this phase transformation is both thermally- and stress-induced.<sup>9</sup> <sup>c</sup>Refractive index of dentin is 1.540 and that of enamel is 1.631<sup>18</sup>; both have a birefringence of 0.007.<sup>19</sup>

Tableau 7: Familles de zircone développées pour un usage dentaire (68)

L'objectif des fabricants est actuellement de trouver un compromis entre les phases tétraogonales, assurant une bonne stabilité et les propriétés physiques de la zircone, et la phase cubique, qui augmentera la translucidité de la zircone (58).

Le pourcentage sera très variable. On pourra trouver des zircons avec entre 15 et 20% de phase cubique par exemple dans des zircons telles Lava <sup>TM</sup> Esthetic (3M ESPE); Katana <sup>TM</sup> Zirconia (UTML / STML); BruxZir<sup>®</sup> anterior (Glidewell Laboratories); ArgenZ <sup>TM</sup> anterior (Argen Corp., argen.com); et Imagine<sup>®</sup> (Jensen Corp.), voire même jusqu'à 60% de phase cubique et 40% de phase tétraogonale avec Nacera Pearl Q3 (Doceram) (58).

### 2.1.2-la taille et la répartition des différentes particules et des grains

Il a été démontré que la translucidité de la zircone augmente à mesure que les points de contacts entre les grains diminuent (74).

Aussi, la taille et la répartition des différents oxydes au sein de la zircone auront une conséquence directe sur la translucidité, puisque influant directement sur le nombre de points de contacts. Par exemple, comme nous le voyons sur la figure ci-dessous (figure 18), si l'oxyde d'aluminium est réparti de manière homogène, en s'intercalant entre les grains de zircone, sous forme de particules fines, on aura une zircone plus translucide que dans le cas d'une répartition inhomogène. Dans ce second cas, on obtiendra une zircone plus opaque (20).

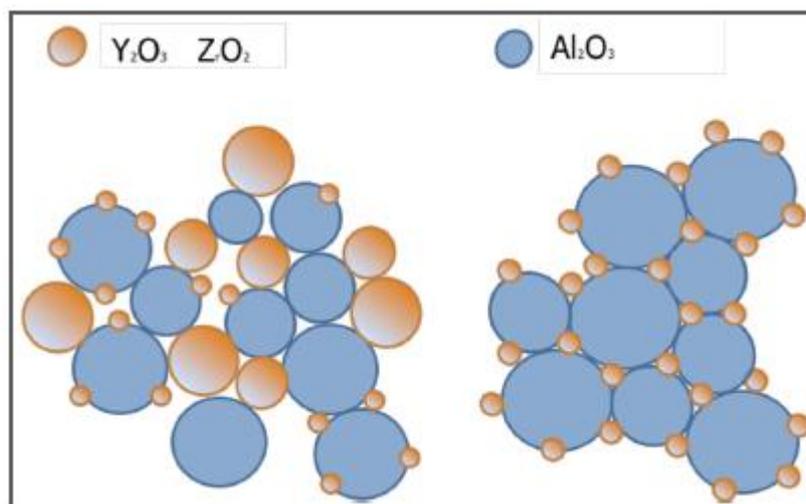


Figure 18: Représentation schématique de la distribution des particules d'oxyde d'aluminium et d'oxyde de zirconium. A gauche : zircone classique, à droite : zircone avec une transparence plus élevée (20)

La taille des particules et des grains des différents oxydes seront grandement conditionnée par la température, et par la durée du frittage (52).

Ainsi, en ce qui concerne par exemple l'oxyde d'yttrium, on observera que plus la température sera élevée, plus les particules d'oxyde d'yttrium seront petites (75).

A une température donnée, si le temps de cuisson augmente, le diamètre des grains augmentera de même, mais alors la résistance mécanique diminuera (20).

Il n'est cependant pas conseillé pour le prothésiste de chercher à obtenir une zircone plus translucide en modifiant les conditions de cuisson fournies par le fabricant, au risque de diminuer les propriétés mécaniques de la zircone et accentuer son vieillissement (20).

Plus les particules seront de petite taille, plus la structure sera dense. Cela est confirmé par d'autres études, démontrant que des particules de l'ordre du nanomètre augmenteront de manière significative certaines des propriétés mécaniques, dont la dureté (76).

Seulement, plus le diamètre des grains diminuera, moins la transformation t-m se produira. Or, ce phénomène est nécessaire afin de lutter contre la propagation des fissures.

Aussi, il est actuellement recommandé de conserver pour les cristaux de zircone un diamètre supérieur à  $0,2\mu\text{m}$ , et de ne pas aller sous l'échelle du nanomètre, si l'on ne veut pas réduire de façon importante certaines des propriétés mécaniques de la zircone, notamment la ténacité (70).

### 2.1.3-La composition de la zircone, et notamment de ses dopants et de ses stabilisants

La composition de la zircone, et notamment de ses dopants et de ses stabilisants, jouera grandement tant sur ses propriétés mécaniques qu'esthétiques. Les deux principaux dopants qui servent de variables d'ajustement sont actuellement l'yttrium et l'alumine (77). Mais d'autres dopants ont été essayé, notamment l'oxyde de lanthane.

### 2.1.3.1-Oxyde de Lanthane

L'oxyde de lanthane, de formule  $\text{La}_2\text{O}_3$ , est l'un des dopants actuellement étudié dans le cadre des nouvelles zircons.

Son ajout va permettre d'augmenter la résistance de la zircone au vieillissement, ainsi que sa stabilité hydrothermique (78).

En faisant varier la quantité de  $\text{La}_2\text{O}_3$  ajouté à de la zircone 3YTZP, de 0,2 à 5% mol, on constatera que c'est aux alentours de 0,4% qu'on obtiendra la meilleure résistance mécanique, et les plus petits grains de zircone, donc la meilleure translucidité.

Deux problèmes demeurent cependant:

Premièrement, cet ajout rendra la zircone poreuse (62)(75). Cela va donc diminuer la translucidité de la zircone (78).

Ensuite, afin d'avoir une zircone suffisamment résistante pour s'opposer aux contraintes mécaniques s'appliquant dans le milieu buccal, il est convenu d'obtenir une densité supérieure à  $6.1\text{g/cm}^3$  (80).

Or, l'ajout du seul oxyde de lanthane, et ce même en faisant varier la teneur de 0,02 à 5mol% permet de s'approcher des  $6,1\text{g/cm}^3$ , mais pas de les dépasser, comme on peut le voir dans le tableau ci-dessous.

1500 °C, 2 h	Grain size (nm)	Density ( $\text{g/cm}^3$ )	Toughness ( $\text{MPa m}^{1/2}$ )	Hardness ( $\text{kg/mm}^2$ )	Aging kinetics	
					$V_{ms}$ (%)	$b$ ( $\text{h}^{-1}$ )
3Y-0.02La	244 ± 112	5.93 ± 0.004	3.7 ± 0.1	1156 ± 31	88	0.082
3Y-0.1La	227 ± 102	5.95 ± 0.01	3.6 ± 0.1	1203 ± 27	87	0.038
3Y-0.2La	227 ± 98	5.92 ± 0.01	3.8 ± 0.1	1178 ± 30	85	0.019
3Y-0.4La	213 ± 90	5.91 ± 0.02	3.5 ± 0.2	1128 ± 39	81	0.017
3Y-0.6La	226 ± 90	5.79 ± 0.03	3.8 ± 0.3	954 ± 33	77	0.023
3Y-1La	232 ± 103	5.77 ± 0.02	3.6 ± 0.1	1079 ± 49	74	0.090
3Y-2La	224 ± 98	5.71 ± 0.02	4.0 ± 0.4	932 ± 43	74	0.057
3Y-3La	221 ± 99	5.60 ± 0.03	4.3 ± 0.2	833 ± 41	74	0.040
3Y-4La	252 ± 135	5.52 ± 0.04	3.6 ± 0.2	847 ± 32	74	0.061
3Y-5La	235 ± 115	5.43 ± 0.05	/	424 ± 25	74	0.046

Tableau 8: Granulométrie, densité, dureté Vickers, ténacité, et vieillissement, à 134 ° C pour les 3Y-TZP dopés à la  $\text{La}_2\text{O}_3$  avec une teneur en  $\text{La}_2\text{O}_3$  variant de 0,02 à 5 mol% (78)

L'ajout d'oxyde de lanthane seul ne permettra donc pas d'obtenir une zircone répondant aux critères nécessaires en termes de translucidité et de propriétés mécaniques (78).

### 2.1.3.2-Oxyde d'alumine

La zircone a tout d'abord été introduite en Odontologie dans le cadre de l'implantologie, mais elle a auparavant été utilisée dans le cadre de prothèse orthopédique. Il a été démontré pour ces prothèses que l'ajout d'oxydes d'alumine permettait de lutter contre la dégradation et le vieillissement (58). Au vu de ses résultats, il a aussi été ajouté de l'alumine aux zircons utilisés en odontologie. Il est cependant à noter que les implants articulaires (prothèse de hanche, de genou, etc...) répondent à des impératifs mécaniques et chimiques différents du milieu buccal. Comme en orthopédie (58).

Initialement, en Odontologie, cette concentration était à hauteur de 0,25% en poids afin de stabiliser chimiquement la zircone, mais aussi de diminuer le phénomène de dégradation à basse température rencontré quand la zircone est exposée à un milieu humide, tel la cavité buccale (81)(82).

En effet, avec un ajout de 0,25% en poids de  $Al_2O_3$ , les ions  $Al_2$ s'agrègeront au niveau des joints de grains, et permettront de retarder la dégradation (30).

C'est cette concentration de 0,25% en oxyde d'alumine qu'on retrouvera par exemple dans une des zircons les plus utilisées, la zircone Tosoh TZ-3Y-E (avec E qui signifie 0,25% du poids en alumine) (77).

Le fait de diminuer la concentration d'alumine de 0,25% à 0,1% ou même 0,025% en poids aura pour conséquence une augmentation de la translucidité de la zircone, et de la résistance au vieillissement (78). Mais cela se fera au détriment de la stabilité hydrothermale, mais aussi de la résistance mécanique de la zircone (79).

Seulement, l'ajout d'alumine est aujourd'hui remis en cause par certains fabricants, pour deux raisons principalement (58) :

-Comme nous l'avons déjà vu, la zircone à un indice de réfraction élevé (1)(55). Or, l'indice de réflexion de l'alumine est encore plus élevé. Il a été démontré que l'ajout d'alumine, en augmentant le nombre de joints de grains, augmentait l'opacité de la zircone, même en réduisant l'épaisseur de la zircone (62).

Aussi, afin d'augmenter les propriétés optiques de la zircone, des fabricants ont diminué la concentration en alumine, pour l'emmener à un taux de 0,05%, diminuant alors l'opacité de leur zircone, voir même en la supprimant (62).

-Les zircons dentaires subissant des contraintes physiques et mécaniques bien moindre que les zircons utilisées dans le cadre de prothèses articulaires, certains fabricants remettent en cause l'intérêt même de l'ajout d'alumine dans le cas de zircone utilisée en odontologie (58).

Seulement, aucune étude n'abonde aujourd'hui en ce sens. Par précaution, beaucoup de marques laissent encore de l'alumine, en cherchant à diminuer les doses, mais certaines gammes de zircone n'en contiennent aujourd'hui plus du tout. Ainsi, on ne retrouve plus d'alumine dans la BruxZir® de Glidewall Dental Labs, ou encore Lava® Plus de chez ESPE.

Si cette solution a permis d'augmenter la translucidité de la zircone, et que nous ne disposons pas d'études permettant d'évaluer les conséquences au regard de la dégradation de la zircone, cela conduit néanmoins de façon certaine à une diminution des propriétés mécaniques (82).

### 2.1.3.3-Un mélange oxyde de lanthane – oxyde d'alumine

Face au problème de densité rencontré avec l'apport seul d'oxyde de lanthane, il a été proposé récemment d'apporter en complément de l'oxyde d'alumine. Cet apport, permettra d'obtenir une zircone plus translucide qu'avec l'apport de l'oxyde d'alumine seul, et plus dense qu'avec l'oxyde de lanthane seul (77).

Dans les tableaux qui vont suivre (figures 19, 20 et 21), nous comparerons des zircons co-dopés en oxydes de lanthane et d'alumine, et constituées de 0,2 moles de  $\text{La}_2\text{O}_3$  et d'une concentration en  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , qui variera entre 0,1 et 0,25% en poids, à une zircone enrichie en alumine à hauteur de 0,25% (Tosoh TZ-3Y-E, marquées 3Y-E dans les tableaux), mais aussi à une zircone classique 3YTZP non enrichie en alumine (indiquée 3Y):

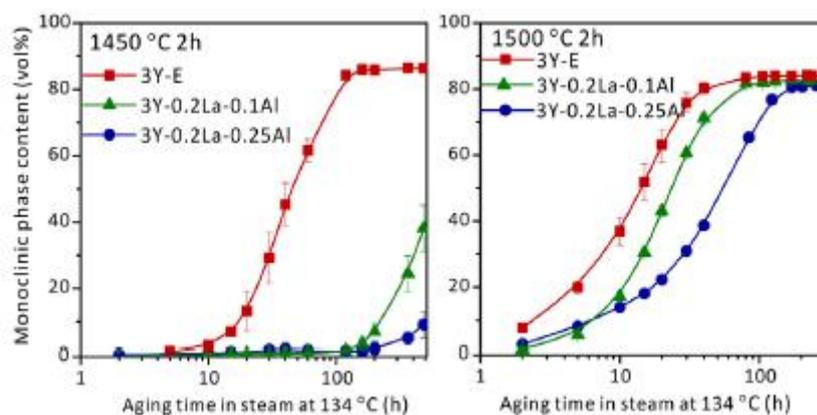


Figure 19: Comparaison de la résistance au vieillissement, et du volume de la phase monoclinique de différentes zircons (77)

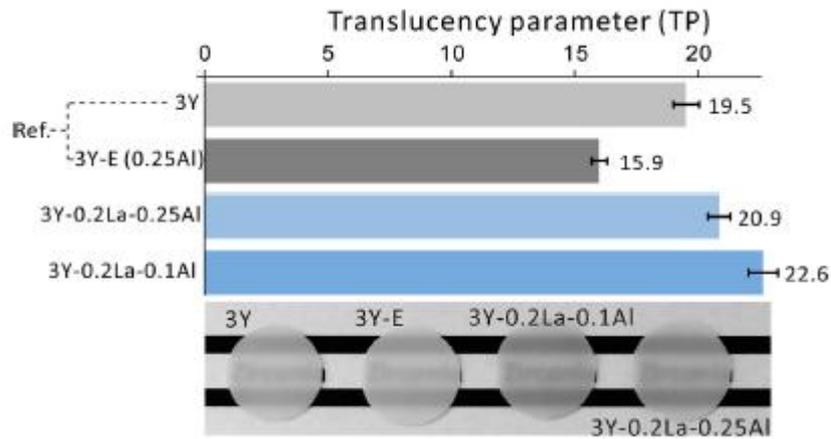


Figure 20: Comparaison de la translucidité de zircons frittée à 1500°C (77)

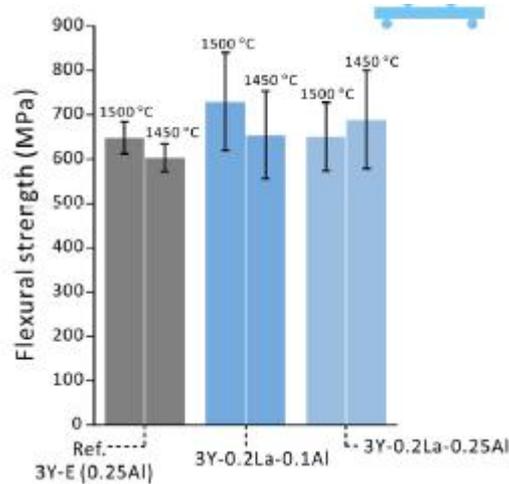


Figure 21: Comparaison de la résistance à la flexion lors d'un test 4 points de zircons frittées à 1500°C (77)

Or, comme nous allons le voir dans le tableau ci-dessous, (tableau 9), l'ajout d'oxyde de lanthane à une zircone déjà couplée avec de l'oxyde d'alumine aura pour conséquence de diminuer la taille des grains, ce qui conduira à une diminution de la porosité. Il a été démontré qu'une porosité faible favorisait une bonne translucidité (83). Aussi cet ajout conduira à une augmentation de la translucidité de la zircone (77).

Ceramic	Sintering (°C)	Grain size of ZrO <sub>2</sub> (nm)	Density (g/cm <sup>3</sup> )	Toughness (MPa m <sup>1/2</sup> )	Hardness (kg/mm <sup>2</sup> )	4-point bending strength (MPa)
3Y-E (0.25Al) reference	1500	305 ± 127	6.04 ± 0.01	3.4 ± 0.1	1322 ± 8	648 ± 36
	1450	250 ± 99	6.05 ± 0.01	3.5 ± 0.1	1331 ± 11	604 ± 31
3Y-0.2La-0.25Al	1500	266 ± 118	6.04 ± 0.01	3.4 ± 0.1	1304 ± 17	651 ± 77
	1450	215 ± 84	6.02 ± 0.01	3.5 ± 0.1	1331 ± 14	690 ± 111
3Y-0.2La-0.1Al	1500	254 ± 106	6.03 ± 0.01	3.3 ± 0.1	1347 ± 13	730 ± 111
	1450	216 ± 85	6.06 ± 0.02	3.4 ± 0.1	1358 ± 16	655 ± 99

Tableau 9 : Taille des grains, densité, et propriétés mécaniques de zircons 3Y-E co-dopées en La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> et en Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> et d'une zircone 3Y-TZP (3Y-E) (77)

L'ajout d'oxydes d'alumine et de lanthane semble donc être une voie intéressante dans le but de remplacer les zircons 3YTZP actuellement utilisées, puisque comme le montre les illustrations ci-dessus (figures 20, 21, 22 et tableau 9) une zircone co-dopée en La<sub>2</sub>O<sub>3</sub> et en Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> pourra présenter une stabilité hydrothermale, une translucidité, et certaines propriétés mécaniques supérieures à celles d'une zircone non enrichie, ou même simplement enrichie en oxydes d'alumine seuls (77).

#### 2.1.3.4-Oxyde d'yttrium

On doit à Ron Garvie le fait d'introduire de l'oxyde d'yttrium dans la zircone, et ce dès 1975, avec une concentration de 5,5%mol d'oxyde d'yttrium (4).

Cet oxyde d'yttrium a pour intérêt de stabiliser à haute température la phase cubique de la zircone lors du retour à une température ambiante, et ainsi d'obtenir une zircone bien stabilisées (5).

Depuis la publication de ces résultats, la plupart des zircons utilisés dans le biomédical sont composées de zircone enrichie en yttrium (73). On retrouve dans le tableau ci-dessous (tableau 10) de nombreuses zircons disponibles sur le marché, et nous pouvons voir que 15 des 19 céramiques proposées voient de l'oxyde d'yttrium rentrer dans leur composition.

Trade Name	Manufacturer	Composition*
DD Bio ZM	Dental Direkt GmbH <sup>32</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≥99.0 wt%
Zeno Star	Wieland and Ivoclar Vivadent AG <sup>32</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Prettan Anterior	ZirkonZhan <sup>32</sup>	ZrO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
GC ZR Disc CIP	GC Europe <sup>32</sup>	ZrO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Ceramill Zolid	Amann Girrbach <sup>32</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Incoris TZI	Dentsply Sirona <sup>32,39</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 99.0 wt%
BruXZir	Glidewell Lab ( <a href="http://www.accessdata.fda.gov">www.accessdata.fda.gov</a> )	Not specified
Katana	Kuraray Noritake Inc <sup>40</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
NANOZR	Matsushita Electric <sup>41</sup>	Ce-TZP/Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (67.9 wt% ZrO <sub>2</sub> , 10.6 wt% CeO <sub>2</sub> , 21.5 wt% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 0.06 wt% MgO, 0.03 wt% TiO <sub>2</sub> )
TZ-3YB-E	Tosoh ( <a href="http://www.tosoh.com">www.tosoh.com</a> )	ZrO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
InCeram	Vita ( <a href="http://vitanorthamerica.com">http://vitanorthamerica.com</a> )	Porous Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -CeO <sub>2</sub> -ZrO <sub>2</sub> (33 wt%) + Lanthanide glass
Lava	3M ESPE <sup>39</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Kavo	Everest Z ( <a href="http://kavousa.com">http://kavousa.com</a> )	ZrO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Kavo	Everest HPC ( <a href="http://kavousa.com">http://kavousa.com</a> )	ZrSiO <sub>4</sub> + Si-glass phase, (ZrSi <sub>2</sub> , ZrO <sub>2</sub> , Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , MgO, Plooxyethylene sorbitan monostearate, Alkyl silicane resin)
Procera	NobelBiocare ( <a href="http://www.nobelbiocare.com">www.nobelbiocare.com</a> )	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , ≥99.0 wt%
IPS e.max ZirCAD	Vivadent Ivoclar AG ( <a href="http://www.rodentallab">http://www.rodentallab</a> )	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
Denzir	Cadesthetics AB ( <a href="http://www.denzir.com">http://www.denzir.com</a> )	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , >99.0 wt%
DC-Zirkon	DCS Dental AG ( <a href="http://www.lastruttura.it">http://www.lastruttura.it</a> )	Y-TZP
Digizon	Amann Girrbach <sup>42</sup>	ZrO <sub>2</sub> + HfO <sub>2</sub> + Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> , 99.0 wt%

Tableau 10: Détails de la composition des zircons dédiés à un usage dentaire, selon les fabricants (68)

Les années 2000 ont vu s'imposer un consensus pour une zircone avec une concentration en yttrium de 3%mol (70)(78). Cette concentration de 3%mol permet même d'obtenir une zircone dans laquelle 100% des cristaux sont tétraonaux. De tous les produits à base de zircone, c'est l'YTZP qui est considéré comme disposant des meilleures propriétés mécaniques, ainsi que d'une densité élevée et d'une faible porosité (4).

Or, il a depuis été démontré depuis qu'une augmentation du taux d'oxyde d'yttrium se traduisait par une augmentation de la phase cubique, et donc de la translucidité, ainsi que par une stabilisation accrue de la phase cubique (19)(44).

Aussi, la concentration a été modifiée par certains fabricants, ce qui fait qu'on en trouve actuellement de nouvelles zircons avec des taux d'oxyde d'yttrium pouvant aller couramment jusqu'à 6%mol (19), voir même 10%mol (58).

Dès lors, des produits tels que Lava™ Esthetic de 3M ESPE, Katana™ Zirconia de UTML/STML, BruXZir® Anterior de Glidewell Laboratories, ArgenZ™ Anterior de Argen Corp., ou encore Imagine® de Jensen Corp, présenteront des concentrations en %mol supérieures à ceux connus auparavant. Aux dires des fabricants, ces concentrations permettent d'obtenir des zircons constitués de 10 à 15% de phase cubique, selon la zircone choisie(58). La zircone Nacera Q3 du concept ceraMotion®OneTouch Concept, développée par Dentaurum, présentera même jusqu'à 60% de phase cubique (19).

Seulement, cette modification de la cristallographie de la zircon, en passant d'une zircon totalement tétragonale (l'YTZP), à une zircon pouvant comprendre plus de 60% de cristaux cubiques (6Y-TZP), ne sera pas sans conséquences en ce qui concernera les caractéristiques mécaniques de la zircon comme nous le verrons dans la figure suivante (figure 22):

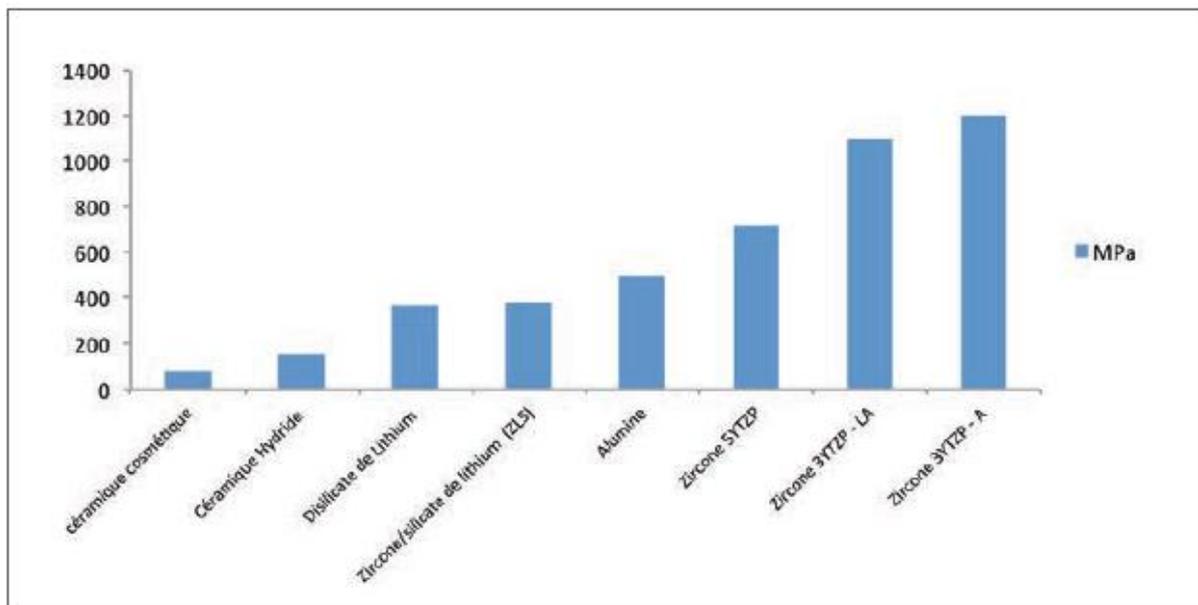


Figure 22: Résistance mécanique à la flexion de différents matériaux pour des armatures tout-céramique (20)

Ainsi, si une zircon de type 3YTZP aura une résistance au test de flexion 3 points de l'ordre de 1000 à 1400 MPa, la résistance d'une zircon 5Y-TZP au même test sera de l'ordre de 750MPa seulement (19).

C'est pourquoi, selon la norme ISO 6872 les zircons « classiques » (de type 3YTZP, avec une résistance généralement comprise entre 1000 et 1400 MPa) sont préconisées pour réaliser des prothèses pouvant aller jusqu'à 4 éléments, là où les nouvelles zircons 6Y-TZP ne sont préconisées que pour des restaurations allant jusqu'à maximum 3 éléments (19).

Dans le cas d'une réalisation prothétique utilisant un bloc full-zircon, et utilisant une zircon cubique, il faudra donc prendre en compte ces données.

#### 2.1.4-La densité et la diminution des porosités

Les porosités, en modifiant la diffusion de la lumière au sein même de la zircone auront donc un rôle important dans la translucidité de cette dernière. On cherchera donc à avoir une zircone la moins poreuse possible, et donc le plus dense possible. On estime que dans les matériaux polycristallins, on ne peut parler de translucidité que si la porosité est extrêmement faible (<0,01% du volume) (75).

Afin d'obtenir des matériaux de porosité si faible, il sera nécessaire d'y appliquer là encore une température de frittage très élevée, et sur un long temps de maintien. Le fait d'appliquer ces conditions à de la zircone enrichie avec un dopant donnera des grains de grandes tailles (84).

Ces grains de grande taille ont longtemps été considérés comme un avantage en ce qui concernait la transparence, car permettant de réduire au maximum la présence de joints de grains (85).

Cependant, des études plus récentes ont démontré qu'en ce qui concernait la transparence, la porosité était un facteur d'influence plus important que le nombre de joints de grains. De plus, on a constaté que la diffusion est diminuée lorsque les pores auront une taille de l'ordre du nanomètre, en comparaison de grains de la taille de l'échelle du micromètre (83)(86).

La norme ISO 6872 définit les exigences mécaniques relatives aux céramiques dentaires, dans le cadre des restaurations fixes tout céramique notamment. Avec une densité de  $6,05 \text{ g/cm}^3$ , l'YTZP dépassera les valeurs minimales requises (8). Cependant, les consignes de réalisation de la zircone, fournies par le fabricant au prothésiste seront à respecter à la lettre, sous peine de voir les propriétés de la zircone diminuées par rapport à celles attendues (25).

Le frittage de la poudre (le moment où l'on réchauffe la poudre, en évitant la fusion, de façon à ce qu'elle s'agrège) sera l'étape la plus critique lors de la fabrication de la zircone. Mais avant de réaliser cette étape, il faudra presser la zircone (19).

La fabrication de la zircone passe généralement par un double pressage. Tout d'abord, on effectue un premier pressage uni-axial, puis ensuite un pressage isostatique (19).

Le premier pressage uni-axial aura pour but d'ébaucher la forme finale du disque de zircone. Une fois cette première étape passée, le disque subira un pressage isostatique à froid, qui aura pour but de condenser de façon homogène la zircone dans toutes les directions. On obtiendra à ce moment-là une poudre (19).

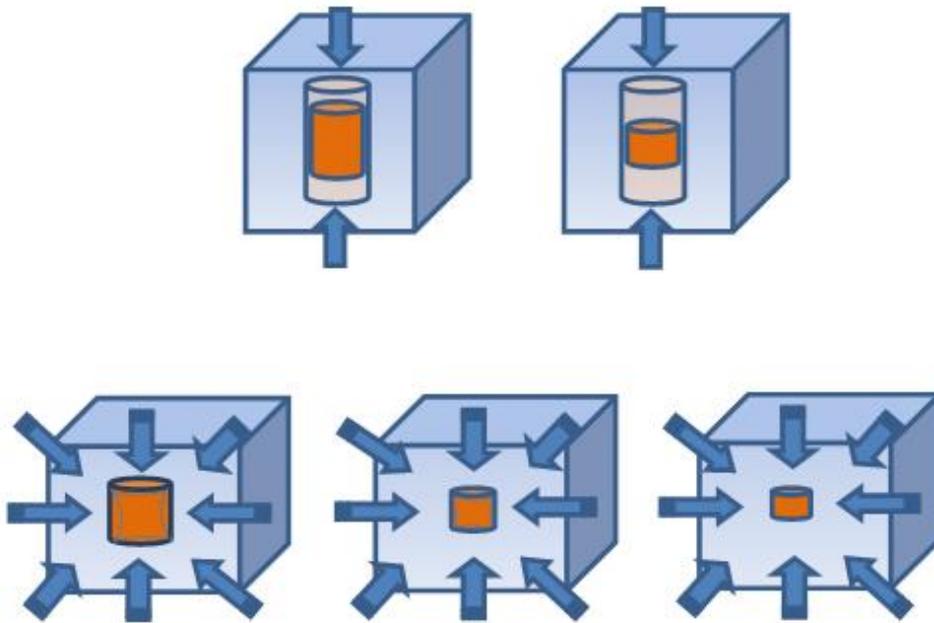


Figure 23: Pressage uni-axial en haut, pressage isostatique en bas (19)

Si la poudre est disposée de manière homogène lors de la mise sous pression, le résultat correspondra à ce qui est attendu. A l'inverse, on obtiendra en cas d'erreur dans le protocole une zircone fragilisée, comme on le voit ci-dessous (figure 24) :

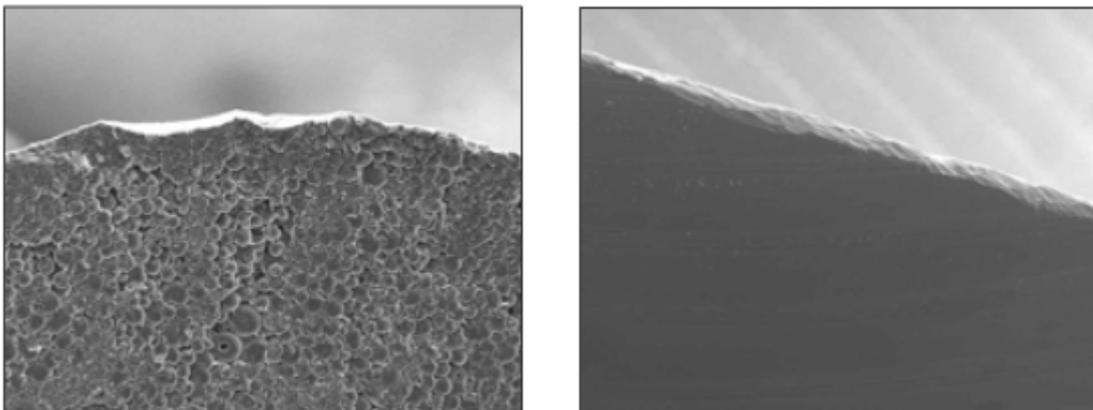


Figure 24: A gauche, manque de densité et d'homogénéité. Propriétés mécaniques très faibles. A droite, bonne densité, excellents propriétés mécaniques après frittage (25)

La zircone subira ensuite un préfrittage aux alentours de 1000°C, puis ensuite seulement un usinage, le frittage n'arrivant qu'ensuite, à une température avoisinant les 1450°C à 1550°C. Après le frittage, la zircone ne présentera quasiment plus de porosités (19).

Le frittage tend à diminuer le volume de la zircone de l'ordre de 22% (25) Ce phénomène étant prédictible, on surdimensionnera lors de l'usinage de 22% la pièce prothétique, qui retrouvera donc suite au frittage le volume souhaitée, comme on le voit ci-dessous (figure 25).

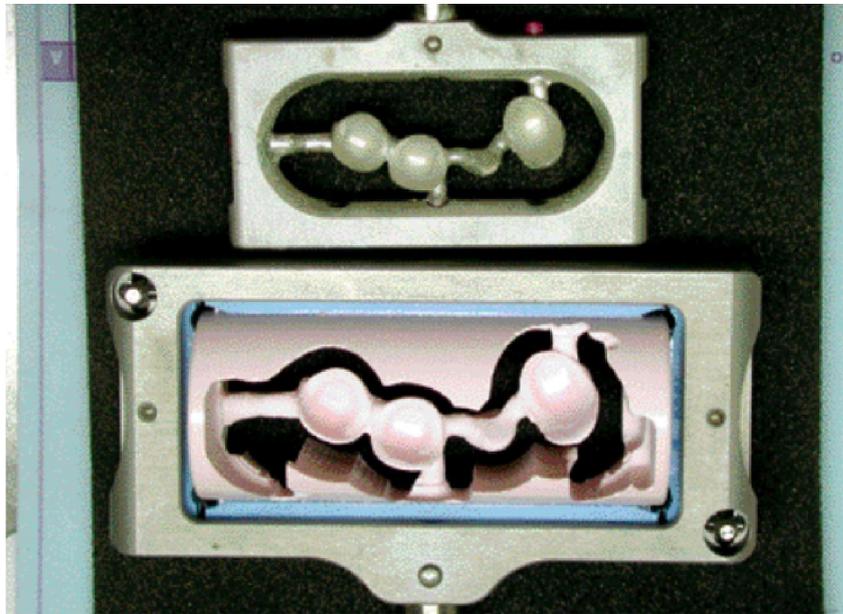


Figure 25: En haut, maquette scannée, en bas, pièce usinée, surdimensionnée de 22% (25)

## 2.2-Au niveau de la couche esthétique et de l'interface avec la zircone

Les premières couronnes *full-zircones*, étaient réalisées à partir de bloc de zircones teintées, et la prothèse obtenue était donc d'une couleur uniforme. Il a par la suite été développé plusieurs techniques visant à colorer la zircone, et ce avec des techniques aussi variées que la technique de trempage dans des solutions contenant des ions métalliques, l'ajout de colorants minéraux à la poudre, l'adjonction en surface de pâtes de verre ou de vitrocéramiques ou encore celles au pinceau pour donner aux armatures une coloration individuelle très précise (technique dite de l'aquarelle, car des liquides colorés sont appliqués via des pinceaux, comme pour une technique de peinture artistique) (20).

Nous verrons à titre d'exemple le système ceraMotion®OneTouch Concept, développé par Dentaaurum, combinant plusieurs techniques cités ci-dessus, mais il existe chez d'autres fabricants des systèmes de coloration de la zircone utilisant sensiblement le même procédé, par exemple la zircone Prettau de ZirkhonZahn®.

Dans le système ceraMotion®OneTouch Concept, l'empreinte sera réalisée de façon conventionnelle, puis scannée, ou réalisée au cabinet, via une empreinte optique, puis ensuite envoyée au prothésiste pour être usiné. Elle sera, comme nous l'avons déjà vu, surdimensionnée par rapport aux volumes attendus ensuite, car il y'aura une diminution de volume suite au frittage (25).

Lors du retraitement de l'empreinte numérique, on préservera un espace afin de pouvoir y appliquer des couches de finition en pâte céramique, ce qui permettra une légère stratification (19).

Avant la mise en place de pâtes dans le but de renforcer l'esthétique de la zircone, le prothésiste dispose de quelques autres outils.

Ainsi, juste après l'usinage, l'armature en zircone se présentera sous un aspect crayeux, et avec une forte porosité. A ce stade, il sera possible d'accroître la transparence dans des zones non sollicitées mécaniquement, via l'application à l'aide d'un pinceau d'un liquide dit Nacera Blue X. Ce liquide servira à accentuer la translucidité de la future prothèse, en transformant la structure tétragonale en structure cubique, d'où une augmentation de la translucidité (19).

Enfin, on peut apporter une dernière modification au niveau de la coloration de la future couronne. Pour ce faire, on utilisera la technique de l'aquarelle, en utilisant des solutions colorées.

La coloration de ces solutions sera assurée par des ions métalliques quels que le fer, le manganèse, le chrome, le praséodyme, le néodyme, le cérium, etc...

C'est la composition des ions métalliques, et la viscosité qui influenceront sur la couleur finale, et sur l'homogénéité du résultat.

Chaque type d'ion produira une couleur différente. Ainsi :

- pour obtenir une couleur brune, on mettre du fer
- pour une couleur rose pâle, du néodyme
- pour une couleur allant du crème à l'orange, plus ou moins de cérium
- pour du noir, du manganèse
- pour du jaune, du praséodymium, et ainsi de suite.

Cette coloration modifiera à la fois la teinte, mais aussi l'opacité (87).



Figure 26: Coloration de la zircone en utilisant la technique de l'aquarelle (20)

Il est aussi possible de stratifier en très fine couche la zircone à l'aide de pâtes céramiques pour accroître d'avantage encore l'esthétique de la future prothèse. Il existe deux types de pâtes, que le prothésiste pourra venir appliquer directement à la surface de la zircone :

-les pâtes 2D ceraMotion® One touch, composées de particules de petites tailles. Ces pâtes seront associées à la translucidité de la masse, au degré de luminosité, et à l'effet de profondeur. Ces pâtes apportent aussi une fluorescence, visant à donner un aspect naturel aux couronnes.

-les pâtes 3D ceraMotion® One touch, composées de différentes granulométries de céramique, engendrant un comportement thixotrope à la pâte. Ce sont elles qui permettront de créer des formes, que cela soit au niveau des points de contact, ou même dans la zone incisive. Comme on le voit sur la figure ci-dessous, ou le prothésiste a créé également une corne sur le bord libre d'une

incisive, les pâtes 3D sont stables lors de la cuisson, et se rétractent de manière homogène. Ces pâtes apportent elles aussi de la translucidité, mais également de l'opalescence. Elles permettent aussi de modifier la texture de la surface (20).



Figure 27: : Illustration de la stabilité des pâtes 3D en forme et en couleur après cuisson (19)

Il est à noter que le système ceraMotion®OneTouch Concept comprend plus d'une quinzaine de pâtes 2D et 3D confondues dont l'une d'entre elle est transparente. Il sera ainsi possible d'ajouter à cette dernière des colorants/maquillants sous forme de poudre (ceraMotion® Universal Stains), ce qui permettra au prothésiste de se rapprocher le plus possible de tous les types de teintes, en créant sa propre pâte, ou en caractérisant ponctuellement une zone précise de la dent (cuspidé, mamelon, bord cervical) (88).

Dans le cas où l'on utilisera une céramique de recouvrement (et travailler via la technique « cut back »), il faudra en sélectionner une disposant d'un coefficient de dilatation thermique légèrement inférieur à celui de l'oxyde de zirconium sélectionné, de sorte à mettre en compression l'armature en zircone.

Il en résultera une légère mise en compression sur la céramique de recouvrement, ce qui engendrera une meilleure résistance dans le temps à la restauration (20).

Le prothésiste procédera ensuite à l'étape de glaçage. Pour se faire, il utilisera une nouvelle pâte, dévolue uniquement au glaçage (88).

Enfin, il faudra réaliser une ultime étape de cuisson, en respectant les données fournies par le fabricant, afin de ne pas compromettre les caractéristiques de la future prothèse (88).

### 3 : CAS CLINIQUE

Nous allons dans la partie suivante voir plusieurs cas cliniques, réalisés à l'aide de zircone. Les cas suivants ont tous été réalisés grâce aux Dr Edouard LANOISELEE et au prothésiste Germano ROSSI, et sont reproduits grâce à leur aimable autorisation :

#### 3.1-Réalisation d'une zircone stratifiée pour remplacer 11 et 21



Figure 28: Etat initial



Figure 29: Choix de la teinte en lumière naturelle

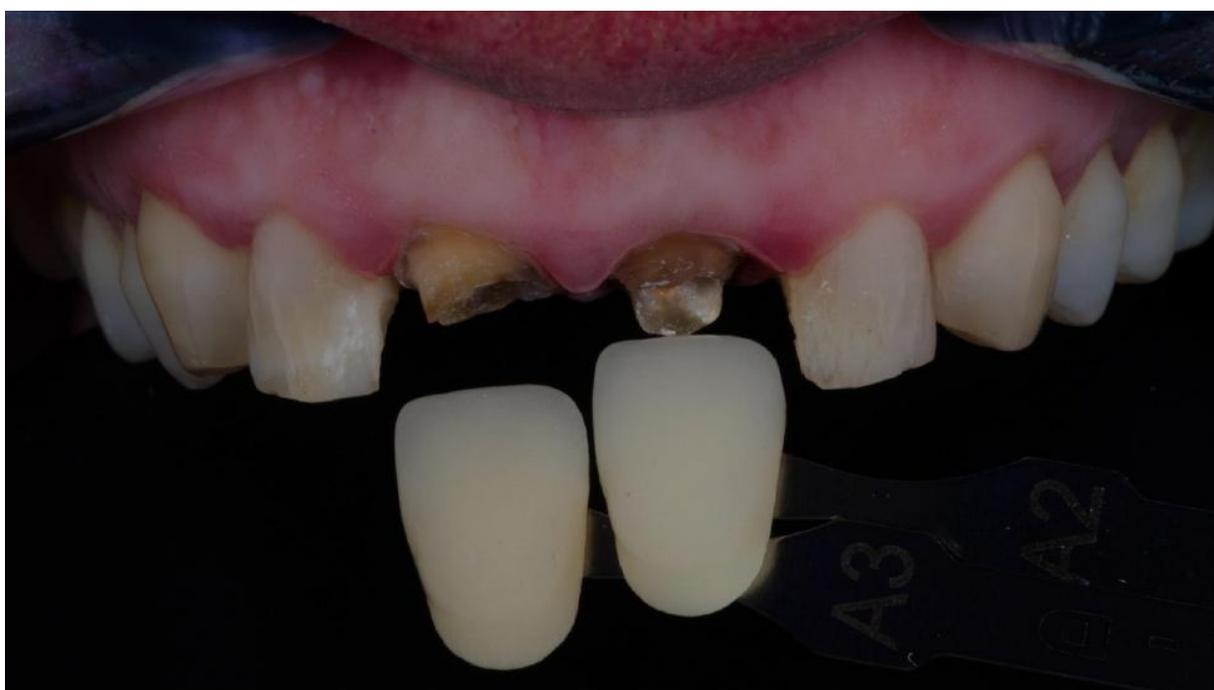


Figure 30: Choix de la teinte en lumière polarisée



Figure 31: Modèle usiné en plâtre issu de l'empreinte optique



Figure 32: Résultat final, 15 jours après la pose, en latéralité droite



Figure 33: Résultat final, 15 jours après la pose, en latéralité gauche



Figure 34: Résultat final, 15 jours après la pose, de face

3.2-Réalisation d'un bridge 3 éléments, en utilisant la technique  
ceraMotion®OneTouch Concept



Figure 35: Etat initial



Figure 36: Empreinte optique



Figure 37: Eléments prothétiques



Figure 38: Bridge scellé de face



Figure 39: Bridge scellé, en latéralité droite ; en vue occlusale

## CONCLUSION :

L'utilisation de la zircone en tant que matériau d'infrastructure est désormais bien ancrée dans la pratique de nombreux praticiens, de même que la réalisation de couronnes *full-zircone* dans le secteur postérieur. On constate en revanche que jusqu'ici, la réalisation de ce même type de couronnes en secteur antérieur est encore source de nombreuses réserves, l'esthétique de la zircone étant jusque-là perçue par les praticiens comme insuffisante, et le recours à une céramique esthétique de recouvrement perçue comme nécessaire.

Conscient de cet état de fait, de nombreuses études ont été menées pour améliorer le rendu esthétique de la zircone, et principalement sa translucidité. Grâce à des modifications importantes dans la structure même de la zircone, mais aussi dans la manière de la maquiller, sont apparues sur le marché des zircons offrant un compromis entre esthétique et impératifs mécaniques, avec une translucidité approchant celle de la dent naturelle. On peut donc désormais restaurer l'ensemble des dents de l'arcade, même dans le cas de demande esthétique poussée. La zircone se pose alors en concurrent direct du disilicate de lithium.

Les résultats semblent prometteurs, même si le recul clinique est à l'heure actuelle encore insuffisant. Leur vieillissement en bouche est ainsi assez peu connu à ce jour. De plus, mécaniquement, ces nouvelles zircons transparentes ne sont pas adaptées à toutes les situations, et ne doivent par exemple pas être envisagées sur des bridges d'une longueur dépassant les trois éléments.

De plus, de nouveaux produits sortent très fréquemment chez tous les fabricants. Aussi, faut-il rester vigilant face à un marché en pleine évolution, et ne surtout pas rester bloqué sur une première impression.

En définitive, ces nouvelles zircons sont un matériau d'avenir en ce qui concerne les restaurations esthétiques. Les progrès observés en quelques années sont importants. Liés à l'usage de la zircone, à la démocratisation importante dans les cabinets, mais aussi chez les prothésistes, des techniques de conception et fabrication assistées par ordinateur, ces nouvelles zircons sont donc amenées à être utilisées de façon accrue en clinique, dans de nombreux cas, y compris pour des restaurations esthétiques.

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1: Tableau périodique des éléments de Mandeleiev (1).....	- 12 -
Figure 2: Photographie de deux minéraux : baddeleyite à gauche, zircon à droite (5) .....	- 13 -
Figure 3: Structure cristallographique de la zircone en fonction de la température, avec la phase cubique, la phase tétragonale, et la phase monoclinique (7) .....	- 14 -
Figure 4: Transformation de phase de la zircone selon la température (10).....	- 15 -
Figure 5: Processus de renforcement de la transformation induite par le stress. L'énergie de l'avancée du front de fissure est dissipée à la fois dans la transformation de phase et en même temps pour surmonter la contrainte de la matrice en transformant grains (2).....	- 16 -
Figure 6: Diagramme de phase de la zircone enrichie en yttrium. Les régions ombrées indiquent les compositions des PSZ et YZTP (2).....	- 17 -
Figure 7: Comparaison de la dureté Vickers entre une zircone avec la couche de finition céramique One Touch à gauche, sans cette couche de finition à droite (19) .....	- 20 -
Figure 8: Capacité de charge moyenne de différentes céramiques, exprimée en Newton (N), avec CEZ : restauration en zircone, ICD : restauration en alumine E2 : restauration en alumine renforcée au disilicate de lithium (26).....	- 22 -
Figure 9: Propriétés mécaniques des céramiques dentaires (26) .....	- 23 -
Figure 10 : Résistance à la fatigue de YTZP avant tests, après 10 000 cycles, puis après 20000 cycles (31) .....	- 25 -
Figure 11: Surface de la zircone sans traitement (20).....	- 29 -
Figure 12: Surface de la zircone après polissage mécanique (20).....	- 29 -

Figure 13: Surface après application d'une fine couche de glaçage de ceraMotion® Zr (Dentaurum) (20) .....	- 29 -
Figure 14: Réflexion d'un rayon incident sur une surface lisse (54) .....	- 31 -
Figure 15: Arrivée d'un rayon incident dans un milieu de réfraction différent (54).....	- 32 -
Figure 16: Interactions entre la lumière et une lame de zircon (30).....	- 33 -
Figure 17: Passage d'un rayon de lumière incident dans une zircon constituée à 100% de cristaux tétragonaux à gauche, puis dans une zircon constituée de cristaux cubiques et de 40% de cristaux tétragonaux à droite (19) .....	- 34 -
Figure 18: Représentation schématique de la distribution des particules d'oxyde d'aluminium et d'oxyde de zirconium. A gauche : zircon classique, à droite : zircon avec une transparence plus élevée (20).....	- 39 -
Figure 19: Représentation schématique de la distribution des particules d'oxyde d'aluminium et d'oxyde de zirconium. A gauche : zircon classique, à droite : zircon avec une transparence plus élevée (77).....	- 43 -
Figure 20: Comparaison de la translucidité de céramiques frittée à 1500°C (77) .....	- 44 -
Figure 21: Comparaison de la résistance à la flexion lors d'un test 4 points de céramiques frittées à 1500°C (77).....	- 44 -
Figure 22: Résistance mécanique à la flexion de différents matériaux pour des armatures tout-céramique (20) .....	- 47 -
Figure 23: Pressage uni-axial en haut, pressage isostatique en bas (19).....	- 49 -
Figure 24: A gauche, manque de densité et d'homogénéité. Propriétés mécaniques très faibles. A droite, bonne densité, excellents propriétés mécaniques après frittage (25).....	- 49 -
Figure 25: En haut, maquette scannée, en bas, pièce usinée, surdimensionnée de 22% (25).....	- 50 -

Figure 26: Coloration de la zircone en utilisant la technique de l'aquarelle (20) .....	- 52 -
Figure 27: : Illustration de la stabilité des pâtes 3D en forme et en couleur après cuisson (19).....	- 53 -
Figure 28: Etat initial .....	- 54 -
Figure 29: Choix de la teinte en lumière naturelle.....	- 55 -
Figure 30: Choix de la teinte en lumière polarisée.....	- 55 -
Figure 31: Modèle usiné en plâtre issu de l'empreinte optique .....	- 56 -
Figure 32: Résultat final, 15 jours après la pose, en latéralité droite .....	- 56 -
Figure 33: Résultat final, 15 jours après la pose, en latéralité gauche .....	- 57 -
Figure 34: Résultat final, 15 jours après la pose, de face.....	- 57 -
Figure 35: Etat initial .....	- 58 -
Figure 36: Empreinte optique .....	- 59 -
Figure 37: Eléments prothétiques.....	- 59 -
Figure 38: Bridge scellé de face, 15 jours après la pose.....	- 60 -
Figure 39: Bridge scellé après 15 jours, en latéralité droite ; en vue occlusale.....	- 60 -

Tableau 1: Composition chimiques et propriétés physiques, mécaniques et thermiques de l'Y-TZP (8).....	- 19 -
Tableau 2: Propriétés de quelques matériaux utilisés dans le biomédical (2).....	- 20 -
Tableau 3: Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie (25).....	- 21 -
Tableau 4: Ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie (25) .....	- 23 -
Tableau 5: Elasticité de différents matériaux utilisés en odontologie (25).....	- 24 -
Tableau 6: Comparaison de certaines des propriétés physiques de trois céramiques : l'alumine, Mg-PSZ et TZP (2).....	- 25 -
Tableau 7: Familles de zirconne développées pour un usage dentaire (68).....	- 38 -
Tableau 8: Granulométrie, densité, dureté Vickers, ténacité, et vieillissement, à 134 ° C pour les 3Y-TZP dopés à la La2O3 avec une teneur en La2O3 variant de 0,02 à 5 mol% (78) .....	- 41 -
Tableau 9 : Taille des grains, densité, et propriétés mécaniques de zircons 3Y-E co-dopés en La2O3 et en Al2O3 et d'une zirconne 3Y-TZP (3Y-E) (77) .....	- 45 -
Tableau 10: Détails de la composition des zircons dédiées à un usage dentaire, selon les fabricants (68) .....	- 46 -

## BIBLIOGRAPHIE

1. Dayah, M. Ptable the interactive periodic table. 1997 [Internet] Disponible sur: <https://www.phtable.com/?lang=fr>.
2. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;20:1-25.
3. Wood D, Nassau K. Refractive index of cubic zirconia stabilized with yttria. *Appl Optics* 1982;21(16):2978-81.
4. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans* 2016;45(48):19194-215.
5. Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires. La zircone en questions réponses. 2010 [Internet] Disponible sur: [http://www.cnifpd.fr/CNIFPD\\_v2/pdf/guide\\_comident\\_zircone.pdf](http://www.cnifpd.fr/CNIFPD_v2/pdf/guide_comident_zircone.pdf)
6. Etienne O, Hajtò J. Les matériaux céramique en «prothèse sans métal». *Cah Prothèse* 2011;155:5.
7. Chevalier et al. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia lessons learned and future trends. *J Am Ceramic Soc* 2011;92(9):1901.
8. Vagkopoulou T, Koutayas S, Koidis P, Strub J. Zirconia in dentistry part 1. discovery the nature of an upcoming bioceramic. *J Eur Esthet Dent* 2009;4;(2):348-380.
9. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *Dent Res* 2014;93(12):1235-42.
10. Saridag S, Tak O, Alniacik G. Basic properties and types of zirconia: An overview. *World Stomatol* 2013;2(3):40.
11. Ruff O, Ebert F, Stephen E. Contributions to the ceramics of highly refractory materials II. System zirconia-lime. *Zeitsch anorgan allgemeine chem* 1929;180(1)215-24.
12. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24(3):299-307.
13. Porter. Mechanisms of toughening partially stabilized zirconia (PSZ). *J Am Ceramic Soc* 1977;60: 183–184.

14. Garvie RC, Nicholson PS. Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO<sub>2</sub> System. *J Am Ceramic Soc* 1972;55(3):152–157.
15. Garvie RC. Ceramic Steel? *Nature* 1975;258:703–704.
16. Butler EP. Transformation toughened zirconia ceramics. *Mater Sci Tech* 1985;1(6):417-32.
17. Rieth PH, Reed JS, Naumann AW. Fabrication and flexural strength of ultrafine grained yttria-stabilised zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 1976;55(8):717-721.
18. Nettleship I, Stevens R. Tetragonal zirconia polycrystal (TZP)—a review. *Int High Technol Ceramics* 1987;3(1):1–32.
19. Rossi G, Lelievre F. Optimisation de l'esthétique sur zircone monolithique avec le concept Ceramotion One Touch. *Technol Dent* 2017;365:10-16.
20. Lelièvre F. Zirconium oxide for prosthetic restorations: what dental technicians should know. *Spectrum Dialogue* 2017;16(6):28-39.
21. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Acad Dent Mater* 2016;32(12):327-337.
22. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. *J Dent* 2007;35(11):819-26.
23. Saldana L, Mendezvilas A, Jiang L, Multigner M, Gonzalezcarrasco J, Perezprado M, et al. In vitro biocompatibility of an ultrafine grained zirconium. *Biomaterials* 2007;28(30):4343-54.
24. Panighi M, G'Sell C. Effect of the tooth microstructure on the shear bond strength of a dental composite. *Biomed Mater Res* 1993;27(8):975–981.
25. Mahiat Y. La zircone: cette méconnue. *Stratégie Prothétique* 2006;6(1):55–65.
26. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21(10):930-7.
27. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010;4(2):223-232.

28. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Steyern PVV, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):503-7.
29. Zhu X-K, Joyce JA. Review of fracture toughness (G, K, J, CTOD, CTOA) testing and standardization. *Engin Frac Mech* 2012;85:1-46.
30. Jacquot B. Comment améliorer la translucidité de la zircone Y-TZP. *Biomater Clin* 2016;1(2):10-12.
31. Pittayachawan P, McDonald A, Petrie A, Knowles JC. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava™ Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007;23(8):1018-29.
32. Porstendorfer J, Reineking A, Willert H.-G. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. *J Biomed Mater Res* 1996;32:663-667.
33. Dejou J. Les céramiques. 2009 [Internet] Disponible sur: [http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours\\_2009](http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours_2009)
34. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials*. 1999;20(4):371–376.
35. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN. Mechanical properties and short-term in vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res Part A*. 1989;23(1):45–61.
36. Kang S-W, Lee W-J, Choi S-C, Lee S-S, Heo M-S, Huh K-H, et al. Volumetric quantification of bone-implant contact using micro-computed tomography analysis based on region-based segmentation. *Imag Sci Dent* 2015;45(1):7.
37. Depprich R, Zipprich H, Ommerborn M, Naujoks C, Wiesmann H-P, Kiattavorncharoen S, et al. Osseointegration of zirconia implants compared with titanium: an in vivo study. *Head & Face Medicine*. 2008 [Internet] Disponible sur: <http://head-face-med.biomedcentral.com/articles/10.1186/1746-160X-4-30>
38. Möller B, Terheyden H, Açil Y, Purcz NM, Hertrampf K, Tabakov A, et al. A comparison of biocompatibility and osseointegration of ceramic and titanium implants: an in vivo and in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41(5):638-45.

39. Albrektsson T, Hansson HA, Ivarsson B. Interface analysis of titanium and zirconium bone implants. *Biomaterials*. 1985;6(2):97–101.
40. Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. Bone response to zirconia ceramic implants an experimental study in rabbits. *J Oral Implant* 2003;29(1):8-12.
41. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Facero G, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks an in vivo human study. *J Periodontol* 2004;75(2):292-6.
42. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces an in vitro and in vivo studies. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17(6):793-8.
43. Sato T, Ohtaki S, Endo T, Shimada M. Transformation of Yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> (poly crystals by annealing under controlled humidity conditions. *J Am Ceramic Soc* 1985;68(12):320-322.
44. Ardlin B. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges; chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 2002;18(8):590-595.
45. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> solid electrolyte after aging. *Solide State Ionics* 1981;3-4(4):489-493.
46. Lange F, Dunlop G, Davis B. Degradation during aging of transformation-toughened ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> materials at 250°C. *J Am Ceramic Soc* 1986;69(3):237-240.
47. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Somiya S. Role of H<sub>2</sub>O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci Lett* 1987;6:465-467.
48. Sato T, Shimada M. Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Am Ceramic Soc* 1985;68(6):356–356.
49. Swab J. Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 1991;26(24):6706-6714.
50. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial. *Biomaterials*. 2006;27(4):535-43.
51. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2016;115(6):773–779.

52. Jiang L, Liao Y, Wan Q, Li W. Effects of sintering temperature and particle size on the translucency of zirconium dioxide dental ceramic. *J Mat Sci: Mater Med* 2011;22(11):2429-35.
53. A. Sulaiman T, A. Abdulmajeed A, E. Donovan T, K. Vallittu P, O. Närhi T, V. Lassila L. The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dent Mater J* 2015;34(5):605-10.
54. Stark J. Light. *Encyclopædia Britannica* [Internet]. Disponible sur: <https://www.britannica.com/science/light/Unpolarized-light>
55. Boulouz M, Boulouz A, Giani A, Boyer A. Influence of substrate and target composition on the properties of yttria-stabilized zirconia thin films grown by R.F. reactive magnetron sputtering. *Thin Solid Films* 1998;323(1-2):85-92.
56. Patil R. Zirconia versus titanium dental implants: A systematic review. *J Dent Implantol* 2015;5(2):39-42.
57. Elsaka SE. Optical and mechanical properties of newly developed monolithic multilayer zirconia: optical and mechanical properties of zirconia. *J Prosthodont* 2017. [Epub ahead of print] [Internet] Disponible sur: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12730>
58. McLaren E et col. New high-translucent cubic-phase-containing zirconia clinical and laboratory considerations and the effect of air abrasion on strength. *Compend Contin Educ Dent*. 2017;38(6):13-16.
59. Ueda K, GüTh J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J* 2015;34(3):310-314.
60. Heffernan MJ, Aquilino SA, Diaz-Arnold AM, Haselton DR, Stanford CM, Vargas MA. Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II: core and veneer materials. *J Prosthet Dent* 2002;88(1):10-15.
61. Tuncel İ, Turp I, Üşümez A. Evaluation of translucency of monolithic zirconia and framework zirconia materials. *J Adv Prosthodont* 2016;8(3):181.
62. Zhang Y. Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dent Mater* 2014;30(10):1195-203.

63. Raptis NV, Michalakis KX, Hirayama H. Optical behavior of current ceramic systems. *Int J Periodont Restor Dent* 2006;26(1):31-41.
64. Kingery WD, Bowen HK, Uhlmann DR. *Introduction to ceramics*. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons, 1976:646-89.
65. Cho M-S, Yu B, Lee Y-K. Opalescence of all-ceramic core and veneer materials. *Dent Mater* 2009;25(6):695-702.
66. Volpato C, Fredel M, Philippi A, Petter C. *Ceramic materials and color in dentistry, ceramic materials*. Wilfried Wunderlich, InTech, 2010.
67. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent* 2017;60:70-6.
68. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *J Prosthet Dent* 2017;119(1):36-46.
69. Wang J, Stevens R. Zirconia-toughened alumina (ZTA) ceramics. *J Mater Sci* 1989;24(10):3421–3440.
70. Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24(3):289-98.
71. Krell A, Hutzler T, Klimke J. Transmission physics and consequences for materials selection, manufacturing, and applications. *J Eur Ceramic Soc* 2009;29(2):207-21.
72. Wang S, Ma J. Structural parameters for globular clusters in M31. *Astronomical J* 2013;146(2):20.
73. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: review. *Future Dent J* 2016;2(2):55-64.
74. Stawarczyk B, Özcan M, Hallmann L, Ender A, Mehl A, Hämmerlet CHF. The effect of zirconia sintering temperature on flexural strength, grain size, and contrast ratio. *Clinic Oral Investig* 2013;17(1):269-74.

75. Anselmi-Tamburini U, Woolman JN, Munir ZA. Transparent nanometric cubic and tetragonal zirconia obtained by high-pressure pulsed electric current sintering. *Adv Funct Mater* 2007;17(16):3267-73.
76. Anselmi-Tamburini U, Maglia F, Chiodelli G, Riello P, Bucella S, Munir ZA. Enhanced low-temperature protonic conductivity in fully dense nanometric cubic zirconia. *Appl Phys Lett* 2006;89(16):163116.
77. Z Zhang F, Vanmeensel K, Batuk M, Hadermann J, Inokoshi M, Van Meerbeek B, et al. Highly-translucent, strong and aging-resistant 3Y-TZP ceramics for dental restoration by grain boundary segregation. *Acta Biomater* 2015;16:215-22.
78. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res* 2017;97(2):140-147.
79. Samodurova A, Kocjan A, Swain MV, Kosmač T. The combined effect of alumina and silica co-doping on the ageing resistance of 3Y-TZP bioceramics. *Acta Biomater* 2015;11:477-87.
80. TBR Impants group. La Zircone Y-TZP TBR: Le choix stratégique pour des résultats cliniques prouvés. 2010 [Internet] Disponible sur: <http://dental.tbr-implants.com/wp-content/uploads/2015/03/Zirconia-Y-TZP.pdf>
81. Matsui K, Ohmichi N, Ohgai M, Yoshida H, Ikuhara Y. Effect of alumina-doping on grain boundary segregation-induced phase transformation in yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal. *J Mater Res* 2006;21(09):2278-89.
82. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceramics Int* 2016;42(1):1077-85.
83. Apetz R, Bruggen MP. Transparent alumina: a light-scattering model. *J Am Ceramic Soc* 2003;86(3):480–486.
84. Cameron CP, Raj R. Better sintering through green-state deformation processing. *J Am Ceramic Soc* 1990;73(7):2032–2037.
85. Scott C, Kaliszewski M, Greskovich C, Levinson L. Conversion of polycrystalline Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> into single-crystal sapphire by abnormal grain growth. *J Am Ceramic Soc* 2002;85(5):1275–1280.

86. Peelen JGJ, Metselaar R. Light scattering by pores in polycrystalline materials: transmission properties of alumina. *J Appl Phys* 1974;45(1):216-20.
87. Tuncel I, Eroglu E, Sari T, Usumez A. The effect of coloring liquids on the translucency of zirconia framework. *J Adv Prosthodont* 2013;5(4):448.
88. Dentaurem. CeraMotion® One Touch Mode d'emploi. 2017 [Internet] Disponible sur: <https://www.dentaurem.de/files/989-309-23.pdf>

FAVREAU (LEO). – La translucidité de la zircone – 40 f ; ill. ; tabl. ; 88 réf. ; 30cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2018)

Résumé :

La translucidité de la zircone est aujourd’hui considérée comme le frein majeur à une utilisation plus importante de restaurations prothétiques « *full zircone* ».

Les propriétés physiques, mais aussi les avantages et les limites de la zircone sont d’abord évoqués. Les moyens d’améliorer la translucidité de la zircone sont ensuite exposés. Enfin, plusieurs cas cliniques sont présentés, afin d’illustrer les possibilités des nouvelles zircons.

Rubrique de classement : Prothèse dentaire

Mots clés MeSH :

Zirconium - *Zirconium*

Esthétique – *Esthetics*

Couronne dentaire – *Tooth crown*

Jury :

Président : Professeur AMOURIQ Y.

Assesseur : Docteur LANOISELEE E.

Assesseur : Docteur BODIC F.

Assesseur : Docteur WOJTIUK F.

Invité : Docteur LANOISELEE E.

Invité : Docteur LELIEVRE F.

Directeur : Docteur JORDANA F.

Adresse de l’auteur :

4 Impasse Saint Jacques de Compostelle – 44260 SAVENAY

leofavreau@hotmail.fr