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

ANNEE 2018
N° 3489

PROPRIETES MECANIQUES DES ZIRCONES NOUVELLE GENERATION : APPLICATION EN ODONTOLOGIE

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

Présentée et soutenue publiquement par :

Lucas CIGLAR
Né le 7 mars 1993

Le 3 juillet 2018 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ
Assesseur : Monsieur le Docteur François BODIC
Assesseur : Monsieur le Docteur Edouard LANOISELEE

Directeur de thèse : Madame le Docteur Fabienne JORDANA

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

ANNEE 2018
N°

PROPRIETES MECANIQUES DES ZIRCONES NOUVELLE GENERATION : APPLICATION EN ODONTOLOGIE

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

Présentée et soutenue publiquement par :

Lucas CIGLAR
Né le 7 mars 1993

Le 3 juillet 2018 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ
Assesseur : Monsieur le Docteur François BODIC
Assesseur : Monsieur le Docteur Edouard LANOISELEE

Directeur de thèse : Madame le Docteur Fabienne JORDANA

LISTE DES ENSEIGNANTS

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

REMERCIEMENTS

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

Je remercie le Pr AMOURIQ d'avoir accepté de présider ma thèse.

JORDANA Fabienne
Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches Dentaires
Docteur de l'Université de Bordeaux
Département des Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysiques, Radiologies.

Je remercie le Dr JORDANA d'avoir accepté de diriger ma thèse, pour son aide précieuse et sa disponibilité tout au long de mon travail.

BODIC François
Maître de Conférences des Universités
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherches Dentaires
Docteur de l'Université de Nantes
Département de Prothèses

Je remercie le Dr BODIC d'avoir accepter de faire partie de mon jury de soutenance.

LANOISELEE Edouard
Docteur de l'Université de Nantes

Je remercie le Dr LANOISELEE d'avoir accepter de faire partie de mon jury de soutenance, ainsi que pour ses précieux conseils et pour le cas clinique exposé dans mon travail.

SOMMAIRE

INTRODUCTION **7**

I) Généralités sur les Zircones **8**

1. Définition 8

2. Historique de la zircone 9

3. Caractéristiques microscopiques 10

3.1) Phase monoclinique 10
3.2) Phase quadratique 11
3.3) Phase cubique 11
3.4) Phase quadratique/phase monoclinique 12

4. Stabilisation de la zircone 13

4.1) L'Y-TZP 13
4.2) La transformation de phase 14
4.2.1) Renforcement de la zircone 14
4.2.2) Affaiblissement de la zircone 15
4.3) L'Y-TZP cubique, nouvelle génération de zircone 16

5. Etat de surface 17

6. Fabrication 18

6.1) Ressources 18
6.2) Poudre de zircone 19
6.3) Blocs d'usinage 20
6.4) Le frittage 21
6.4.1) Le frittage naturel 22
6.4.2) Le frittage sous pression HIP 22

II) Propriétés des nouvelles zircones Y-TZP cubiques 23

1) Propriétés mécaniques 23

1.1) Résistance à la flexion 23
1.2) Résistance à la compression 26
1.3) Module de Young 26
1.4) Ténacité, résistance à la fracture 26
1.5) Dureté 28
1.6) Coefficient de dilatation thermique 28

2) Propriétés esthétiques des nouvelles zircones 29

2.1) Translucidité et conséquences mécaniques 29
2.2) Coloration de la zircone 34

3) Intérêts mécaniques des nouvelles zircones 36

4) Vieillissement 37

5) Biocompatibilité 38

6) Bilan et comparaison entre les zircones « anciennes » et « nouvelle » génération .. 39

III) APPLICATION EN ODONTOLOGIE 41

CONCLUSION 45

BIBLIOGRAPHIE 46

TABLE DES ILLUSTRATIONS 52

INTRODUCTION

La restauration dentaire prothétique fixe est une pratique courante de l'Odontologie moderne. Des prothèses, unitaires ou plurales, sont réalisées afin de restituer à la, ou les dents délabrées, leurs fonctions que sont la mastication, la phonation, l'esthétique.
L'ère de la couronne coulée métallique, inesthétique et non biocompatible, se termine car les techniques actuelles et les nouveaux matériaux vont peu à peu remplacer ces restaurations bientôt archaïques.

Les céramiques, utilisées depuis de nombreuses années, soutenues par divers alliages métalliques afin d'améliorer leurs performances mécaniques, sont maintenant capables de se suffire à elles-mêmes.

La prothèse toute céramique est devenue possible grâce à la zircone, qui depuis de nombreuses années est utilisée afin de remplacer les alliages métalliques, conférant aux couronnes (et aux bridges) leur solidité mécanique. En plus d'être une excellente chape de soutien aux céramiques plus esthétiques, la zircone est biocompatible.

Jusqu'alors la zircone monolithique n'était qu'une solution thérapeutique de second choix en raison, de son importante opacité, et de sa couleur blanche, peu esthétique.

Une nouvelle génération de zircone fait aujourd'hui son apparition avec la promesse d'un rendu esthétique défiant les références actuelles telle que le disilicate de lithium. En revanche, cette modification de structure, à l'origine du changement des propriétés optiques de la zircone, n'est-elle pas faite au dépend du principal atout de celle-ci : la résistance mécanique ?

Ce travail permettra de mieux connaître les propriétés mécaniques de ces nouvelles zircones, ainsi que leurs applications cliniques en Odontologie.

I) Généralités sur les Zircones

1. Définition (1–3)

La zircone est une céramique polycristalline pure de haute densité issue de l'oxydation d'un métal, le silicate de zirconium ou zircon ($ZrSiO_4$), présent en 40ème position du tableau périodique de Mendeleïev, découvert par un chimiste allemand Heinrich Klaproth, en 1789. **(La zircone : information pour le praticien, ZirkonZahn^R).**

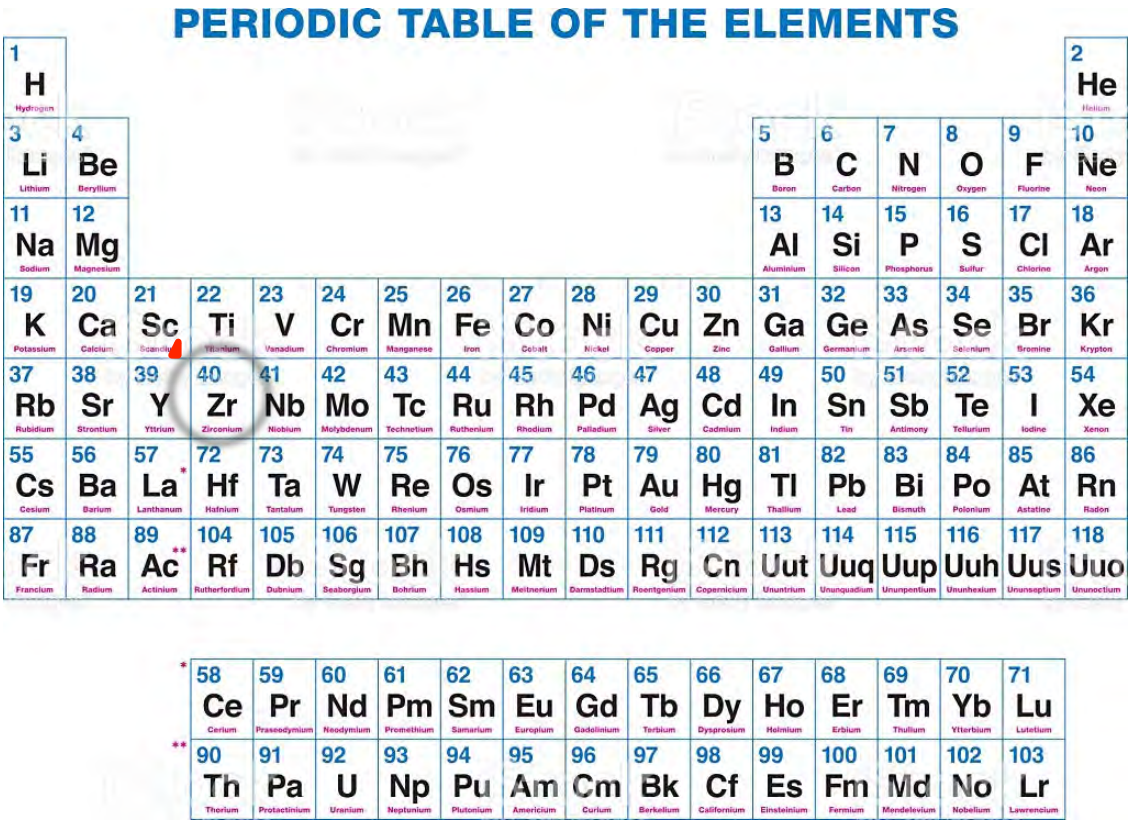

Figure 1 : Tableau périodique des éléments de Mendeleïev (illustration Furian 2013)

Il existe différents types de zircones, qui possèdent des propriétés mécaniques variées. Les nouvelles générations de zircones ouvrent un champ thérapeutique bien plus étendu que les anciennes car elles répondent enfin aux impératifs propres à l'Odontologie que sont les contraintes mécaniques, l'esthétique, la biocompatibilité et l'absence de métal en bouche. Elles deviennent des restaurations prothétiques alternatives aux métaux et permettent un rendu esthétique, aussi bien en prothèses monolithiques que stratifiées. **(Guide Comident^R Zircone).**

2. Historique de la zircone (3–6)

L'origine du mot « zircon » serait tiré de l'arabe *zarqun* « cinabre », du persan *zargun* « doré » ou du grec *ὑάκινθος* (une sorte d'améthyste, variété de quartz violet). C'est 35 ans après sa découverte que le Suédois Jons Jacob Berzelius arrive à isoler l'oxyde de zirconium. **(« Zircone » Britannica 2017).**
La production de cet élément est issue soit de minerais de baddeleyite soit à partir du zircon par un procédé industriel où l'oxyde de zirconium est purifié à partir de silicate de zirconium par traitement chimique et thermique.

Cet oxyde de zirconium est utilisé dans l'industrie depuis de nombreuses décennies, par exemple pour les appareils auditifs, les fibres optiques, le nucléaire. Depuis 1969, c'est en orthopédie que l'on commence à utiliser la zircone dans le domaine médical, pour les prothèses de hanches ou de doigts **(Information praticien, Zirkon Zahn)**.

Figure 2 : Photographie d'une prothèse de hanche en zircone
*Du **Pôle Européen de la céramique***

En Odontologie, il faudra attendre l'année 1988 pour qu'elle fasse son apparition, où les premières indications sur les zircones stabilisées à l'yttrium sont données par le Pr Sadoun **(Volpato, Garbelotto, Fredel, Bondiol, 2011).**

En revanche, sa complexité d'utilisation a fait d'elle un matériau de second choix, notamment en prothèse.
La modernisation technologique a permis d'en faire, aujourd'hui, un matériau utilisé au quotidien.

3. Caractéristiques microscopiques (7–10)

Cette céramique possède une structure dépourvue de phase vitreuse, ce qui explique sa haute densité. Elle est donc essentiellement constituée de cristaux qui peuvent être agencés différemment au sein de la microstructure. Ses propriétés, notamment mécaniques, seront directement liées à ces différentes phases.
C'est en fonction de la température que ces phases vont changer. **(Volpato, Garbelotto, Fredel, Bondiol, 2011.)**

3.1) Phase monoclinique

On retrouve la zircone sous cette forme entre 0°C et 1170°C, à son état naturel. A cette température, elle est stable mais ses propriétés mécaniques ne sont pas optimales. Elle sera notamment plus sensible au vieillissement, responsable d'une expansion volumique néfaste aux résistances mécaniques.
Elle a alors une structure tétraédrique, où des ions Zr^{4+} s'agencent avec 7 ions O^{2-}. La densité cristallographique est de 5,56g/cm^3.

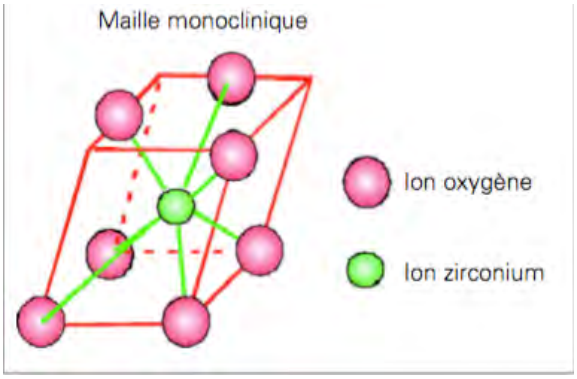

Figure 3 : Schéma de la phase monoclinique,
La zircone : cette méconnue, Y. Mahiat

3.2) Phase quadratique

Aussi appelée tétragonale en anglais, elle est la structure métastable de la zircone, que l'on retrouve à une température comprise entre 1171°C et 2370°C. Un atome d'oxygène vient s'ajouter pour former un quadrilatère à angles droits.

L'utilisation de cette forme stable sera recherchée, dans les zircones conventionnelles, à température ambiante, afin d'avoir une zircone avec les meilleures propriétés mécaniques. Pour cela l'adjonction de petites quantités d'oxydes sera nécessaire (3 à 5% d'oxydes de magnésium, calcium ou yttrium).
En Odontologie, l'yttrium est l'élément le plus utilisé pour stabiliser les zircones.
Sa densité cristallographique est de 6,1 g/cm^3.

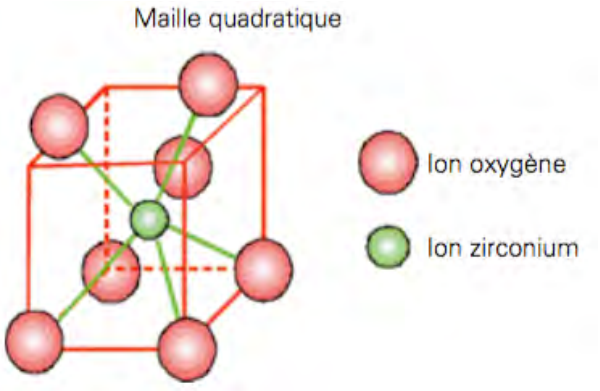

Figure 4 : Schéma de la phase quadratique,
La zircone : cette méconnue, Y. Mahiat

3.3) Phase cubique (4,11)

Lorsque la zircone est en phase cubique, elle possède une structure dite fluorine. Elle est retrouvée dans une fourchette de température allant de 2371°C à 2690°C, le point de fusion de la zircone. Les propriétés mécaniques se voient légèrement diminuées. Mais si la zircone est correctement traitée et stabilisée, celle-ci verra ses propriétés esthétiques grandement améliorées. C'est cette forme cubique que l'on retrouve dans les zircones de nouvelle génération, qui font enfin leur entrée dans le monde de l'esthétique, grâce à des propriétés optiques optimales.

Sa densité cristallographique est de 5,68 à 5,91 g/cm^3.

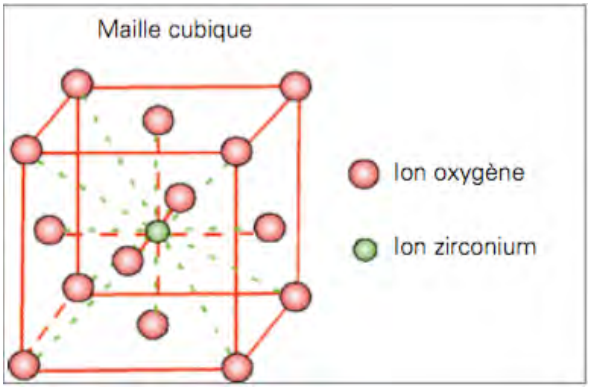

Figure 5 : *Schéma de la phase cubique,*
La zircone : cette méconnue, Y. Mahiat

3.4) Phase quadratique/phase monoclinique (12,13)

L'objectif initial dans la prothèse dentaire en zircone conventionnelle était de pouvoir utiliser les propriétés de la phase quadratique à température ambiante. Or lorsque la zircone est pure, le passage, lors du refroidissement, de la phase quadratique à la phase monoclinique entraîne une augmentation de façon rapide du volume (environ 4,5%). Les macrostructures de zircones sont alors fissurées (et peuvent même éclater).

L'utilisation des zircone pures pour des pièces de céramique, qui seront, de plus, de volume important, est impossible. **(Gremillard, 2002, Relation microstructure-durabilité dans une zircone biomédicale).**

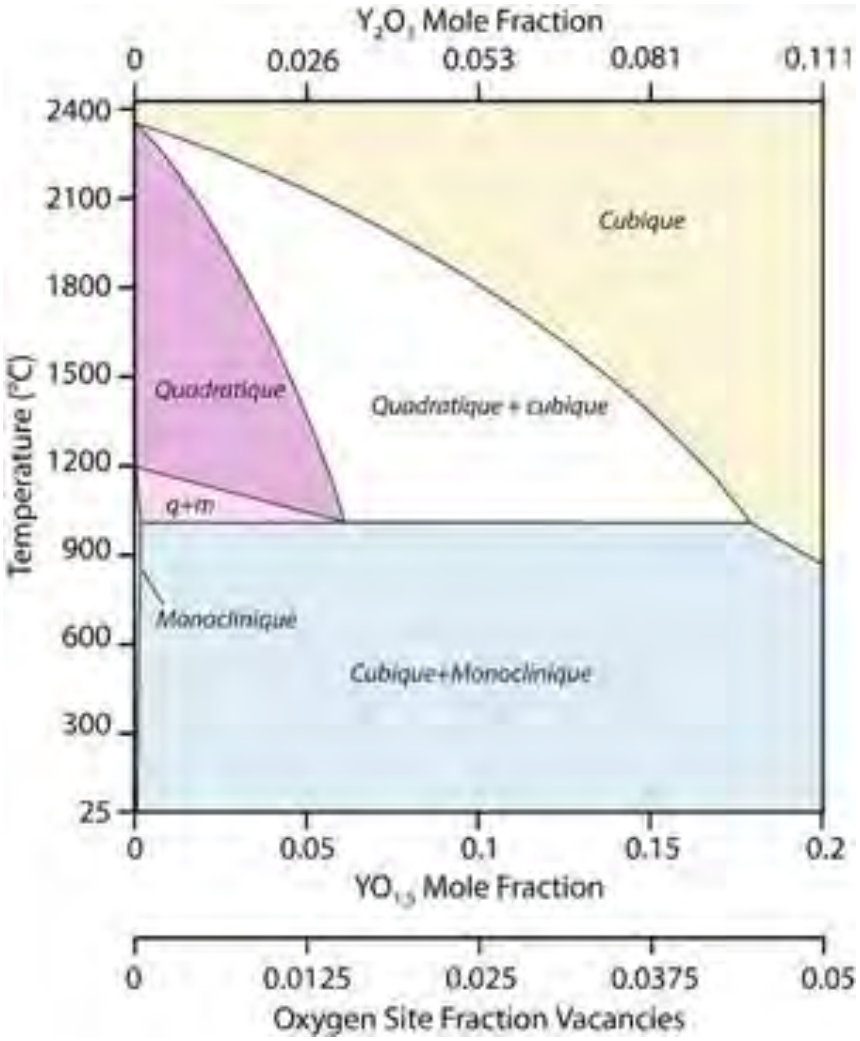

Figure 6 : D'après ***Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. 2009. The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends, J. Am. Ceram. Soc., to be published.***

4. Stabilisation de la zircone (6,9,12,14,15)

4.1) L'Y-TZP (16,17)

Afin d'éviter les problèmes vus précédemment, la zircone, dans sa transformation quadratique à monoclinique sera stabilisée partiellement ou totalement par adjonction d'oxydes. Le plus utilisé en Odontologie est l'oxyde d'yttrium (l'oxyde de césium est aussi utilisé à plus petite échelle).

On nomme alors la zircone résultante Y-TZP (ou Yttrium-Tetragonal Zirconia Polycristal). La stabilisation sera partielle ou totale en fonction de la quantité d'oxyde adjointe à la zircone, par exemple 8mol% d'oxyde d'yttrium stabiliseront totalement alors que 2 à 3 mol% stabiliseront partiellement.

La stabilisation partielle est la plus courante, avec la zircone 3Y-TZP. Celle-ci est alors maintenue dans un état métastable sous forme quadratique (forme recherchée) où elle pourra être exploitée pour la réalisation de prothèses. **(Denry et Kelly, 2008)**

4.2) La transformation de phase (16,18,61)

Lorsque la zircone Y-TZP est soumise à des contraintes trop importantes, elle passera alors de sa forme métastable à stable, donc en phase monoclinique.
A l'image du changement de phase initial (passage dans sa forme métastable), la transformation est accompagnée de modifications structurelles : une augmentation de volume (4%) et une composante de cisaillement.
En fonction des contraintes appliquées, la zircone se verra renforcée ou affaiblie. **(MECAMAT 09, L. Gremillard)**

4.2.1) Renforcement de la zircone

La zircone que l'on retrouve après application d'énergie ou de contraintes, se voit renforcée, c'est une des propriétés qui rendent la zircone unique.
En effet, l'une des capacités propres à la zircone est cette faculté d'utiliser les contraintes dans le but de « réparer » et de combler les anomalies présentes dans cette céramique.
Il y a au sein de la zircone des défauts microscopiques, comme des microfissures, des espaces dépourvus de grains, qui vont être des zones de faiblesse. Dans une céramique conventionnelle, des forces mécaniques trop importantes risqueraient de la fracturer.
La zircone, elle, va utiliser cette énergie (pour peu qu'elle soit suffisamment importante) afin de transformer les cristaux de la phase quadratique à monoclinique. Cette transformation va entraîner une augmentation locale du volume de matériau, ce qui amène des contraintes de compression qui ralentiront la propagation des fissures. C'est aussi ce phénomène qui confère à la zircone son excellente ténacité (résistance à la propagation d'une fissure).

Lors de l'usinage, un processus de transformation de surface (q->m) va aussi permettre la protection et la résistance de la céramique. Les forces délivrées pendant la taille du bloc seront suffisantes pour entraîner ce changement de phase **(Camposilvan et al. 2018)**.

Il faut cependant garder de la mesure, comme toute autre céramique, bien que plus résistante, la zircone a des limites et risque de se fracturer si les contraintes sont trop importantes, si les micro-défauts sont trop nombreux ou de trop grande taille. **(MECAMAT 09, L. Gremillard)**

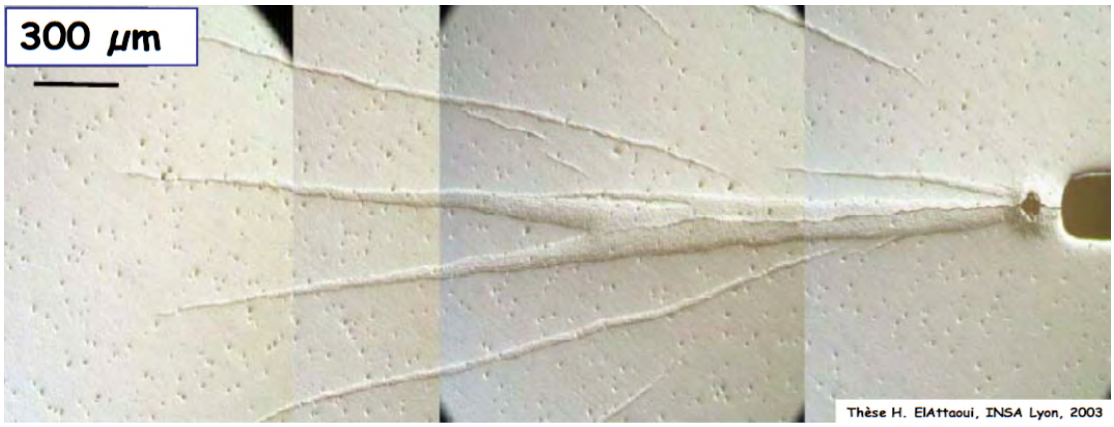

Figure 7 : Propagation ralentie par transformation de phase, ***MECAMAT 09, Transformation de phase dans la zircone, L. Gremillard***

La faible proportion de phase tétragonale dans les zircones cubiques ne permets donc pas aux nouvelles générations d'être aussi résistantes face à la propagation de ces fissures.

4.2.2) Affaiblissement de la zircone

Dans les conditions suivantes (température incompatible et milieu hydrique), la zircone va se dégrader, c'est le phénomène de vieillissement.
Lorsque les cristaux quadratiques de surface vont se retrouver en contact prolongé avec une solution hydrique, ceux-ci peuvent se transformer en cristaux monocliniques.

Cette transformation est localisée et non uniforme (contrairement à celle retrouvée pendant l'usinage, qui est uniforme et bénéfique pour la zircone) ce qui entraîne des irrégularités et l'apparition de rugosités.
La surface réagira donc différemment aux contraintes (compression sur certaines, tractions sur d'autres) ce qui peut entraîner des microfissures de surface et un affaiblissement de la zircone.

Ce phénomène de vieillissement est accentué par une température critique de 250°C, et diminue en s'éloignant (augmentation ou abaissement) de celle-ci.
Il est démontré qu'un cycle de stérilisation classique à 134°C équivaut à 2 à 4 ans de vieillissement in vivo. **(MECAMAT 09, L. Gremillard)**
Ce vieillissement sera approfondi dans une partie ultérieure.

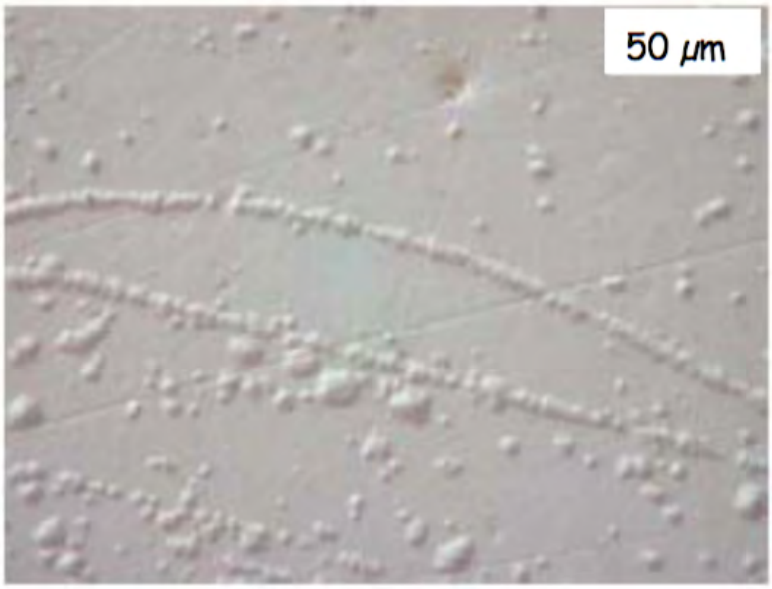

Figure 8 : Transformation autour des fissures, vieillissement en milieu hydrique, vue en microscopie Optique, ***MECAMAT 09, Transformation de phase dans la zircone, L. Gremillard***

4.3) L'Y-TZP cubique, nouvelle génération de zircone (7,19)

De nos jours, les demandes de plus en plus rigoureuses dans ce domaine poussent l'industrie à innover, et c'est ce qui se passe avec la stabilisation à l'yttrium. En augmentant le pourcentage de l'oxyde, de 4 à 5 voire 6mol% d'yttrium le pourcentage de

phases cubiques augmente et sera de plus en plus important, les propriétés esthétiques seront alors améliorées. La zircone sera plus translucide.
La contrepartie est une diminution des propriétés mécaniques, qui restent cependant toujours supérieures aux autres céramiques. Nous argumenterons ce point dans la partie *résistance mécanique*.

Pour les céramiques 3Y-TZP la phase cubique n'est représentée qu'à 15%. La stabilisation s'arrêtait en phase quadratique majoritairement, comme expliqué précédemment. Les 4 et 5 Y-TZP sont obtenues soit par mélange de 3 et 6 Y-TZP (moins fiables face au vieillissement), soit synthétisées en 4 ou 5 Y-TZP comme telle (plus stables). Pour les 4Y-TZP la phase cubique sera présente à 25%, pour la 5Y-TZP présente à 50%.
Des zircones 6Y-TZP arrivent sur le marché avec un taux de phase cubique encore supérieur, améliorant la translucidité, idéal notamment pour les cas de restaurations prothétiques antérieures où la translucidité est indispensable. **(Zhang et Lawn 2017)**

5. Etat de surface (5,14,20–23)

L'objectif pour une prothèse dentaire est d'avoir un état de surface lisse, ou le moins rugueux possible, car cette rugosité est un défaut à la fois mécanique et biologique. En effet, une surface rugueuse multiplie les zones de contact et accroît les défauts de surface, fragilisant la résistance mécanique de la céramique, et générant des phénomènes d'abrasion des dents antagonistes. De plus, ces imperfections périphériques sont des sites de rétention de plaque dentaire et sont donc néfastes pour le parodonte et la pérennité de la prothèse.

Cette rugosité de surface va dépendre de plusieurs facteurs dont la taille des grains composant la céramique, leur densité et leur porosité. Le mode de fabrication et le frittage vont aussi avoir un rôle.
Plus les grains seront fins et la structure dense, plus la surface sera lisse. Si le frittage est réalisé à haute température et haute pression, les propriétés sont améliorées.
La zircone peut être recouverte d'une fine couche de céramique esthétique ou une glaçure afin de rendre sa surface lisse et de la protéger du vieillissement.

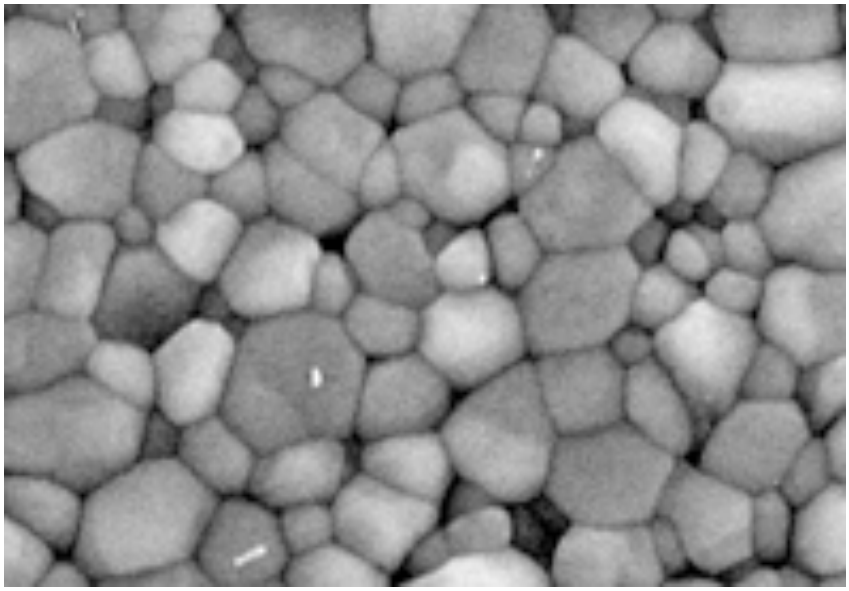

Figure 9 : Surface de la zircone observée au microscope optique à balayage, ***Société française des Biomatériau Dentaires***

6. Fabrication (6)

6.1) Ressources (4,24)

Le zirconium est retrouvé dans de nombreux minerais à travers le monde comme l'anderbergite (vanadium et zirconium), le catapleiite et bien d'autres. Les deux principaux étant le baddeleyite (97,5% de zirconium dont les principaux minerais se trouvent au Brésil et en Floride) et le zircon (66-67% de zirconium) et qui sont ceux exploités afin d'extraire la zircone.

La plus grande partie de la zircone utilisée est extraite chimiquement de ces deux minéraux.

Tableau 1 – Principaux minerais renfermant de la zircone [1] [2]			
Mineral	**Composition en ZrO_2 (% massique)**	**Mineral**	**Composition en ZrO_2 (% massique)**
Baddeleyite	Jusqu'à 97,4-97,5 % de ZrO_2	Fergusonite	Jusqu'à 2 % de ZrO_2
Zircon	$ZrSiO_4$ – jusqu'à 66 % de ZrO_2	Guarinite et Hiortdahlite	$Na_2Ca_4F_2(Si,Zr)_5O_{14}$ – jusqu'à 22 % de ZrO_2
Anderbergite	Silicate de vanadium et zirconium	Wöhlerite	Guarinite + Nb – 15,6 à 17,6 % de ZrO2
Catapleiite	$Na_2ZrSi_6O_{15},3H_2O$ – jusqu'à 40 % de ZrO_2	Loranskite	Jusqu'à 20 % de ZrO_2
Dalyite	$K_2ZrSi_6O_{15}$	Lorenzenite	Jusqu'à 11,9 % de ZrO_2
Elpidite	$Na_2ZrSi_6O_{15},3H_2O$ – jusqu'à 20 % de ZrO_2	Polymignite	Jusqu'à 29 % de ZrO_2
Chalcolamprite	Niobate-Silicate de zirconium – environ 5,7 % de ZrO_2	Uhligite	$Ca(Ti,Zr)O_5,Al_2TiO_5$ – jusqu'à 33 % de ZrO_2
Aahrenite	Généralement entre 3 et 4 % de ZrO_2	Zirkelite	$(Ca,Fe)_{0,2}(Zr,Ti,Th)O_2$ – jusqu'à 53 % de ZrO_2
Arfvedsonite	Jusqu'à 7 % de ZrO_2	Zirfesite	$(ZrO_2, Fe_2O_3),SiO_2,n\ H_2O$ – 30,5 % de ZrO_2
Astrophyllite	$(K,Na)(Fe,Mn,Al)_4(Zr,Ti,Si)_{14}(OH,F)_2$	Wadeite	$K_6Ca_3Zr_3(SiO_2)_{12}$ – 21,4 % de ZrO_2
Aurlite	Jusqu'à 3 % de ZrO_2	Thortoeitite	Silicate de Sc, Y, Zr – 0,8 à 2,6 % de ZrO_2
Beckelite	Jusqu'à 2,5 % de ZrO_2	Lavenite	$(Na,Ca,Mn)_3Zr\ [F,(SiO_4)_2]$ – 21 à 28 % de ZrO_2
Cerite	Jusqu'à 8 % de ZrO_2	Rosenbuschite	$(Na,Ca)_3\ (Fe,Ti,Zr)[F,(SiO_4)_2]$ – 19,9 % de ZrO_2
Columbite	Jusqu'à 11 % de ZrO_2	Mosandrite	$(Ca,Na,Y)_{2-3}(Ti,Zr,Ce)[(H_2O,F)\ (SiO_4)_2]$ – 7,4 % de ZrO_2
Endeolite	Jusqu'à 3,8 % de ZrO_2	Astrophyllite	$(K_2,Na_2,Ca)(Fe^{2+},Mn)_4(Ti,Zr)[OH,(Si_2O_7)^{2-}]$ – 0,8 à 5 % de ZrO_2
Eucolite et Eudialyte	$Na_{13}(Ca,Fe)_5Cl(Si,Zr)_{20}O_{52}$ – jusqu'à 17 % de ZrO_2	Tschinglusuite	$2(Na,K)_2O + 5(Mn,Ca)O + 3(Ti,Zr)O_2 + 14SiO_2 + 9\ H_2O$ – 2,8 à 3,2 % de ZrO_2

Tableau 1 : Principaux minerais renfermant la zircone ***« biomatériaux et biomécanique » Techniques de l'ingénieur Ti597-2ème édition***

6.2) Poudre de zircone (2-4)

A l'origine, les matières premières, sous forme de sable zirconifère (contenant 67% de zircone pour le zircon et environ 97% pour la baddeleyte) doivent être purifiées par des processus chimiques et thermiques.
Plus la purification sera importante, plus la zircone finale sera stable et aux propriétés optimales.

Le traitement se déroule en deux étapes :

-une première où l'on réalise une dissolution et une précipitation afin d'obtenir des sels de chlorure (et y ajouter des sels d'yttrium dans le cas où la stabilisation se fera avec cet oxyde).

-une deuxième qui consistera à obtenir la poudre finale composée de grains d'environ 0,6 µm après frittage puis des étapes d'hydrolyse, séchage et calcination.

La taille des grains est importante dans le processus de réalisation car trop gros, ils ne permettront pas de stabiliser la zircone en phase quadratique (dans le cadre de l'Y-TZP, principale zircone utilisée en Odontologie).

6.3) Blocs d'usinage (4,6,20,25,26)

Une fois la matière première purifiée en poudre de zircone, elle doit être mise en forme pour être exploitée. En Odontologie, elle est conditionnée sous forme de blocs de zircone durs afin d'être usinés et d'avoir la forme souhaitée (couronne, onlay…).
Dans un moule à piston métallique la poudre va être compressée une première fois de manière uniaxiale, puis une deuxième fois, dans des moules en polymères déformables, par un pressage isostatique à une pression pouvant aller jusqu'à 3000 bars. Un tel processus est nécessaire afin d'homogénéiser et d'assurer l'élimination quasi-totale de tous les espaces entre les grains et obtenir une densité optimale.

Le résultat de cette étape nous donne un bloc de zircone dit « cru » dont les propriétés sont directement dépendantes de la qualité de réalisation du bloc (soit une bonne homogénéité et une bonne densité).

*Figure 10 : Disque de zircone usinée (**Sirona**[R])*

*Figure 11 : Bloc de zircone pour prothèse unitaire (**Sirona**[R])*

Sous cette forme, le bloc de zircone n'est pas exploitable car trop fragile, sa consistance est comparable à celle d'une craie. Afin de rendre possible l'usinage sans endommager le bloc, il est nécessaire de réaliser un pré-frittage aux alentours de 1000°C, ce qui entraîne un durcissement du bloc permettant son usinage.

6.4) Le frittage (4,37)

Le frittage est l'étape de « cuisson » de la zircone. Il intervient avant l'usinage (la zircone sera plus dure à usiner mais pas de gestion du retrait) ou après l'usinage (plus rapide et moins coûteux, mais il faut gérer les diminutions du volume lors du frittage).

Lors de cette étape, les grains agglomérés de zircone vont se joindre les uns aux autres. Ici, il est donc important que le bloc soit dense et homogène. En effet, si des espaces perdurent au sein du bloc, les propriétés mécaniques se verront altérées. Le cycle de cuisson va influer sur les propriétés mécaniques, la translucidité et même la teinte de la zircone. **(La zircone : cette méconnue, Mahiat).**

6.4.1) Le frittage naturel

C'est la principale technique utilisée lors de la fabrication de prothèses en zircone. Elle consiste à cuire dans un four à pression atmosphérique à une température qui varie entre 1350°C et 1500°C.

*Figure 12 : Four de frittage de zircone (**Mihm-Vogt**[R])*

6.4.2) Le frittage sous pression HIP

Le frittage sous haute pression isostatique ou HIP (Hot Isostatic Pressing) utilise un four spécifique permettant de cuire à une pression pouvant aller jusqu'à 2000 bars.

Lors du frittage, les propriétés de la zircone sont maintenues et améliorées car la pression exercée à la surface du matériau augmente sa densité.

Cette technique est peu utilisée en Odontologie car très coûteuse. Elle est donc privilégiée pour les utilisations où les contraintes seront très importantes et où la résistance du matériau est indispensable (aéronautique, pièces à haut coefficient de sécurité).

II) Propriétés des nouvelles zircones Y-TZP cubiques

La zircone est jusqu'à présent utilisée pour remplacer le métal des prothèses grâce à son excellente résistance mécanique. La stabilisation dans sa forme cubique permet aujourd'hui à la zircone de tenir un rôle nouveau, celui de la prothèse esthétique, par augmentation de sa translucidité. En revanche, cette modification de structure impacte les propriétés mécaniques.

Ces atouts de résistance mécanique que l'on connaissait à la zircone sont-ils remis en question avec les nouvelles générations ?

1) Propriétés mécaniques

1.1) Résistance à la flexion (28,31,33,34,39-41,53)

Les tests de flexions sont réalisés sur des échantillons mis en porte à faux, sur lesquels vont s'appliquer une ou plusieurs forces de flexion jusqu'à rupture du matériau.

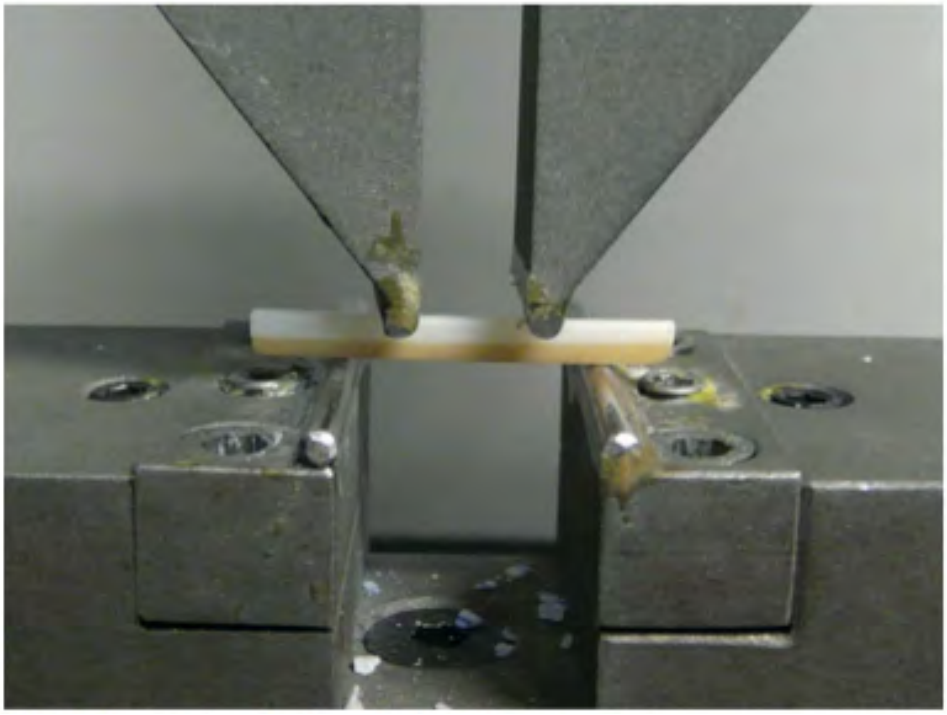

Figure 15 : Test de flexion en 4 points, **Mechanical Properties of Zirconia Y-TZP Core Veneered for Dentistry Applications, C.N. Elias, 2017**

Les nouvelles zircones stabilisées avec un pourcentage d'yttrium plus important présentent une phase cubique pouvant aller jusqu'à 60% du volume de la céramique, mais voient leur résistance à la flexion diminuée.

Les tests décrits dans l'étude de 2017 faite par **C.N. Elias,** montrent que, par rapport aux zircones conventionnelles 3Y-TZP, dont la résistance à la flexion est mesurée à 1400 MPa, les nouvelles génération ont des valeurs allant d'environ 1000 MPa pour les 4Y-TZP à 800 MPa pour les 5Y-TZP et 600 MPa pour les 6Y-TZP (ces valeurs peuvent aussi varier légèrement en fonction des données fournies par les industriels). **(Da Silva, Lima, et al. 2017)**

On constate grâce au tableau suivant, que plus le taux d'yttrium augmente, plus la phase cubique est importante, plus la résistance à la flexion diminue.

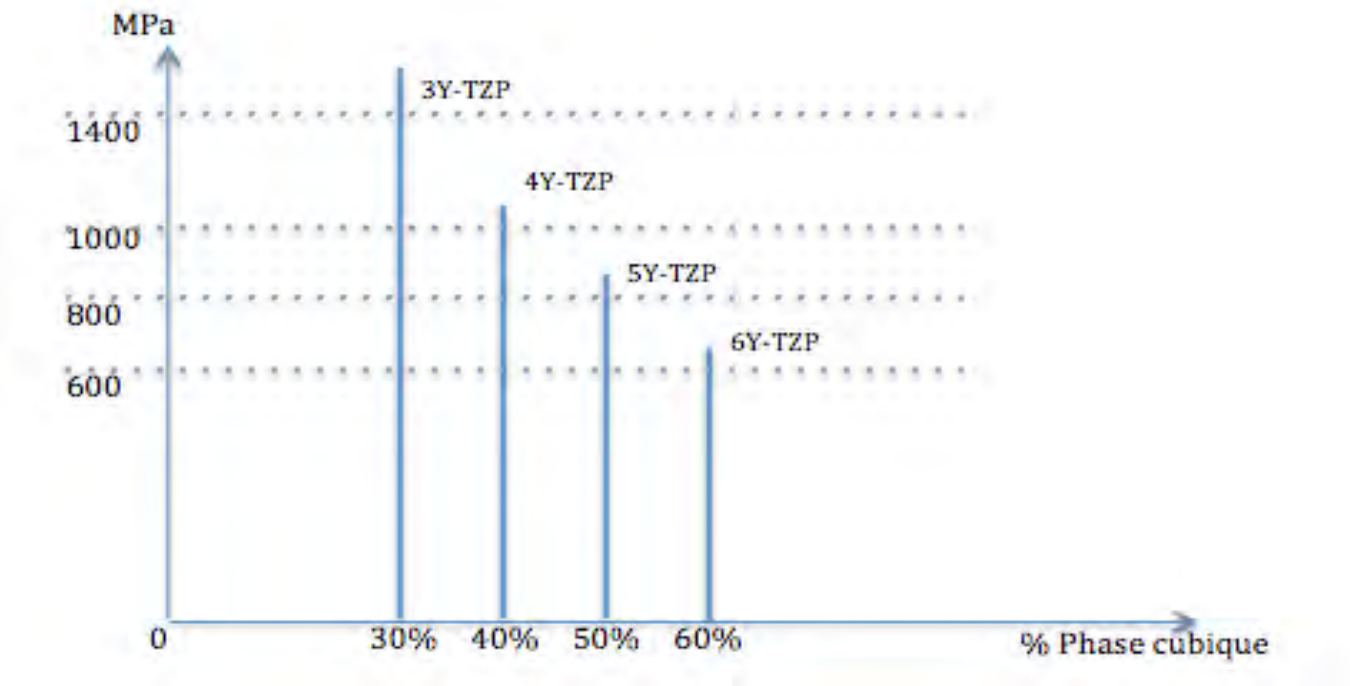

Figure 13 : Rapport entre le pourcentage de phase cubique et la résistance à la flexion

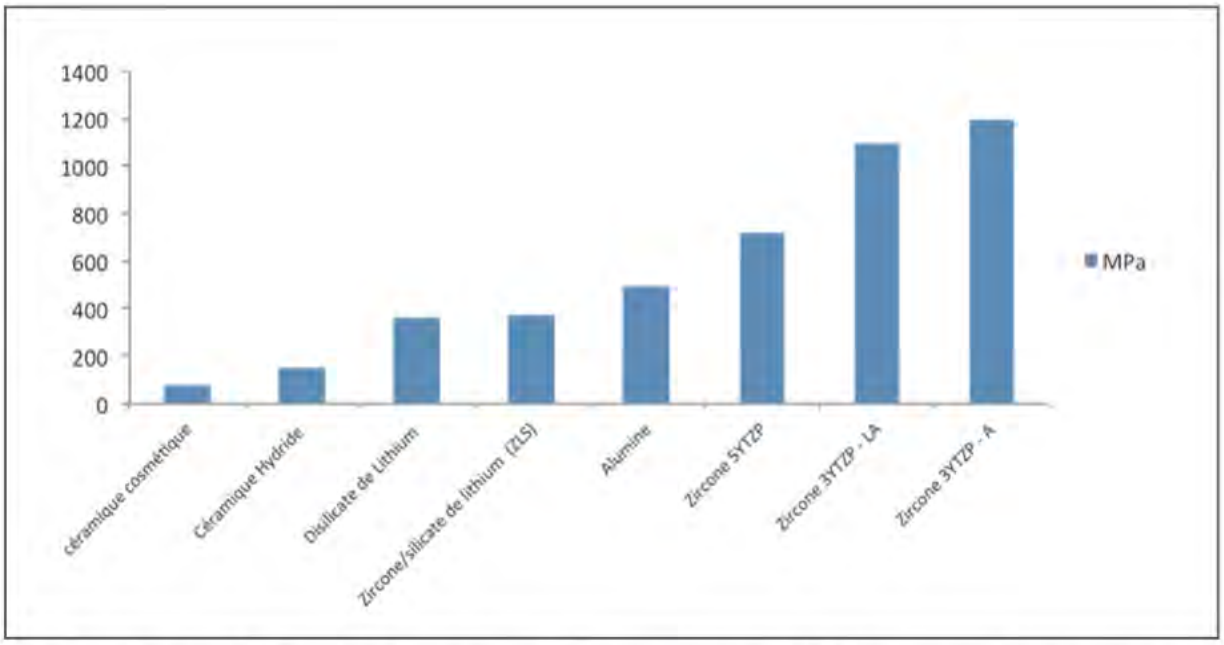

Figure 14 : Résistance à la flexion des différents matériaux céramiques : graphique comparatif issu de la revue : ***Zirconium oxide for prosthetic restorations : what dental technicians should know. Dr Lelièvre, 2017***

Cette perte importante de résistance aux contraintes de flexion rend les nouvelles zircones plus fragiles.

En revanche, si l'on compare ces données avec celles des autres céramiques de type alumine ou disilicate de lithium, qui sont les références actuelles en esthétique, qui présentent une résistance à la flexion d'environ 600 MPa, cela correspond approximativement (encore une fois en fonction des différents industriels) à la zircone la plus translucide, la 6Y-TZP.

Quant à la résistance à la flexion, on peut donc noter que les nouvelles zircones sont moins résistantes que les anciennes. Il existe cependant différentes formes de zircones dont les propriétés varient, ce qui permet de s'adapter aux différents cas clinique par exemple.

On comprend de plus que les zircones de type 4 et 5Y-TZP sont des céramiques intermédiaires avec de bonnes propriétés mécaniques et une translucidité très correcte. **(Zhang, Lawn, 2017)**.

1.2) Résistance à la compression (5,9,33,34)

Les tests de compression sont faits pour mettre en évidence la capacité à résister à une pression généralisée sur l'ensemble d 'un échantillon. Cette mesure est le plus souvent réalisée sur un échantillon cylindrique disposé dans une presse, qui va appliquer des forces croissantes jusqu'à rupture du matériau. Pour la zircone Y-TZP, **le syndicat des industriels des céramiques techniques**, expose une fourchette de résultats allant de 2000 à 2500 MPa. Les résultats actuels ne donnent pas encore de différence entre les nouvelles et anciennes générations. En revanche on peut noter que les céramiques alumine sont résistantes aux contraintes de compression (2500 MPa). De manière similaire, les zircones stabilisées au magnésium ont un potentiel de résistance d'environ 1700 MPa, ce qui est inférieur aux zircones stabilisées à l'yttrium.

1.3) Module de Young (5,33)

Pour enregistrer le module de Young ou module d'élasticité, le plus simple est de réaliser un test de traction. Un échantillon est disposé entre les pinces d'une machine à traction qui va appliquer des forces divergentes afin de mesurer la déformation du matériau.
Plus la valeur du module est faible, plus le matériau accepte une déformation mécanique.
Zhang et Lawn, en 2017 comparent les différents types de zircone du marché et montrent que chez tous les industriels, pour une même zircone, ou quel que soit le type de zircone, le module d'élasticité est semblable, pour une valeur comprise entre 200 et 210 GPa.
Ce qui ressort de ces données, c'est la similitude des valeurs. On peut donc affirmer que pour une zircone 3Y-TZP ou une zircone plus récente avec une teneur une phase cubique plus importante, le module d'élasticité du matériau ne varie pas.

1.4) Ténacité, résistance à la fracture (5,33,38–41)

Lorsqu'il y a une fissure ou une fêlure sur un matériau, celui-ci réagit différemment en fonction de sa microstructure. La résistance à la propagation de ces défauts est la ténacité. Cette ténacité est mesurée sur un échantillon pré-fissuré, sur lequel diverses forces vont être appliquées afin de mesurer la propagation de la fissure.

Cette résistance est étroitement liée aux valeurs de module de Young. En effet plus celui-ci sera faible, plus la ténacité du matériau sera forte. L'expression de la ténacité se fait en **MPa.m$^{1/2}$**.

Une nouvelle fois, l'étude sur les propriétés mécaniques de **Zhang et Lawn, 2017**, donne des résultats précis quant aux valeurs de ténacité suite à des tests de résistance aux chocs.

Les valeurs sont les suivantes :

-3Y-TZP : 3.5 à 4.5 MPa.m$^{1/2}$.

-4Y-TZP : 2.5 à 3.5 MPa.m$^{1/2}$

-5Y-TZP : 2.2 à 2.7 MPa.m$^{1/2}$

Chaque fourchette de valeur comprend l'ensemble des différents industriels par type de zircone décrits dans l'étude, mais d'autres produits peuvent avoir des valeurs différentes. On constate que plus la teneur en zircone cubique est importante, plus la ténacité diminue, donc la résistance au choc est moindre.

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

Tableau 2 : Propriétés mécaniques des différentes zircones en fonction du pourcentage de phase cubique, ***Generations of Representative Dental Zirconias and Glass–Ceramics, Zhang et Lawn, 2017.***

1.5) Dureté (21,34,52)

La dureté d'un matériau est calculée en mesurant l'enfoncement d'un poinçon dans un échantillon, test de dureté Vickers (HV : hardness Vickers).
Les céramiques sont des matériaux très durs, c'est à dire que leur résistance à la déformation est importante.
Cette dureté est un facteur à prendre en compte dans l'élaboration du plan de traitement clinique car la prothèse sera en contact avec d'autres surfaces en occlusion, comme l'émail dentaire ou une autre restauration prothétique. Il doit donc y avoir une cohérence entre les surfaces afin de ne pas être délétère envers les antagonistes.

Pour la zircone, les valeurs de dureté sont comprises dans une fourchette allant de 1200 à 1600 HV.
Da silva et al., en 2017, donnent une valeur de 1394 HV. En comparaison, dans ce même article, la dureté de l'émail humain est donnée à 343 HV.
Des études montrent que la dureté de la zircone n'est pas un problème pour les dents antagonistes si l'état de surface est rigoureusement poli et si les recommandations de fabrication sont respectées **(C.N. Elias, 2017)**.

1.6) Coefficient de dilatation thermique (5)

Le coefficient de dilatation thermique (en $°C^{-1}$ ou K^{-1}) d'un matériau est sa capacité à se dilater ou se contracter en fonction des variations thermiques. Plus un matériau sera rigide (module de Young élevé), plus ce coefficient sera fiable. Les céramiques étant des matériaux relativement rigides, elles sont peu sensibles à ces variations de volume (**Syndicat des Industriels des Céramiques Techniques)**.

Le coefficient de dilatation de l'émail est de $11,4 .10^{-6}$ $°C^{-1}$ et celui de la dentine est de $8,3 .10^{-6}$ $°C^{-1}$ **(Société Francophone des Biomatériaux Dentaires (SFBD) - Dr. A. RASKIN)**.
Le but étant de se rapprocher le plus de ces valeurs pour avoir le moins de variations entre les différentes structures.

Les zircones stabilisées à l'yttrium possèdent un coefficient de dilatation proche de celui de l'émail. En ce qui concerne les 3Y-TZP la valeur est d'environ 10,4 $.10^{-6}$ $°C^{-1}$.
Les nouvelles zircones montrent un coefficient de dilatation thermique inférieur entre 10,25 et 9,75 $.10^{-6}$ $°C^{-1}$ de façon décroissante pour les 4Y-TZP, 5Y-TZP et 6Y-TZP (**données approximatives fournies par Dr Lelièvre, sur les zircones de la gamme DENTARUM, 2017**).

2) Propriétés esthétiques des nouvelles zircones (7,29,42)

S'il y a bien une chose qui va creuser un fossé entre l'ancienne et la nouvelle génération de zircone, hormis les modifications de propriétés mécaniques vues précédemment, c'est l'utilisation de cette céramique dans des cas d'esthétique. Et ce, grâce à cette phase cubique qui va réagir différemment face à la lumière et avoir des propriétés optiques qui permettront d'obtenir une prothèse translucide.

Les tissus dentaires possèdent une complexité optique impossible à reproduire par une prothèse. On cherche cependant à s'en rapprocher.

La dentine est de teinte orangée et sera fluorescente car très réactive aux longueurs d'ondes UV (de par sa composante organique), et l'émail est de couleur blanc-bleuté, provenant des petites plaquettes d'hydroxyapatite qui dispersent sélectivement des longueurs d'ondes plus courtes. **(Reza Shahmiri et al., JPD, 2017).**

2.1) Translucidité et conséquences mécaniques (1,25,34,35,40,42–46,48,51,53,54)

La translucidité de la céramique sera directement liée à sa structure, à sa composition, à sa densité et surtout à la taille des grains.

Les zircones de type 3Y-TZP ne sont pas utilisées pour des restaurations esthétiques car elles sont trop opaques. Cette opacité s'explique par le fait que les cristaux de forme tétragonale ne régissent pas bien avec la lumière. Les rayons sont freinés par cette structure cristalline (la diffraction est trop importante).

Avant l'arrivée de la nouvelle génération, la norme en termes de restaurations antérieures était les céramiques feldspathiques ou celle en disilicate de lithium.

Avec les zircones 4, 5 voir 6Y-TZP, la zircone tient maintenant un rôle esthétique.

En **2017, Reza Shahmiri et al.** comparent l'utilisation de différentes céramiques pour des cas de restauration esthétique. La zircone est mise en avant et les études montrent qu'effectivement les céramiques esthétiques conventionnelles sont supérieures dans ce domaine. En revanche, il est démontré que leur résistance mécanique est bien inférieure. Tout l'intérêt de la nouvelle génération de zircone cubique est alors expliqué : une meilleure résistance et une translucidité acceptable.

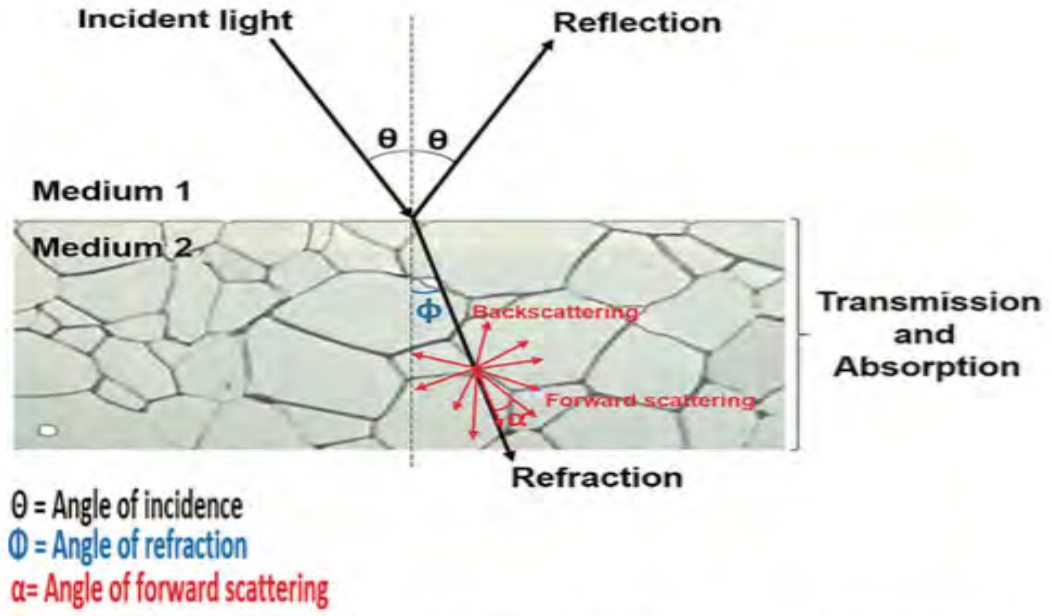

Figure 3. Interaction of light with materials and their microstructures.

Figure 16 : Schéma des mouvements des rayons lumineux à travers la matière, ***Reza Shahmiri et al. 2017***

Table 1. Zirconia materials developed for dental applications

Material	Code	Microstructure	Composition	Mechanism	Optical Characteristics
Zirconia toughened alumina	ZTA	Tetragonal zirconia (t-ZrO_2) dispersed as minor phase in Al_2O_3 matrix	Vita method: Mixture of alumina with 33 mol% zirconia (zirconia stabilized with 12 mol% CeO_2);[a] InCeram was first ZTA developed for dental applications[8,9]; however, large pore content (8-11%)[10]	Transformation toughening[b]	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.[11,12] Corresponding values for Al_2O_3 are 1.768 and 0.008.[13] Hence, addition of latter to former will lower both values closer to those of enamel.[c]
Partially stabilized zirconia	PSZ	Tetragonal ZrO_2 dispersed or precipitated in cubic ZrO_2	8-10 mol% MgO or 3 mol% Y_2O_3 is used to partially stabilize zirconia[8,14]	Transformation toughening,[b] however, with slightly lower energy for tetragonal to monoclinic transformation[15]	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,[11,12] higher reflectivity can result in enhanced whiteness and opacity.
Tetragonal zirconia polycrystal	TZP	Single phase tetragonal ZrO_2	2-4 mol% Y_2O_3 as dopant yields >98% tetragonal zirconia of fine grain size (~0.2-0.5 μm)[8,16]	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[16]	For 3 mol% Y-TZP, refractive index is 2.214 and birefringence is 0.038.[12] 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_2	≥6 mol% Y_2O_3 as dopant used to fully stabilize zirconia	No transformation-toughening mechanism	Refractive indices for 9-17 mol% Y-CSZ are 2.177-2.088.[17] 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.

[a]VITA In-Ceram YZ; VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. http://vitanorthamerica.com/wp-content/uploads/2011/11/VITA-In-Ceram-YZ-Working-Instructions_16498...pdf, 2011. [b]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.[1] [c]Refractive index of dentin is 1.540 and that of enamel is 1.631[18]; both have a birefringence of 0.007.[19]

Tableau 3 : tiré de ***Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations- A systematic review, JPD, 2017***

Ce tableau nous expose les différentes propriétés optiques de certaines zircones. Pour les zircones cubiques, lorsque le taux de stabilisation à l'yttrium est supérieur à 6mol%, **l'indice de réfraction est compris entre 2,177 et 2,088**.

Cet indice de réfraction est inférieur à celui des autres zircones. Par exemple pour une zircone tétragonale de type 3Y-TZP, il est de 2,214.

La réfraction des zircones cubiques est donc inférieure.

On note de plus **l'absence de biréfringence**, contrairement aux zircones présentant un fort taux de phase tétragonale.

La biréfringence est la propriété physique d'un matériau dans lequel la lumière se propage de façon anisotrope (dans des directions différentes). Il y a plusieurs indices de réfraction **(Britannica, 2017).**

Ces valeurs (indice de réfraction et biréfringence) procurent aux zircones cubiques de bonnes propriétés optiques au dépend de la résistance mécanique.

Un point important est souligné dans cette étude, pour compenser sa perte de résistance mécanique, il faudra dans certains cas augmenter l'épaisseur de matériau pour retrouver une solidité correcte. Cette augmentation se fera malheureusement au dépend des propriétés optiques, car plus la couche de zircone sera épaisse à traverser, moins la zircone sera translucide.

Ceramic System	Nominal Thickness (mm)	Mean Translucency (Lux × 10^3)	Translucency Related to Positive Control Light Flow	Translucency Related to Control Group	*P*
Control group: IPS e-max Press[A] (lithium disilicate)	0.5	4.98 (±0.07)	17.5%	100%	<.001
Lava Frame 0.3[B]	0.3	3.572 (±0.18)	12.5%	71.7%	.022
Lava Frame 0.5[C]	0.5	3.181 (±0.14)	11.2%	63.9%	.165
Procera AllZircon[C,D]	0.6	2.878 (±0.19)	10.1%	57.8%	.865
Digizon[D]	0.6	2.725 (±0.14)	9.59%	54.7%	.990
DC Zircon[D]	0.5	2.631 (±0.21)	9.26%	53.8%	.991
VITA YZ[D]	0.5	2.609 (±0.12)	9.18%	52.4%	.995
IPS e.max ZirCAD[D]	0.5	2.548 (±0.17)	8.97%	51.2%	.009
Cercon Base[E]	0.4	2.098 (±0.26)	7.38%	42.1%	<.009

Ceramics with same superscripted uppercase letter are not statistically different. Data analyzed with 1-way ANOVA and Bonferroni multiple comparison test: *df* = 36; F=122.95; *P*<.001

Tableau 4 : Propriétés optiques et translucidité de différentes zircones, ***Translucency of zirconia coping made CAD/CAM system, Paolo Baldissara et al. JPD 2017***

Le tableau 4 issu d'une étude de **Paolo Baldissara et al. en 2010**, compare différents types de zircones 3Y-TZP en fonction des industriels et expose les propriétés optiques et les valeurs de translucidité.

Dans cette étude, la translucidité a été mesurée par la méthode de transmission directe

avec un photo-radiomètre numérique monté dans une chambre noire. La source de lumière était un faisceau de lampe halogène de 150 W. Les données obtenues ont été analysées en utilisant l'ANOVA 1 voie et le test de comparaison multiple de Bonferroni ($\alpha = 0,05$).

Les résultats montrent que la translucidité relative de chaque zircone varie en fonction des industriels (ici c'est la Lava Frame^{R} la plus translucide).

Les zircones présentées ici ne sont pas des zircones cubiques mais des zircones tétragonale 3Y-TZP (considérées en 2010 comme zircones esthétiques) et on constate que la translucidité de l'échantillon témoin (disilicate de lithium) reste plus translucide que le zircone (bien que les valeurs soient peu éloignées pour les zircones les plus translucides).

Une étude de **2016, menée par Carrabba et al.**, est réalisée pour comparer différentes zircones dont les structures varient. Cette comparaison porte sur la translucidité de chacune et l'influence de celle-ci sur la résistance des céramiques.

3 zircones sont exposées (ST –Standard Translucency-, EI –Enamel Intensive-, NT –Natural Translucent-) et se différencient par la taille de leurs grains leur teneur en stabilisants et la composition de leur phase cristalline.

Composants	**ST**	**EI**	**NT**
ZrO_2 (wt%)	94.8	95	91
Y_2O_2 (mol)	3%	3%	5%
Al_2O_3 (wt%)	0.2	traces	traces
Structure Cristalline	Tétragonale	Tétragonale	Tétragonale/Cubique

Tableau 5 : composition des disques de zircone Aadava testés, ***Carrabba et al. 2016***

Les échantillons sont analysés par le test de flexion en 3 points et un test de contraste (pour la translucidité) réalisé par un spectrophotomètre.

Results and statistical significance, different letters indicate different statistical significance.

Translucency – CR			Flexural Strength – 3PBT				Grain Size	
Groups	Mean	SD	Mean σ (MPa)	SD	m	σ^0 (MPa)	Mean (nm)	SD
Aadva ST	0.74^d	0.01	1215^c	190	7.1	1296	445^b	34
Aadva EI	0.69^c	0.01	983^b	182	5.0	1059	284^c	11
Aadva NT	0.65^b	0.01	539^c	66	10.1	566	558^a	38
IPS e.max LT	0.56^a	0.02	377^d	39	9.8	395		

Tableau 6 : Résultats et différences après tests, ***Carrabba et al. 2016***

Les résultats montrent que plus la translucidité de l'échantillon est importante, plus la résistance mécanique à la flexion baisse.
La zircone cubique (NT) possède ici une résistance de **539M Pa,** pour une granulométrie de 558 nm par grain.
Un échantillon test en disilicate de lithium montre que la translucidité de la zircone cubique se rapproche de la sienne avec une résistance un peu plus importante.

La translucidité est le facteur qu'il manquait à la zircone. Aujourd'hui, le pari est tenu. En revanche, on constate que ce gain en termes d'esthétique réduit les propriétés mécaniques qui faisaient la force des anciennes zircones.
Bien que réduite, cette résistance reste tout de même acceptable et permet donc de répondre aux attentes cliniques : la fiabilité mécanique, la biocompatibilité et le rendu esthétique.

2.2) Coloration de la zircone (47–49)

La coloration de la zircone associe différentes techniques afin d'avoir un rendu final le plus précis possible. Lors de la réalisation des blocs d'usinage, la zircone sera teintée dans la masse pour avoir une base correspondant à des teintiers du commerce par exemple A1, A2, A3… pour le teintier Vita^R.

Une fois la prothèse usinée une finition de surface est réalisé. En fonction des industriels, les protocoles sont différents et les matériaux utilisés varient. Le principe est de

recouvrir la zircone de céramiques esthétiques liquides colorées à des endroits précis afin de modifier le rendu final après une deuxième cuisson.

Les facteurs tels que la coloration, la transparence, la fluorescence pourront varier.

Figure 17 : Finition de la zircone, ***Rossi et Lelièvre, 2017***

Nous reprenons ici un exemple d'un cas de Mr Rossi et du Dr Lelièvre, avec la technologie CeraMotion One Touch[R] (Dentaurum Cermics). La première photographie (Figure 17[18]) présente les blocs de zircone cubique monolithiques de teinte uniforme. La deuxième photographe (Figure 17[19]) montre la réalisation des finitions, puis le résultat après cuisson sur la dernière photographie (Figure 17[20]).

Figure 18 : Fluorescence de la zircone, ***Revue Zirkon Zahn***

Cette autre illustration montre le résultat de l'application du colorant « fluorescence » de ZirkonZahn[R].

3) Intérêts mécaniques des nouvelles zircones (35,39,42,45,50–55)

Sur le plan mécanique, il est démontré de façon très claire que les nouvelles zircones ont perdu en résistance mécanique par rapport aux anciennes **(Zhang et Lawn, 2017)**.
Les tests de flexion montrent approximativement une division par deux des valeurs de résistance (environ 1200 MPa pour les 3Y-TZP, 600 à 1000 MPa pour les 4Y-TZP, 400 à 900 MPa pour les 5Y-TZP).

Cette perte de résistance limite les utilisations des nouvelles zircones aux restaurations unitaires ou bridges de trois éléments au maximum, qui plus est dans les secteurs antérieurs où la composante esthétique sera primordiale **(Carrabba, Keeling et al. 2016)**, ces indications sont à nuancer et à adapter en fonction du cas clinique.
L'intérêt de ces nouvelles zircones sera de pouvoir réaliser des restaurations monolithiques translucides, dont les propriétés permettent une résistance suffisante, avec une facilité de réalisation grâce à l'usinage en monobloc.

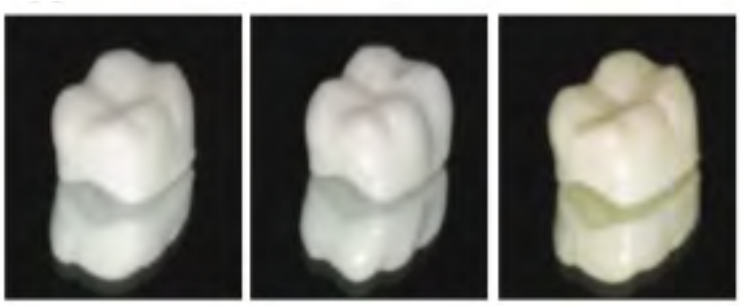

Figure 19 : Photographies de couronnes Full zircone en différentes teintes, ***Novel Zirconia Materials in Dentistry, Zhang - Lawn 2017***

4) Vieillissement (12,15,52,56–58,61)

Une étude de 2018, menée par **Camposilvan et al.** compare 3 types de zircone cubiques à une zircone tétragonale. Les résultats en terme de résistance mécaniques correspondent aux autres études sur le sujet, en revanche celle-ci montre de façon significative que la phase cubique est plus résistante au vieillissement, notamment en milieu humide. Ceci s'explique par l'absence de transformation de phase des zircones à dominance cubique, contrairement aux tétragonales, où la présence de cristaux monocliniques induit cette transformation de phase. Cependant cette absence de transformation de phase rend les zircones cubiques plus fragiles face aux propagations de fissures.

Une autre donnée majeure qui entre en jeu pour le vieillissement est la densité. En effet plus elle sera importante moins le vieillissement aura d'effet sur la zircone (la pénétration de l'eau dans une zircone peu dense accélèrera le phénomène) **(Gremillard, MECAMAT, 2009)**.

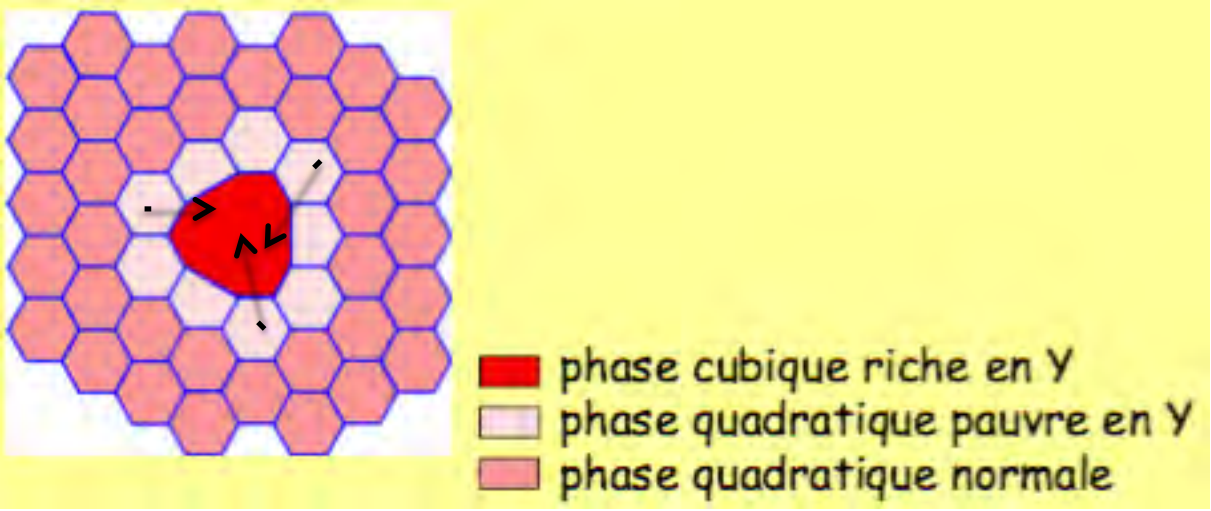

Figure 20 : Vieillissement microscopique de la zircone, ***MECAMAT, 2009***

L'état de surface et le polissage joueront aussi un rôle. Si des rayures sont visibles, on constatera une propagation du changement de phase au départ de celles-ci, et un affaiblissement mécanique de la zircone.

Il est démontré que les conditions d'environnement auxquelles les céramiques sont exposées influent sur l'usure et le vieillissement de celle-ci. Les facteurs importants sont la température et l'hydrométrie (voire même le fait d'être en milieu aqueux constant comme dans la cavité buccale). **(Cattani-Lorente et al. 2015)**

5) Biocompatibilité (26,28,55,59,60)

La zircone tétragonale est un matériau très biocompatible, bien plus que les différents alliages utilisés pour la réalisation de prothèses dentaires **(Flinn et al. 2016)**.

Cette biocompatibilité s'explique par le fait que la céramique est très peu réactive avec l'organisme, celui-ci ne déclenche pas de réaction de défense, elle est bioinerte.
La compatibilité entre la zircone et les tissus humains, notamment les tissus mous buccaux dans le cas de prothèses dentaires, procure à celle-ci une bonne résistance biologique **(Manicone et al. 2007)**.

Cette même étude explique que la zircone est un matériau de choix dans l'utilisation médicale grâce à sa résistance biologique et son absence de cytotoxicité. Ils montrent que les fibroblastes peuvent se lier à la zircone et que les cellules de défense immunitaire n'interagissent pas avec la surface.
Il n'y a actuellement aucune étude sur la biocompatibilité des zircones cubiques.

Figure 21 : Couronnes zircones sur 25 et 26, mise en évidence de l'harmonie biologique, ***Manicone et al. 2007***

6) Bilan et comparaison entre les zircones « anciennes » et « nouvelle » génération

La prothèse dentaire fixe moderne devra donc considérer différents types de zircone pour différentes indications. Il y a à présent les zircones tétragonales que l'on peut considérer comme « anciennes » et les zircones cubiques, qui seront bientôt une solution thérapeutique à part entière.

Dans les parties précédentes, les propriétés mécaniques décrites, issues des tests réalisés sur les zircones, nous montre la différence qu'il peut y avoir entre ces deux générations.

	3Y-TZP	Nouvelles Générations
Flexion	900 à 1500 MPa	400 à 1000 MPa
Ténacité	3.5 à 4.5 MPa.m	2.2 à 3.5 MPa.m
Elasticité	200 – 210 GPa	200 – 210 GPa
Compression	2000 à 2500 MPa	---
Dureté	1200 à 1600 HV	---
Dilatation thermique	$10,4 .10^{-6} °C^{-1}$	$9,75 à 10,25 .10^{-6} °C^{-1}$

Tableau 7 : Comparatif global des différentes propriétés entre zircones nouvelle et anciennes génération

Certaines données manquent mais le recul clinique n'est pas encore suffisant pour disposer de toutes les informations afin de faire une comparaison approfondie.
Le constat global que nous donnent toutes les études portant sur le sujet est la diminution des propriétés mécaniques au dépend du gain de translucidité, notamment la résistance à la flexion qui est le point fort des zircones tétragonales et qui devient beaucoup plus faible avec la phase cubique (cette valeur se rapproche de celle des autres céramiques cosmétiques **– Syndicat des Industriels des Céramiques Techniques-**).

La multiplication des types de zircone et la variation des propriétés de celles-ci vont permettre d'avoir un panel plus important de solutions thérapeutiques en fonction du cas clinique, et surtout de pouvoir utiliser de la zircone pour tous les types de restaurations en prothèse fixée.

III) APPLICATION EN ODONTOLOGIE

Afin d'illustrer cliniquement les données vues précédemment, un cas clinique de restauration Full Zircone 5Y-TZP, en couronne unitaire sur une première molaire maxillaire gauche va être décrit.

Ce cas a été réalisé par le **Dr Edouard Lanoiselée**, et utilise une zircone ***DD Cube X²*** de Denta Direkt Materials (couronne réalisée par **Digital-labs**, département numérique du **laboratoire Bongert**, La Roche sur Yon).
La dent concernée (26) a été dépulpée, avec un délabrement mésio-occluso-distal et palatin.

Le délabrement dentaire nécessite une restauration corono-radiculaire. La solution choisie est une reconstitution insérée en matériau de phase plastique ou RMIPP, de type composite, visible sur la photographie grâce au composite de teinte plus claire.

La préparation périphérique est standard pour une couronne monolithique : un congé fin à moyen sur tout la périphérie coronaire. La limite de préparation est supra-gingivale en vestibulaire et proximale, et juxta-gingivale en palatin.
Il est nécessaire de ne pas trop enfouir le congé afin de pouvoir isoler rigoureusement la dent pour le collage de la prothèse. Le tout céramique dans ce type de cas montre tout son intérêt car si la teinte est correctement prise le joint prothèse/dent ne se verra pas.

Dans le cas présenté, la zircone sera collée. L'intrados de la prothèse est sablé (Cojet^{R}) afin d'obtenir un état de surface crayeux qui permettra l'adhésion. Un nettoyage à l'acide ortho-phosphorique pendant 30 secondes permet d'éliminer les microparticules dues au sablage. Ensuite un primer universel, ici le G-multi primer, est utilisé pour finaliser le conditionnement prothétique. La colle GCem^{R} Linkforce teinte A2 translucide a été utilisée pour coller la restauration, ce choix de colle améliore le biomimétisme de la restauration.

L'illustration précédente met en avant la finesse de la pièce prothétique, jusqu'à 0,5 millimètres d'épaisseur. L'association de la résistance mécanique de la zircone et de l'efficacité du collage permet de réaliser des préparations peu délabrantes équivalentes aux préparations pour couronnes métalliques, ces concepts sont plus en accord avec l'économie tissulaire et le gradient thérapeutique.

Le résultat après collage nous montre une bonne adaptation des limites dento-prothétiques, un rendu esthétique satisfaisant avec une céramique qui auparavant ne pouvait pas être utilisée pour ce type de restaurations.

CONCLUSION

L'utilisation nouvelle de la structure cristallographique cubique des zircones est à l'origine de la modification des propriétés mécaniques de celles-ci.

En effet, suite aux nombreuses données de la littérature que nous venons de présenter, nous constatons la diminution significative des valeurs des propriétés mécaniques entre l'ancienne génération de zircone, à dominance de phase tétragonale, plus résistantes, et les nouvelles générations, à dominance de phase cubique, plus fragiles.

La diminution des propriétés mécaniques est proportionnelle à l'augmentation du taux de phase cubique dans la zircone, et à l'augmentation de la translucidité.

Bien qu'affaiblies, la résistance de ces zircones reste tout à fait acceptable pour des restaurations en prothèse dentaire, et supérieures aux valeurs des autres céramiques esthétiques en ce qui concerne les 4 et 5 Y-TZP.

Le gain de translucidité permet une utilisation plus large de la zircone et notamment la réhabilitation des secteurs antérieurs avec les prothèses monolithiques. Les indications sont différentes des anciennes zircones et permettent d'agrandir encore nos possibilités thérapeutiques.

Les zircones de nouvelle génération sont donc des céramiques esthétiques de translucidités variables en fonction du taux de phase cubique, et aux propriétés mécaniques satisfaisantes, aussi variables.

Il est donc possible aujourd'hui, avec la zircone comme seul matériau, de pouvoir s'adapter de façon individuelle à chaque cas clinique.

BIBLIOGRAPHIE

1. Britannica Encyclopedia. Zircone- ZrO2.
Disponible sur: https://www.britannica.com/science/zirconium

2. Britannica Encyclopedia. Dioxyde de zirconium.
Disponible sur: https://www.britannica.com/science/zircon

3. Zirkon Zahn. La zircone : information pour le praticien.
Disponible sur: http://www.zirkonzahn.com/assets/files/brochueren/FR-Depliant-La-zicone-Information-pour-le-praticien-web.pdf

4. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. Stratégie prothétique. 2006 ; 6(1) : 55-66.
Disponible sur: http://www.labo-arcad.com/doc/zircone-meconnue.pdf

5. Syndicat des Industriels des Céramiques Dentaires.
Disponible sur: https://ceramique-technique.com/proprietes/resistance-la-flexion

6. Comident. La zircone : questions + réponses.
Disponible sur: http://www.cnifpd.fr/CNIFPD_v2/pdf/guide_comident_zircone.pdf

7. Volpato CÂM, Garbelotto LGD´Altoé, Fredel MC, Bondioli F. Application of Zirconia in dentistry: biological, mechanical and optical considerations. 2011;397-420. [https://pdfs.semanticscholar.org/f16c/58df7369fbe494d2cfb34a13a5efa7deb046.pdf?_ga=2.130253836.264341331.1526232813-158169018.1523800122].

8. Jansen HJF. Electronic structure of cubic and tetragonal zirconia. Phys Rev B. 1991;43(9):7267-78.

9. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater 2008;24(3):299-307.

10. Pomfret MB, Stoltz C, Varughese B, Walker RA. Structural and compositional characterization of yttria-stabilized zirconia: evidence of surface-stabilized, low-valence metal species. Anal Chem. 2005;77(6):1791-5.

11. Bobrowski P, Pędzich Z, Faryna M. Three-dimensional microstructural characterization of porous cubic zirconia. Micron Oxf Engl. 2015;78:73-8.

12. Gremillard_mecamat_Aussois_2009.pdf.
Disponible sur: http://lgremillard.free.fr/Gremillard_mecamat_Aussois_2009.pdf.

13. El-Atab N, Gamze Ulusoy T, Ghobadi A, Suh J, Islam R, Okyay AK, et al. Cubic-phase zirconia nano-island growth using atomic layer deposition and application in low-power charge-trapping nonvolatile-memory devices. Nanotechnology. 2017;28(44):445201.

14. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. J Dent Res. 2014;93(12):1235-42.

15. Zhang Y, Sailer I, Lawn BR. Fatigue of dentals ceramics. J Dent. 2013;41(12) : 1135-47.

16. Aurélio IL, Marchionatti AME, Montagner AF, May LG, Soares FZM. Does air particle abrasion affect the flexural strength and phase transformation of Y-TZP? A systematic review and meta-analysis. Dent Mater. 2016;32(6):827-45.

17. De Souza GM, Zykus A, Ghahnavyeh RR, Lawrence SK, Bahr DF. Effect of accelerated aging on dental zirconia-based materials. J Mech Behav Biomed Mater. 2017;65:256-63.

18. Pittayachawan, McDonald, Young,, Knowles. Flexural strength, fatigue life, and stress-induced phase transformation study of Y-TZP dental ceramic [https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jbm.b.31064]. 2009.

19. Bobrowski, Faryna, Pedzich. Investigation of grain-boundary geometry and pores morphology in dense and porous cubic zirconia polycrystals [https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0025540814003262]. 2014; 57 : 203-9.

20. Zirkon Zahn. Safety data sheet ICE Zirkon - Prettau Zirkon Zahn. pdf. [http://www.zirkonzahn.com/fr/publications].

21. Zirkon Zahn. Mesure de l'abrasion dentaire selon la méthode « Steger ». [http://www.zirkonzahn.com/fr/publications].

22. Chen M, Zhang Y, Sky Driver M, Caruso AN, Yu Q, Wang Y. Surface modification of several dental substrates by non-thermal, atmospheric plasma brush. Dent Mater. 2013;29(8):871-80.

23. El-Shrkawy ZR, El-Hosary MM, Saleh O, Mandour MH. Effect of different surface treatments on bond strength, surface and microscopic structure of zirconia ceramic. Future Dent J. 2016;2(1):41-53.

24. Sanon C. Lumière sur la zircone 3Y-TZP utilisée en implantologie orale : Etude de la relation entre la microstructure et la durabilité. Lyon, INSA; 2014.
Disponible sur: http://www.theses.fr/2014ISAL0138.

25. Baldissara P, Llukacej A, Ciocca L, Valandro FL, Scotti R. Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems. J Prosthet Dent. 2010;104(1):6-12.

26. Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent. 2007;35(11):819-26.

27. Faryna M, Bobrowski P, Pędzich Z, Bućko M. Correlation between microstructure and ionic conductivity in cubic zirconia polycrystals. Mater Lett. 2015;161(Supplement C):352-4.

28. EN Zirkonzahn Studies, Abrasion of zirconia - Biocompatibility of zirconia. Zirkon Zahn, pdf. [http://www.zirkonzahn.com/fr/publications].

29. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. Braz Oral Res. 2017;31(suppl 1):e58.

30. Muñoz EM, Longhini D, Antonio SG, Adabo GL. The effects of mechanical and hydrothermal aging on microstructure and biaxial flexural strength of an anterior and a posterior monolithic zirconia. J Dent. 2017;63:94-102.

31. Spyropoulou P-E, Kamposiora P, Eliades G, Papavasiliou G, Razzoog ME, Thompson JY, et al. Composition, phase analysis, biaxial flexural strength, and fatigue of unshaded versus shaded Procera zirconia ceramic. J Prosthet Dent. 2016;116(2):269-76.

32. Ozer F, Naden A, Turp V, Mante F, Sen D, Blatz MB. Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia. J Prosthet Dent. 2017; [Epub Ahaed of Print].

33. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res. 2018;97(2):140-147.

34. Elias, dos Santos, Garbossa, dos Santos. Mechanical properties of zirconia Y-TZP core veneered for dentistry applications. 2017; 08 (4) : 525-530.

35. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental

restorations. Dent Mater. 2016;32(12):e327-37.

36. Schwindling FS, Rues S, Schmitter M. Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. J Prosthodont Res. 2017;61(3):344-9.

37. Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. J Prosthodont. 2017; [Epub Ahaed of Print].

38. Øilo M, Kvam K, Gjerdet NR. Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar. J Prosthet Dent. 2016;115(5):630-6.

39. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. J Prosthet Dent. 2018; 3913 (17) 30556-5.

40. Spyropoulou P-E, Kamposiora P, Eliades G, Papavasiliou G, Razzoog ME, Thompson JY, et al. Composition, phase analysis, biaxial flexural strength, and fatigue of unshaded versus shaded Procera zirconia ceramic. J Prosthet Dent. 2016;116(2):269-76.

41. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Shahramian K, Lassila L. Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. J Prosthet Dent. 2017;118(2):216-20.

42. Shahmiri R, Standard OC, Hart JN, Sorrell CC. Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. J Prosthet Dent. 2018; 119 (1) : 36-46.

43. Sulaiman TA, Abdulmajeed AA, Donovan TE, Ritter AV, Vallittu PK, Närhi TO, et al. Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses. Dent Mater. 2015;31(10):1180-7.

44. Britannica Encyclopedia. Biréfringence.
Disponible sur: https://www.britannica.com/science/double-refraction

45. 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.

46. Kaizer MR, Gierthmuehlen PC, Dos Santos MB, Cava SS, Zhang Y. Speed sintering translucent zirconia for chairside one-visit dental restorations: Optical, mechanical, and wear characteristics. Ceram Int. 2017;43(14):10999-1005.

47. Zhang H, Kim B-N, Morita K, Keijiro Hiraga HY, Sakka Y. Effect of sintering temperature on optical properties and microstructure of translucent zirconia prepared by high-pressure spark plasma sintering. Sci Technol Adv Mater. 2011;12(5):55003.

48. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. J Prosthet Dent. 2016;115(3):341-9.

49. Lee W-F, Feng S-W, Lu Y-J, Wu H-J, Peng P-W. Effects of two surface finishes on the color of cemented and colored anatomic-contour zirconia crowns. J Prosthet Dent. 2016;116(2):264-8.

50. Zirconium oxide for prosthetic restoration : what dental technicians should know. Disponible sur: http://www.dentaurum.ca/files/SD_Jun-Jul2017_Hacker.pdf

51. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. Future Dent J. 2016;2(2):55-64.

52. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. Dent Mater. 2016;32(12):e327-37.

53. Church TD, Jessup JP, Guillory VL, Vandewalle KS. Translucency and strength of high-translucency monolithic zirconium oxide materials. Gen Dent. 2017;65(1):48-52.

54. Inokoshi M, Shimizu H, Nozaki K, Takagaki T, Yoshihara K, Nagaoka N, et al. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. Dent Mater. 2018;34(3):508-18.

55. Flinn BD, Raigrodski AJ, Mancl LA, Toivola R, Kuykendall T. Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. J Prosthet Dent. 2017;117(2):303-9.

56. Cattani-Lorente M, Durual S, Amez-Droz M, Wiskott HWA, Scherrer SS. Hydrothermal degradation of a 3Y-TZP translucent dental ceramic: A comparison of numerical predictions with experimental data after 2 years of aging. Dent Mater. 2016;32(3):394-402.

57. Ban S, Okuda Y, Noda M, Tsuruki J, Kawai T, Kono H. Contamination of dental zirconia before final firing: effects on mechanical properties. Dent Mater J.

2013;32(6):1011-9.

58. 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.

59. Tartaglia GM, Sidoti E, Sforza C. A 3-year follow-up study of all-ceramic single and multiple crowns performed in a private practice: a prospective case series. Clinics. 2011;66(12):2063-70.

60. Chevalier, Gremillard, Virkar, Clarke. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: lessons learned and future trends. Journal Am Ceram Soc 2009 ; 92 (9) : 1901-1920.

61. Camposilvan E, Leone R, Gremillard L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Chevalier J. Aging resistance, mechanical proprieties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. Dent Mater. 2018;5641(17):307 | 12-1

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Tableau périodique des éléments de Mendeleïev, **Furian 2013**

Figure 2 : Photographie d'une prothèse de hanche, **Pôle Européen de la Céramique**

Figure 3 : Phase monoclinique, **Y. Mahiat 2006**

Figure 4 : Phase quadratique, **Y. Mahiat 2006**

Figure 5 : Phase cubique, **Y. Mahiat 2006**

Figure 6 : Transformation tétragonale-monoclinique de la zircone, **Chevalier, Gremillard 2009**

Figure 7 : Propagation ralentie par transformation de phase, **Gremillard, MECAMAT 2009**

Figure 8 : Transformation de phase de la zircone, **Gremillard, MECAMAT 2009**

Figure 9 : Surface de la zircone en microscopie électronique à balayage, **Société française des biomatériaux dentaires**

Figure 10 : Disque de zircone usiné, **Sirona[R]**

Figure 11 : Bloc de zircone pour prothèse unitaire, **Sirona[R]**

Figure 12 : Four de frittage de zircone, **Mihm Vogt[R]**

Figure 13 : Rapport entre le pourcentage de phase cubique et la résistance à la flexion

Figure 14 : Résistance à la flexion des différents matériaux céramiques, **Lelièvre 2017**

Figure 15 : Test de flexion en 4 points, **C.N. Elias 2017**

Figure 16 : Mouvement des rayons lumineux à travers la matière, **Reza Shahmiri et al. 2017**

Figure 17 : Finition de la zircone, **Tech. Dent. Rossi, Lelièvre 2017**

Figure 18 : Fluorescence de la zircone, **Revue ZirkonZahn**

Figure 19 : Photographies de couronnes Full zircone de différentes teintes, **Zhang, Lawn 2017**

Figure 20 : Vieillissement microscopique de la zircone, **Gremillard, MECAMAT 2009**

Figure 21 : Couronnes zircones sur 25 et 26, mise en évidence de l'harmonie biologique, **Manicone et al. 2007**

Tableau 1 : Principaux minerais renfermant la zircone, **« biomatériaux et biomécanique » Technique de l'ingénieur**

Tableau 2 : Propriétés mécaniques des différentes zircones en fonction de leur pourcentage en phase cubique, **Zhang et Lawn 2017**

Tableau 3 : Zircones développées pour l'application dentaire, **Reza Shahmiri JPD 2017**

Tableau 4 : Propriétés optiques et translucidité de différentes zircones, **Paolo Baldissara et al. JPD 2017**

Tableau 5 : Composition des disques de zircone Aadva^{R} testés, **Carrabba et al. 2016**

Tableau 6 : Résultats et différences après tests, **Carrabba et al ; 2016**

Tableau 7 : Comparatif global des différentes propriétés entre zircones anciennes et nouvelles génération

CIGLAR (Lucas) PROPRIETES MECANIQUES DES ZIRCONES NOUVELLE GENERATION : APPLICATION EN ODONTOLOGIE
55f ; ill ; tabl ; 61ref ; 30cm (Thèse : Chir Dent ; Nantes ; 2018)

Résumé : La céramique constitue le matériau esthétique de référence en prothèse dentaire. De nombreuses variétés sont aujourd'hui utilisées en Odontologie. La zircone présente une résistance mécanique bien supérieure aux autres céramiques, mais reste peu utilisée en restauration monolithique car moins performante en terme d'esthétique.
Aujourd'hui, une nouvelle génération de zircone fait son apparition, avec une structure cristallographique cubique, et avec des propriétés optiques proches des céramiques considérées comme les plus esthétiques. Cependant, cette modification de structure influe sur la résistance de la céramique.
Même si elle est moins performante mécaniquement, cette zircone cubique, qui peut être utilisée pour les cas cliniques esthétiques, conserve des propriétés mécaniques tout à fait acceptables.
Le recul clinique nous permettra de connaître sa fiabilité et sa pérennité dans le temps, mais son utilisation dans de nombreuses situations cliniques peut présenter un atout.

Rubrique de classement : ODONTOLOGIE – PROTHESE CONJOINTE

Mots clés MeSH:
-Zirconium/Zirconium
-Céramiques/Ceramics
-Prothèses dentaires/Dental prosthesis

Jury :
Président : Pr AMOURIQ Yves
Assesseur : Dr BODIC François
Assesseur : Dr LANOISELEE Edouard
Directeur : Dr JORDANA Fabienne

lucas.ciglar@gmail.com 114 bis rue des Renardières 44100 Nantes