

Mise au point

La zircone : Est ce vraiment la panacée ? Mise au point **Zirconia: Is it really the panacea? Brief considerations**

N. Daouahi ¹, D. Hadyaoui ¹, H. Hajjemi ², Z. Nouira ¹, J. Saafi ¹, M. Cherif ¹

1. Service de prothèse fixée, Clinique hospitalo-universitaire de médecine dentaire de Monastir

2. Service de médecine dentaire, CHU Farhat Hached Sousse

Correspondance : Dr. N. Daouahi, *médecin dentiste spécialiste en prothèse conjointe, Clinique hospitalo-universitaire de médecine dentaire de Monastir*

Email : nissafdaouahi@gmail.com

Résumé :

Depuis son apparition dans le monde dentaire, l'oxyde de zirconium (Zircone) a suscité beaucoup de débats sur ses qualités et limites par rapport aux autres matériaux disponibles pour une réhabilitation prothétique sans métal.

Grace à la technologie CFAO nous avons à notre disposition un matériau permettant la fabrication des couronnes et des bridges avec de bonnes propriétés esthétique et mécaniques. Dans cet article nous détaillerons ses propriétés permettant d'optimiser sa résistance, nous insisterons par la suite sur son application clinique et ses limites.

Mots clés : Zircone, propriétés mécaniques, infrastructures, esthétique, zircone Y-TZP

Key words : Zirconia, mechanical properties, frameworks, aesthetics, Y-TZP Zirconia

Introduction

Ces dernières années, le développement de prothèses en céramique plus résistantes et plus aptes à simuler l'aspect naturel des dents a permis de remplacer, dans certains cas, les restaurations céramo-métalliques par des restaurations céramo-céramiques.

L'évolution actuelle de la société tend vers une demande esthétique accrue avec une augmentation du nombre de réalisations tout céramique.

Dans ce contexte, l'apparition de la Zircone dans le domaine dentaire, qui date depuis 1980, a été mise en avant en dentisterie en raison de sa résistance à la fracture supérieure qui est due à un mécanisme de renforcement de sa ténacité par une transformation cristalline, elle a vu son champ d'application s'élargir avec des propriétés extrêmement intéressantes permettant d'allier résistance mécanique et qualités esthétiques. Ceci lui permet d'être utilisée comme matériau d'infrastructure aussi bien au niveau antérieur que postérieur.

1- Origine et historique de la zircone : Le premier minéral de zircone a été découvert en 1892 par Joseph Baddeley au Sri-Lanka, d'où le nom de baddelyite. La nomination zirconium vient de l'arabe «zargon» (de couleur dorée), qui vient lui-même de deux mots persans «zar» (or) et «gun» (couleur). La source principale se trouvant à Matara, une des villes de Ceylan, on appela ces pierres «diamants de Matara ». Ces gisements que l'on retrouve aussi en Afrique du Sud sont insuffisants pour répondre à la demande des industriels ^[1, 2, 3]. D'un point de vue chimique **le Zirconium** est comparable à un métal de transition dur, brillant et exceptionnellement résistant à la corrosion. Le Zirconium pur existe sous une forme cristalline en tant que métal blanc et ductile et sous une forme amorphe en tant que poudre noire bleue. Il se trouve toujours associé à l'élément oxygène en association avec les oxydes de silicate ($ZrO_2 SiO_2$) ou en tant que oxyde libre (ZrO_2).

Aujourd'hui on se tourne vers l'Australie qui exploite son sable zirconifère constitué à 67% de silicate de zirconium, ce sable est ensuite purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à obtention de 93,6% d'oxyde de zirconium et c'est le britannique RC. Garvie, qui est le premier à exposer ses travaux à propos de ce matériau^[1,2]

Le Dioxyde de Zirconium, connu en tant que Zircon, est un oxyde cristallin blanc de Zirconium. D'un point de vue cristallographique, le dioxyde de Zirconium connaît trois phases : cubique, monoclinique et tétragonale, elles sont toutes instables à température ambiante.

La zircon pure est monoclinique, à partir de 1170 °C, elle se transforme en structure tétragonale puis à partir de 2370°C en structure cubique avec un point de fusion à 2716°C. Lors du refroidissement, la transformation de la phase tétragonale en phase monoclinique s'effectue à partir de 950°C et s'accompagne d'une augmentation de volume d'environ 3 à 4%. Les contraintes générées par cette dilatation lors du refroidissement, génèrent des fissures dans le volume d'une pièce de Zircon pure qui peut ainsi se fracturer. De ce fait un agent stabilisateur s'avère indispensable pour que la pièce prothétique puisse être réalisée sans déformation. Garvie et Nicholson ont démontré, à partir de 1972, que si l'on ajoute à la Zircon pure de petites quantités d'oxydes tels que les oxydes de Magnésium, de Cérium (CeO_2) ou d'yttrium (Y_2O_3) on peut stabiliser la structure tétragonale.^[1,2,3]

a- Les zircons partiellement stabilisés PSZ : Ce sont des zircons de type Y-PSZ (dopée à l'yttrium) et surtout de type Mg-PSZ. A température ambiante, une zircon partiellement stabilisée est constituée d'une matrice de phase cubique avec des précipités de phase tétragonale. La taille des grains est d'environ 30 à 40 μm donnant une porosité résiduelle importante. L'intérêt de cette Zircon provient de la forte ténacité. Par contre, du fait de la structure, la résistance à la flexion est modérée, de plus la température de frittage est élevée (1800°C) et l'utilisation de cette Zircon est contrôlée^[1,2,3,4].

b- Les Zircons TZP : Zircon polycristalline tétragonale [Des Zircons dopées à l'yttrium ou au cérium]

- **La Zircon Y-TZP ou 3Y-TZP :** C'est la zircon tétragonale dopée d'yttrium. Sa composition est d'environ 95% en poids d'oxyde de zirconium ZrO_2 dont au moins 2% d'oxyde d'Hafnium HfO_2 (Difficile à séparer de ZrO_2) et de 5% en poids d'oxyde d'yttrium. Une petite concentration d'alumine (environ 0.25%) est le plus souvent ajoutée pour limiter la transformation tétragonale-monoclinique lors du vieillissement hydrothermal. Les propriétés mécaniques sont essentiellement dépendantes de la chimie de la poudre de départ, des paramètres de frittage et de la taille des grains résultante. C'est la zircon la plus utilisée actuellement du fait du bon compromis entre sa résistance à la flexion et sa ténacité, cette zircon est mise en œuvre par usinage qui se fait à partir de blocs de zircon pré-frittés ou à partir de blocs frittés à densité maximale élaborés selon la technique HIP (Hot isotonic Pressing). L'usinage des blocs compactés ou pré-frittés nécessite de sur-dimensionner d'environ 25% la pièce, pour compenser le retrait consécutif au frittage terminal après usinage, alors que l'usinage de blocs HIP s'effectue à l'échelle 1, chaque bloc de Zircon Y-TZP (pré-fritté ou HIP) est le plus souvent associé à un système CFAO^[1,2,3,4].

- **La Zircon Ce-TZP :** Elle présente une résistance faible à la flexion et une couleur gris jaunâtre.

c- La céramique composite alumine zircon (ZTA) : Vita In Ceram Zirconia est la seule application dentaire de ce type de céramique renforcée par dispersion de Zircon. Il s'agit donc d'une alumine renforcée par la Zircon, cette alumine-zircon est secondairement infiltrée par un verre. La stabilisation de la phase tétragonale à température ambiante

n'implique pas seulement l'utilisation de dopants mais se trouve en grande partie contrôlée par la taille et la morphologie des particules ainsi que par leur emplacement ^[3,4,5]

d- Le Zircon : Un matériau spécifique, après frittage cette zircone se transforme en un silicate de zirconium (zircon). Le zircon Everest HPC est la seule application dentaire du zircon, le principe est basé sur un procédé de frittage réactif associant le dioxyde de zirconium (ZrO_2), un siliciure de zirconium ($ZrSi_2$) et un polymère méthylSilSesquioxane. Le retrait de frittage est compensé par une augmentation de volume durant l'oxydation de silice de zirconium pour former le zircon. La résistance à la flexion est limitée mais la ténacité à la rupture est assez élevée ^[3, 4, 5, 6].

2- Avantages du matériau :

- Opacité naturelle qui permet d'éviter la pose d'une couche d'opaque préconisée pour les infrastructures métalliques et de diminuer l'épaisseur de la couche cosmétique ^[2]
- Propriétés mécaniques intéressantes : Résistance à la flexion entre 1000 et 1400 MPa ^[2]

3- Applications cliniques : La zircone présente d'excellentes propriétés mécaniques et esthétiques et les fabricants l'ont proposé, actuellement, en remplacement du métal pour les infrastructures des couronnes et bridges sur dents et implants. Son caractère opaque permet des épaisseurs de chape qui peuvent atteindre 0.3mm tout en garantissant une résistance mécanique excellente. Ces épaisseurs offrent la possibilité de masquer les préparations dentaires très dyschromiées afin d'obtenir un résultat esthétique optimal ^[6, 7, 8]

- **Zircone et esthétique** : En raison de son indice de réfraction élevé et de son coefficient d'absorption faible, la zircone possède de bonnes propriétés optiques. L'opacité de l'oxyde de zirconium est attribuée à la dispersion des particules, elle est souhaitée chaque fois que nous avons des piliers dentaires colorés ou des inlay-cores. Les différents niveaux de translucidité sont affectés par plusieurs paramètres à savoir la taille des grains, leur distribution, la méthode de pressage ainsi que les différents additifs. Actuellement, des blocs de zircone colorée sont disponibles sur le marché pour remédier à l'aspect blanchâtre des armatures faites en oxyde de zirconium, pour cela et dans un but d'améliorer l'esthétique plusieurs agents colorants ont été introduits. ^[6, 7, 8, 9, 10, 11] **Figure 1 (a, b, c)**



a. Etat initial :
Sourire inesthétique



b. Prothèses définitives
à base de Zircone Y-TZP



c. Résultat esthétique final

Figure 1 (a, b, c): Réhabilitation esthétique à l'aide des couronnes à base de zircone chez une patiente présentant une érosion chimique

- **Propriétés mécaniques** : Comparée à d'autres céramiques d'infrastructure, dont l'alumine, la zircone offre de bien meilleures propriétés mécaniques puisque sans verre et présentant des grains très fins. Ces propriétés mécaniques sont dues à sa forte densité (supérieure à $6g/cm^3$) issue d'une cuisson à haute température (supérieure à $1400^\circ C$). Les Zircones à usage dentaire, sont majoritairement, usinées à l'état partiellement fritté (pré-fritté) puis elles requièrent leur vraie dureté durant la phase de cuisson post frittage. Ces Zircones dentaires sont stabilisées

par ajouts de plusieurs oxydes à savoir oxyde de l'yttrium, de magnésium, de cérium. La zircone polycristalline tétragonale stabilisée à l'yttrium est la plus utilisée actuellement, les qualités de résistance mécanique de cette zircone sont supérieures aux exigences minimales requises pour les infrastructures. La zircone présente une grande résistance à la flexion (supérieure à 900MPa) et à la rupture (supérieure à 5.6MPa), de ce fait, lorsqu'elle se trouve exposée à de fortes contraintes mécaniques, sa microstructure s'adapte de la manière suivante : Lorsqu'une fissure se forme, les cristaux à proximité passent de la forme tétragonale à la forme monoclinique se traduisant par une augmentation de volume de 4% ce qui contribue au freinage de la propagation de cette fissure. Cette propriété fait de ce matériau une charpente très résistante aux sollicitations mécaniques et à l'usure ^[1, 2, 4, 12]. **Figure 2**



Figure 2 : Bridges en zircone remplaçant les canines maxillaires

4- La Zircone : Collage ou scellement adhésif ? La zircone fait partie de la catégorie des céramiques cristallines qui ne contiennent pas des verres ce qui fait qu'une procédure de mordantage à l'acide suivie d'une silanisation n'a aucun effet sur l'adhérence de la zircone à une colle. Certains auteurs proposent, pour améliorer l'adhérence entre colle et zircone, l'utilisation d'un système de sablage, mais à l'heure actuelle, aucun traitement de surface n'a fait ses preuves en clinique. Au contraire, il a été prouvé que toute forme de sablage du matériau présente le risque de microfissures et un risque de transformation cristalline, de ce fait, le mode d'assemblage le plus adapté à la zircone est le scellement adhésif et il ne faut pas compter sur un collage de la zircone pour palier un déficit de rétention ^[11, 13, 14].

- **Scellement au CVIMAR :** Il s'agit de la technique la plus simple : l'assemblage se fait rapidement, et il y a peu de problèmes pour les cas où les limites prothétiques seraient sous gingivales. Ici la rétention micromécanique est adaptée essentiellement aux cas cliniques ne demandant pas une adhésion forte. Ces ciments ont de bonnes propriétés adhésives sur la dentine, mais leur action est améliorée par un traitement préalable à l'acide polyacrylique qui ouvre les tubulis dentinaires ^[11, 13, 14]

- **Collage après traitement de surface :** Cette dernière méthode d'assemblage consiste en un collage sur une couche de silice adhérente à l'intrados prothétique. Ces techniques chimiques ou tribochimiques augmentent les valeurs d'adhérence de façon significative. Ces traitements ont aussi la capacité à rester efficace après vieillissement dans l'eau, donc à l'hydrolyse en milieu buccal. On a donc une amélioration de l'adhérence immédiate et surtout à long terme. Cela implique aussi que cette couche de silice ne se détache pas de la zircone. L'acide fluorhydrique étant inactif sur la zircone (absence de phase vitreuse), la procédure consiste ici à appliquer dans un premier temps un revêtement de silice, puis ensuite de silaniser l'intrados. La procédure peut débuter par un sablage facultatif à l'alumine Al_2O_3 de 50 μm maximum sous 2 bars. Le principe du dépôt de silice est simple, il consiste à vitrifier l'intrados de l'armature afin de changer la surface cristalline en verre. Le collage du verre se fait ensuite facilement par le biais de silane qui permettra d'optimiser l'adhésion de la colle. Le dépôt d'un film mince de silice (env.0,5 μm) ^[11, 13, 14]. Ceci peut être réalisé de deux manières :

* Par pyrolyse de siloxanes (Parfois dit silicone ; il s'agit de la contraction de Silicium-Oxygène-Alkane, molécule hydrophobe) sur la surface prothétique.

* Par un traitement tribochimique par lequel des particules d'alumine recouvertes de silice (granulométrie de 30µm) sont projetées sur la surface et laissent une fine couche de silice [7,10, 11, 13, 14]

5- Inconvénients de la zircone : [1,7, 8, 13,15]

- La nécessité d'une hauteur clinique importante pour la réalisation des connexions et pour diminuer la concentration des contraintes au niveau cervical (on peut exiger un allongement coronaire).
- Surface de connexion supérieure aux infrastructures métallique, car il s'agit du point initial des ruptures sur la zone gingivale.
- Les infrastructures en zircone Y-TZP présentent aussi :
 - * Une résistance aux attaques acides (absence de phase vitreuse), notamment l'acide fluorhydrique mordant les céramiques biphasées
 - * Une sensibilité au sablage (risque de perturbation des phases cristallines).
 - * Une insuffisance de liaison chimique avec le silane (absence de silice).
- Pas de réparation ou de transformation possibles d'une pièce en service, contrairement aux bridges céramo-métalliques offrant la possibilité de brasures secondaires ou de modification d'une prothèse scellée.
- Les qualités mécaniques sont insuffisantes pour les bridges de longue portée où l'infrastructure métallique reste le premier choix.
- Les exigences rigoureuses des préparations et des lignes particulières de finition constituent un obstacle pour certains cas, là où les techniques de coulées précises exploitent tous les types de préparations dentaires.

6 - Guide d'utilisation de la zircone Y-TZP

Critères décisionnels de l'indication d'un bridge à infrastructure Zircone Y-TZP		
Domaine d'application	Précaution de fabrication	Mode d'assemblage
Le pilier doit permettre : - Préparation sans angles vifs, sans rainures. - Limite cervicale avec congé à 90° ou épaulement arrondi - Espace occlusal $\geq 1,5\text{mm}$, limite cervicale $\geq 1\text{mm}$ - Hauteur coronaire suffisante pour les connexions: 3x3mm en secteur molaire, 2,5x3mm en secteur prémolaire, 2x3mm en secteur antérieur. - Longueur de la travée: 30 mm maximum, soit deux intermédiaires - Jamais d'extension (sous réserve extension mésiale d'une seule dent) - Contexte fonctionnel : Prévention des effets néfastes des parafunctions - Contre indication sévère en cas de bruxisme	Armature homothétique	Scellement adhésif : Si la rétention est bonne et les limites sont intra-sulculaires. Si non collage (Après traitement de surface)

Conclusion

Actuellement les progrès dans le domaine de l'informatique et le recours à des matériaux innovants usinables tel que la Zircone Y-TZP pour des construction tout céramique constitue une véritable avancée prothétique et nous laisse poser la question est ce qu'il reste encore de beaux jours aux procédés céramo-métalliques ? Malgré les qualités de la zircone, notamment sa résistance mécanique supérieure aux autres céramiques, sa très grande biocompatibilité permettant d'excellents résultats esthétiques avec les tissus marginaux (limite juxta-gingivale), et ses propriétés optiques, les infrastructures métalliques offrent encore de nombreux avantages.

Références :

1. Patroni S. CFAO, Zircone et limite de préparation tangentielle. *The European Journal of Esthetic Dentistry* 2010; 2:208-229
2. Probst K. La zircone : Un matériau d'avenir. *Stratégie prothétique* 2013 ;13 :63-68
3. Fron H. Céramique CFAO lesquelles choisir? *Information dentaire* 2007 ;29 :220-228
4. Silva N. Performance of Zirconia for dental health care. *Dental Materials* 2010;3: 863-896
4. Philip A. Fischer J. Zircone : Le Ce-TZP-A comme matériau d'armature pour les bridges postérieurs. *Quint internationale* 2011; 3 :182-189
5. Vagkopoulou T, Oumvertos K S. A la découverte d'une biocéramique prometteuse, la zircone. *The European Journal of Aesthetic Dentistry* 2009; 13:198-208
6. Fehmer V. Critères de choix des matériaux de reconstruction. *Quint internationale* 2013; 3 :190-198
7. Casu JP. Céramique pressée et stratifiée sur armature en zircone : Quand la technique se lie à la matière pour en faire jaillir la lumière. *Quint internationale* 2010 ;4:248-259
8. Luca Dondi L. Stratification de la céramique sur armatures en zircone, Dissilicate de lithium et feldspathique pressée. *Quint internationale* 2012 ; 3 :230-238
9. Gambogi Parreira G. Caractéristiques colorimétriques des préparations et leur impact sur le choix du procédé céramique. *Quint internationale* 2010 ; 2 :118-129.
10. Serraya G. Critères de choix d'un système céramo-céramique. *Le chirurgien dentiste en France* 2000 ; 997 :42-45
11. Tholey M, Rutten L. Les infrastructures Zircone pour un résultat esthétique réussi. *Quint internationale* 20115 ; 3 :206-215
12. Mainjot A La zircone: Analyse des causes d'échec. *Entretiens de Bichat* 2010;1:49-51
13. Jeffrey Y.T, Stoner B, Jeffrey R.P. Adhesion /cementation to zirconia and other non-silicate ceramics: Where are we now? *Dent Mater* 2011; 1: 71-82.
14. Chaibuttr Y, Mc Gowan S, Phillips KM, Kois JC. Giordano RA. The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic. *J. Prosth. Dent* 2008; 100: 194-202.