

ZIRCONE(S)

PARTIE 2 – RESTAURATIONS ÉMAILLÉES OU MONOLITHIQUES ? LA QUÊTE DE LA RÉSISTANCE ET DE LA TRANSLUCIDITÉ

Amélie Mainjot^{a, b}

^a *Chargée de cours, Dental Biomaterials Research Unit (d-BRU), Université de Liège (Belgique) ;*

^b *Chef de clinique, Service de Prothèse Fixe, CHU de Liège (Belgique)*



Photos : Dr Caroline Legros, CHU de Liège.

Abstract

Dernière née des céramiques dentaires destinées à faire du tout céramique et super championne de la résistance mécanique, la zircone, ou plutôt devrait-on dire les zircons, sont apparues sur le marché de la prothèse dentaire au début des années 2000, dix ans après l'alumine et vingt ans après les premières vitrocéramiques renforcées (Empress, Ivoclar Vivadent) et les céramiques infiltrées (In Ceram, Vitazahnfabrik). Des prothèses émaillées aux restaurations monolithiques en zircone haute translucidité, que penser des différents matériaux commercialisés depuis déjà plus de quinze ans ? Que penser de cette céramique que les fabricants ont baptisé « le métal blanc », car la zircone pourrait

selon eux satisfaire la majorité des indications, de l'inlay au bridge de 14 éléments ? Qu'en dit la littérature ? Quelles sont les indications mais aussi les limites des matériaux zirconie ? Telles sont les questions que nous avons commencé à aborder dans la partie 1 de cet article consacré à des céramiques pas comme les autres, et que nous continuons d'explorer dans la partie 2.

Zirconia is the last born of the family of dental ceramics intended to produce all ceramic restorations and the super champion of mechanical strength. It appeared on the market in the early 2000s, ten years later than alumina and twenty years after the first generation of reinforced glass-ceramics and infiltrated ceramics. From veneered prostheses to monolithic restorations in high translucency zirconia, what should we think of the different materials marketed for more than 15 years already? What should we think of this ceramic that manufacturers refer to as "the white metal", recommending zirconia for a large variety of indications, from inlays to full arch bridges? What does the literature say? What are the advantages, but also the limitations of zirconia materials? These are the questions that we started to address in part 1 of this article and that we continue to explore in part 2.

Matériaux

Dans la première partie de cet article [1], nous avons dressé le cahier des charges du biomatériau idéal et avons découvert les propriétés originales des zircons de première génération, celles qui sont stabilisées à l'oxyde d'yttrium à raison de 3 % molaire (3-YTZP), particulièrement leur potentiel de transformation cristalline et la grande résistance aux fissures qui en découle. Nous avons également passé en revue leurs avantages en termes de biocompatibilité et les applications en prothèse implantaire, notamment dans le cadre de la mise en charge immédiate à l'aide des nouvelles technologies numériques. En revanche, nous avons mis en lumière l'inconvénient de la microstructure des céramiques polycristallines en termes de collage par rapport aux vitrocéramiques. Dans cette deuxième partie, nous abordons la problématique de l'écaillage (ou « chipping ») de la céramique cosmétique émaillée sur la zirconie, les solutions pour y remédier, et nous nous intéressons aux prothèses monolithiques réalisées en zircons de deuxième et de troisième générations développées dans cet objectif. Que penser de ces restaurations monoblocs en zirconie dite « haute translucidité » ? Nous verrons que tout est affaire de compromis entre la résistance et la translucidité, et que cette quête de résistance nous éloigne vraisemblablement un peu de l'idéal du biomatériau biomimétique, avec de potentielles conséquences négatives chez certains types de patients à haut risque, comme les patients bruxeurs...

LA FRACTURE DE LA CÉRAMIQUE D'ÉMAILAGE : EST-CE TOUJOURS UN PROBLÈME CRITIQUE ?

L'une des premières causes d'échec des restaurations tout céramique est la fracture de l'infrastructure et/ou de la céramique d'émailage [2, 3]. Contrairement aux autres types de restaurations tout céramique, les fractures des restaurations en zirconie concernent essentiellement la céramique d'émailage et non l'armature, phénomène connu sous le nom de « chipping » [4, 5]. En effet, les

propriétés mécaniques de la zircone de première génération sont élevées et les fractures d'infrastructures peuvent être assez facilement évitées en prenant garde à une série de facteurs de risque comme la présence de bruxisme ou de parafunctions, d'un grand nombre d'éléments, d'une connectique de bridge sous-dimensionnée (une section de 9 mm² est recommandée au niveau des molaires), d'un porte-à-faux, d'un inlay comme ancrage de bridge, d'un pilier de bridge dont l'axe est incliné, ou de défauts dans l'empreinte ou dans la préparation (**fig. 1**).

1. Fracture au niveau de la connexion 24-25 d'une infrastructure de bridge 21-22-23-X-X-26, 3 mois après son placement en 2008. Dans ce cas, plusieurs facteurs de risque expliquent l'échec : le grand nombre d'éléments, la présence de signes cliniques de bruxisme, l'absence de support occlusal en postérieur, les contraintes occlusales se concentrant sur la zone fragile qu'est la connexion qui, dans ce cas, est de plus sous-dimensionnée.

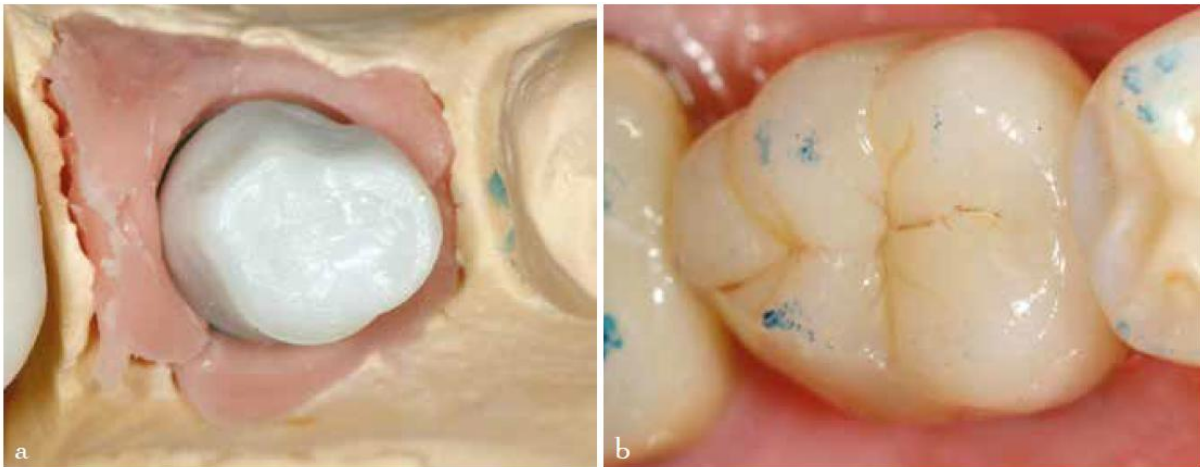


a. Modèle de travail pour deux bridges. b. Infrastructures en zircone de première génération avant émailage. c. Bridges émaillés. d. Vue de l'infrastructure en bouche. e. Vue clinique après la fracture, on note les facettes d'attrition sur les dents inférieures, le chipping sur la 22 et l'édentement postérieur dans le cadran 3. f. Vue de la connexion fracturée : la connexion est toujours une zone à risque qui concentre les contraintes, on remarque dans ce cas que celle-ci est sous-dimensionnée, le prothésiste ayant réduit sa taille après l'essayage de l'infrastructure, sans doute pour des raisons esthétiques.

Photos : Dr Caroline Legros, CHU de Liège.

En revanche, le problème de la fracture d'émailage est plus complexe à résoudre et a très longtemps fait mauvaise presse à la zircone car les premières études cliniques rapportaient des taux de chipping très élevés par rapport aux restaurations céramo-métalliques, qui sont souvent considérées comme le « gold standard », et ce malgré le faible nombre et la faible qualité des études sur ce type de restaurations [2, 3, 6, 7]. De nombreux travaux ont donc été consacrés à cette problématique et le premier facteur causal mis en évidence est le design incorrect des infrastructures qui, au début de l'utilisation des procédés CFAO, n'était pas du tout soutenant pour la céramique d'émailage, les infrastructures étant de simples « coping » de la préparation (**fig. 2**).

2. Fracture de la céramique d'émailage sur une couronne scellée sur un implant en position 36, 6 mois après sa pose en 2006.



- a. Infrastructure en zircone de première génération de type « coping », c'est-à-dire homothétique au pilier et non au design final de la couronne, ce qui ne soutient pas la céramique d'émailage.
- b. Chipping de la cuspside disto-linguale à partir du point de contact occlusal.

LE CHIPPING

FACTEURS DE RISQUE LIÉS AU MATÉRIAU

Par ailleurs, de nombreux travaux ont été consacrés à un deuxième facteur causal : les contraintes résiduelles générées dans la céramique d'émailage lors de la fabrication. En effet, lors de l'émailage des infrastructures de tous types, des contraintes sont enfermées dans l'émailage en fin de cuisson de la céramique, au moment du refroidissement, ce phénomène étant généré par l'inhomogénéité de ce refroidissement et par le différentiel de coefficient de dilatation thermique entre l'infrastructure et la céramique d'émailage. Des contraintes résiduelles en compression promeuvent la résistance mécanique, alors que des contraintes en traction favorisent l'initiation et la propagation des fissures. Or les recherches ont montré que l'émailage de la zircone est délicat et peut générer des altérations de la microstructure de surface de la zircone [8], ainsi que des contraintes en traction dans cet émailage, ce qui n'est pas le cas sur le métal [9-13]. Différentes recommandations ont été formulées pour réduire ces contraintes résiduelles et améliorer la résistance de la céramique émaillée sur la zircone, comme minimiser l'épaisseur de la céramique d'émailage et augmenter celle des infrastructures, les restaurations transvissées sur implants présentant un ratio d'épaisseur particulièrement favorable (*fig. 3*). Par ailleurs, des vitesses de refroidissement lentes et des céramiques d'émailage avec des coefficients de dilatation différents ont été étudiées, mais il n'y a aujourd'hui aucune évidence sur leur influence positive au niveau du comportement mécanique [10, 14-16].

3. Exemples de design correct d'infrastructure, ici sur implants. Les infrastructures sont épaisses, homothétiques au design final de la restauration et elles comprennent, comme pratiqué pour les infrastructures métalliques, un bandeau en lingual ou palatin, sur lequel la céramique peut s'appuyer.



a. Infrastructure en zircone de première génération teintée pour une couronne scellée sur un implant en position 36.
b. Infrastructure en zircone de première génération teintée pour un bridge scellé sur implants 24-X-26 : le bandeau remonte en proximal pour soutenir les crêtes marginales, qui sont des zones à risque de fracture.
c. Infrastructure en zircone de première génération pour une couronne transvissée sur la 21. Vu le peu de place en occlusal, la partie palatine ne sera pas émaillée. Les infrastructures transvissées permettent d'augmenter le ratio entre l'épaisseur de la zircone et celle de l'émaillage, ce qui réduit le risque de chipping. Laboratoire de prothèse : Mirko Picone, Liège.

FACTEURS DE RISQUE CLINIQUES

L'origine du chipping peut être liée à un troisième facteur, qui n'est pas spécifique aux restaurations en zircone : le patient et les facteurs de risque cliniques qui y sont associés [17].

En effet, on a pu confirmer que les patients présentant des signes cliniques de parafunctions et/ou de bruxisme sont beaucoup plus à risque de chipping et que, de manière intéressante, le port d'une gouttière durant la nuit peut significativement réduire les échecs (**fig. 4**). De plus, la présence de restaurations en céramique au niveau de l'arcade antagoniste constitue aussi une situation à risque. Il en est de même pour les prothèses sur implants (sans doute en raison de l'absence d'amortissement des contraintes par un ligament) et des restaurations qui contiennent de nombreux éléments (en raison d'une répartition plus défavorable des contraintes).

4. Problèmes de chipping récurrents sur différents types de restaurations et matériaux chez une patiente à risque, présentant des signes de bruxisme et un articulé-croisé.



a. Infrastructures en zircone de première génération pour deux couronnes scellées sur implants : le design est relativement correct. **b.** Chipping au niveau de la 15, survenu 9 mois après le scellement. **c.** Vue en occlusion. **d.** Image en MEB d'une réplique de la couronne en vue de pratiquer une analyse fractographique : l'origine de la fracture est un point de contact

occlusal. e. Chipping sur une endocouronne en vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium sur la 25. f. Vue en occlusion. g. Image en MEB d'une réplique de la couronne en vue de pratiquer une analyse fractographique : l'origine de la fracture est un point de contact occlusal. Dans ce cas clinique, ce n'est pas tellement le matériau qui est problématique, mais plutôt le contexte clinique. Chez ce type de patient, le port d'une gouttière est recommandé.

LA COURBE D'APPRENTISSAGE

Aujourd'hui, le recul clinique sur la zircone a permis de tirer les leçons du passé et d'apprendre à la manipuler car, comme pour tout nouveau matériau, particulièrement lorsqu'il est sophistiqué, il existe une courbe d'apprentissage. En effet, les revues de littérature systématiques récentes ne montrent plus de différence significative au niveau des taux de survie des restaurations en zircone comparées aux restaurations céramo-métalliques, excepté pour les bridges sur implants. Dans la limite des données disponibles (c'est-à-dire le manque d'études cliniques randomisées), le problème de fracture affecterait toujours significativement plus le pronostic des bridges sur implants en zircone émaillée que celui des bridges sur implants céramo-métalliques, mais les taux de survie à cinq ans sont cependant élevés (taux de survie estimé de 93 % pour les restaurations en zircone versus 98,7 % pour les restaurations céramo-métalliques) [18]. En revanche, les taux de survie à 5 ans sont statistiquement identiques pour les bridges sur dents naturelles (taux de survie de 90,4 % versus 94,4 % pour les restaurations céramo-métalliques) et pour les couronnes unitaires sur dents (95 % pour les deux types) et sur implants (97,6 % versus 98,3 %) [4, 19].

Les restaurations monolithiques : plus de résistance, plus de performance ?

Si le chipping affecte de manière similaire les restaurations à infrastructure zircone et les restaurations à infrastructure métallique, il constitue néanmoins la première cause d'échec technique des couronnes sur implants [19]. En effet, la céramique d'émaillage reste le maillon faible, quel que soit le type de restauration. Cette céramique d'émaillage sert de disjoncteur en cas de contraintes occlusales importantes, particulièrement sur implants en raison de l'absence d'un ligament ayant un rôle d'amortisseur et de proprioception. Ce qui a conduit de nombreux chercheurs et fabricants à promouvoir les restaurations en zircone monolithiques, c'est-à-dire des restaurations monoblocs sans céramique d'émaillage (**fig. 5 et 6**) de façon à éliminer le problème du chipping et à simplifier la fabrication [18]. Les blocs ou les disques de zircone existent en différentes teintes, parfois avec un dégradé dans la saturation sur l'épaisseur du bloc, et les restaurations une fois fabriquées sont ensuite généralement maquillées et glacées. Certains systèmes plus anciens utilisent une zircone non colorée qui est teintée après fraisage de l'infrastructure par infiltration de colorants, mais ce procédé a été critiqué en raison de son manque de contrôle et de son influence potentiellement négative sur les propriétés du matériau. Le succès des restaurations monolithiques est important puisqu'une étude récente rapporte que les couronnes « full zircone » sont autant utilisées aux États-Unis que les couronnes céramo-métalliques (32 % versus 31 %) [20]. Différents types de zircone translucide ont été développés dans cet objectif, de même que de nouveaux procédés de fabrication, qui permettent notamment de réaliser des restaurations « full zircone » au cabinet dentaire, *via* un système de CFAO

directe et l'utilisation d'un four spécifique pour effectuer un « speed firing », c'est-à-dire un frittage court de 25 minutes à la place des deux heures habituelles nécessaires.

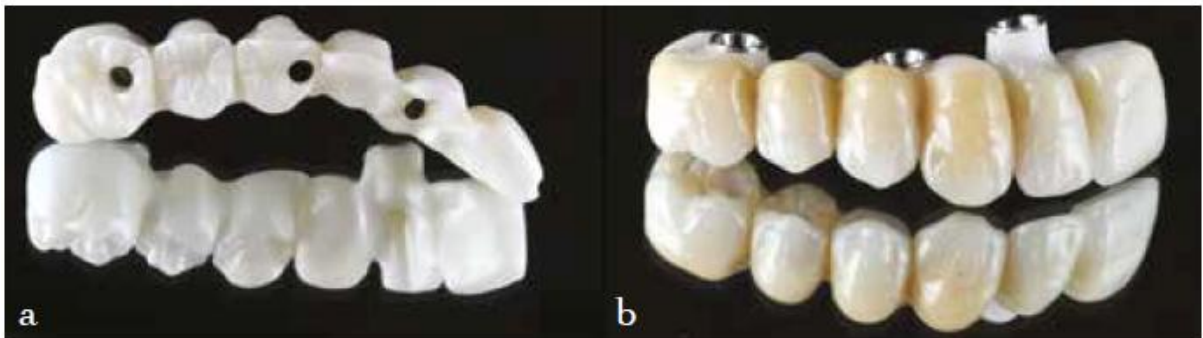
5. Couronne monolithique en zircone de deuxième génération (zircone Lava Plus, 3M).



a. Avant glaçage.

b. Après glaçage.

6. Bridge transvissé sur implants en zircone de deuxième génération (zircone Prettau, Zirkozahn) : dans ce cas, pour améliorer le résultat esthétique, une partie de la prothèse a été émaillée.



a. Infrastructure dessinée pour émailler la partie vestibulaire.

b. Après émaillage de la partie vestibulaire

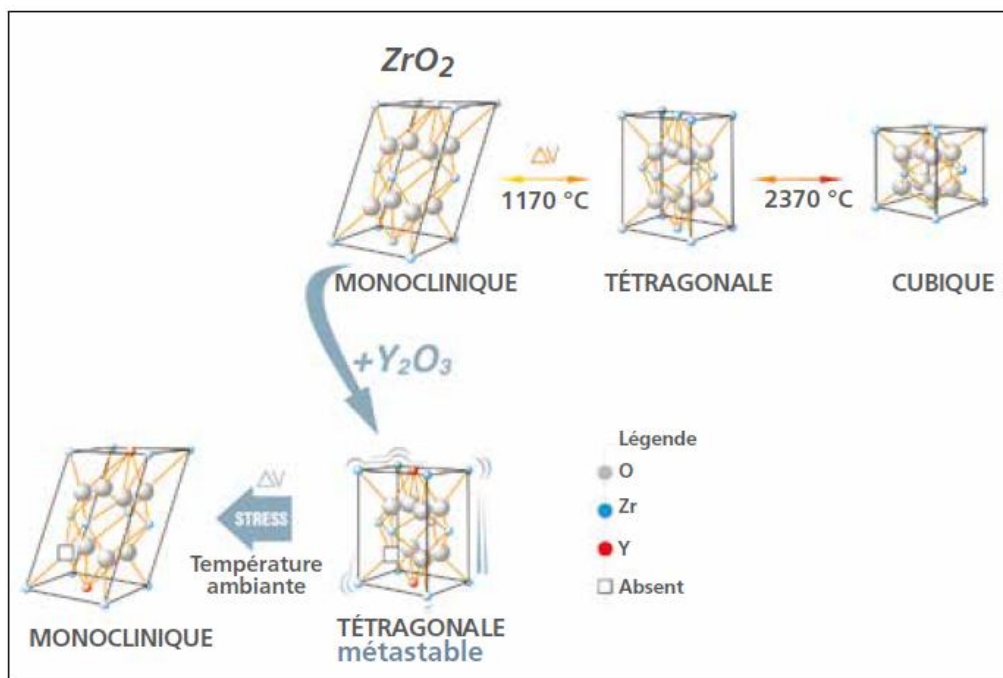
LES DIFFÉRENTES CLASSES DE ZIRCONES

On trouve actuellement sur le marché une variété importante de zircons en termes de composition, microstructure et, par conséquent, de propriétés. C'est ainsi qu'on peut classer les zircons en trois générations [21] (**tableau 1**). La première génération contient 3 % molaire de dopant (oxyde d'yttrium, 3-YTZP) et moins de 15 % de phase cubique [1] : elle est destinée à réaliser des prothèses émaillées. Elle est caractérisée par sa grande résistance (>1 000 MPa de résistance en flexion) et sa grande ténacité du fait de son potentiel de transformation cristalline (**fig. 7**). Cependant elle possède un indice de réfraction élevé et est opaque. De manière à réaliser des restaurations monolithiques, il fallait augmenter la translucidité du matériau et les fabricants ont modifié le procédé de fabrication en diminuant la quantité de certains additifs comme l'alumine ou en frittant la zircone à une température plus haute pour réduire les porosités, ce qui, par ailleurs, augmente la taille des grains. Ces zircons de deuxième génération sont indiquées pour les restaurations postérieures, mais leur translucidité n'est pas suffisante pour des restaurations antérieures. Par ailleurs, il a été décrit que les changements opérés dans la composition et la microstructure augmentent la métastabilité du matériau et donc le potentiel de transformation cristalline, ce qui se traduit par une amélioration des propriétés mécaniques mais malheureusement aussi, revers de la médaille, par un risque accru de fatigue

hydrique (LTD, *Low Temperature Degradation*) [22]. En effet, l'eau, si elle est en contact prolongé, peut pénétrer la structure cristalline et engendrer la transformation de certains grains, ce qui aboutit à leur augmentation de volume, la formation de microfissures et la chute des propriétés mécaniques du matériau (**fig. 8**) [23]. Or, les restaurations monolithiques ne sont pas protégées du contact avec l'eau par la céramique d'émaillage, ce qui est problématique.

Tableau 1 - Les différentes générations de zircone en termes de composition, propriétés et indications.			
Zircone	Composition	Propriétés	Indications fabricants
Première génération	3-YTZP (<15 % cubique)	Haute opacité/indice de réfraction Haute résistance et ténacité (> 1 000 MPa de résistance en flexion)	Infrastructures pour des restaurations émaillées
Deuxième génération	3-YTZP (<15 % cubique)	<ul style="list-style-type: none"> ➤ Translucidité ➤ LTD <ul style="list-style-type: none"> • ➤ Alumine • Frittage à plus haute température (➤ taille des grains) 	Restaurations postérieures monolithiques
Troisième génération	4-YPSZ (>25 % cubique) 5-YPSZ (>50 % cubique)	<ul style="list-style-type: none"> ➤➤ Translucidité ➤ LTD ➤ Résistance et ténacité (< 1 000 MPa de résistance en flexion pour 4-YPSZ < 700 MPa pour 5 YPSZ) 	Restaurations antérieures monolithiques, bridges de maximum 3 éléments pour les 5-YPSZ

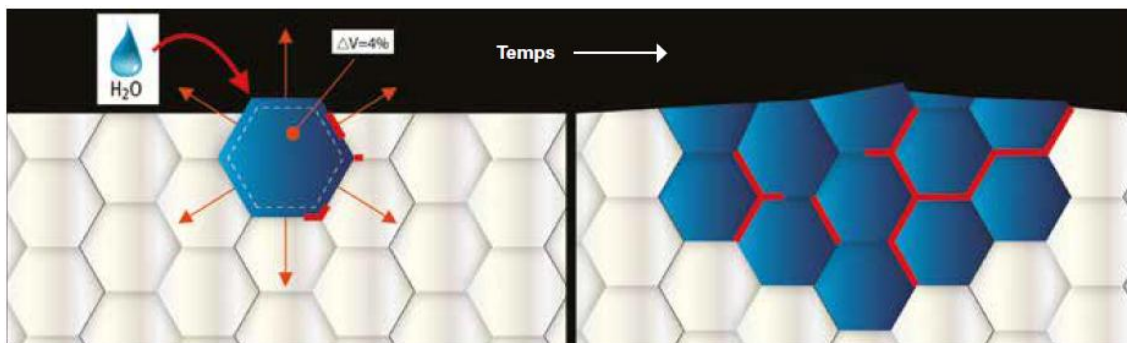
7. Illustration schématique des 3 formes allotropiques de la structure cristalline de la zircone en fonction de la température (partie supérieure du schéma). L'incorporation d'oxyde d'yttrium stabilise la phase tétragonale à température ambiante, plaçant le matériau dans un état métastable et susceptible de subir une transformation vers la forme monoclinique (dont le volume est de 4 % supérieur à celui de la forme tétragonale), notamment sous l'effet du stress. Ce potentiel de transformation permet, *via* l'augmentation de volume des cristaux, d'entraver la propagation des fissures et confère au matériau une très grande ténacité.



Plus récemment, une troisième génération de zircone à haute translucidité destinée aux restaurations antérieures a été introduite. Ces zircons contiennent une plus grande quantité d'oxyde d'yttrium (4 à 5 % molaire, 4Y-PSZ et 5Y-PSZ, partially stabilized zirconia) et donc de phase cubique, qui est plus

translucide. Cependant, la phase cubique n'ayant pas de potentiel de transformation cristalline, la résistance du matériau et sa ténacité s'en voient considérablement réduites (<1 000 MPa pour la 4Y-PSZ, <700 MPa pour la 5Y-PSZ). En revanche, sa résistance à la LTD est augmentée. Il faut noter que ces zircons de troisième génération sont recommandées pour réaliser des facettes, mais il faudra être conscient que le collage reste un point délicat [1]. En résumé, l'augmentation de translucidité entraîne une augmentation de la résistance à la fatigue hydrique, mais une diminution de la résistance mécanique. Très peu d'études cliniques sur les restaurations en zircon monolithiques sont actuellement disponibles [18, 19] et elles concernent essentiellement les zircons de deuxième génération.

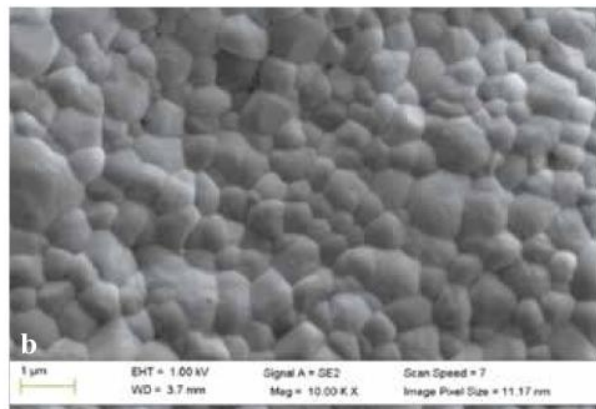
8. Illustration schématique du mécanisme de fatigue hydrique à basse température (LTD), adapté de *Zirconia ceramics and zirconia dispersed composites*, par Chevalier J, Gremillard L, dans *Bioceramics and Their Clinical Applications*, édité par T. Kokubo C R C, 2008.



RESTAURATIONS MONOLITHIQUES ET USURE DES DENTS ANTAGONISTES

La zircon est un matériau très dur, ce qui pourrait favoriser les phénomènes d'usure : ce n'est en fait pas le cas, car la microstructure de la zircon est très fine et de ce fait peu abrasive (*fig. 9*). C'est ainsi que les quelques données cliniques disponibles ainsi que les études *in vitro* montrent que la zircon, particulièrement si elle est polie, use moins les dents antagonistes qu'une céramique d'émailage, et que, en outre, elle ne s'use pas elle-même [24, 25].

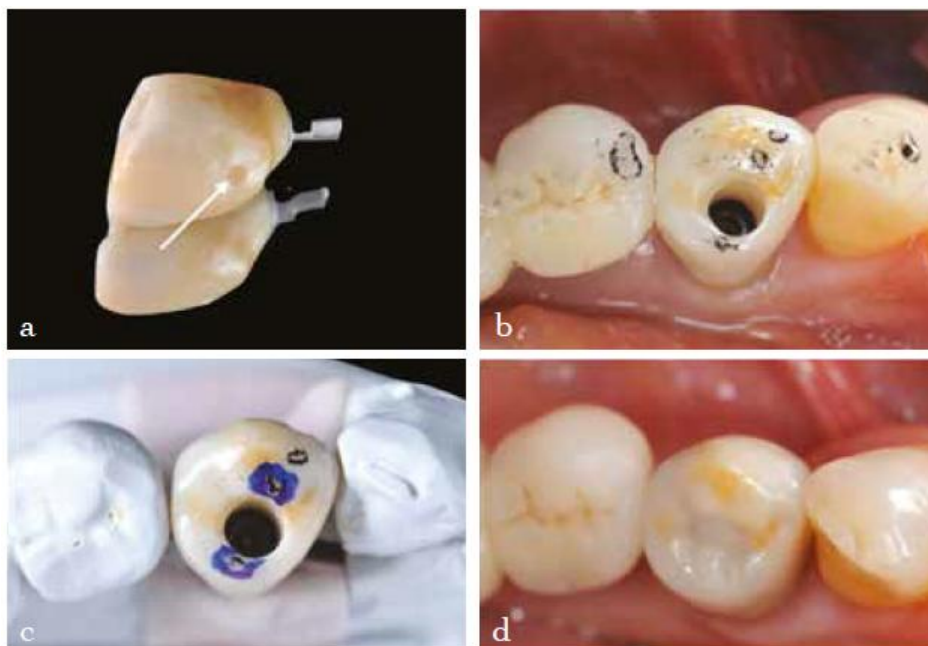
9. Vues au MEB : a. d'une vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (IPS e.max Press) après mordantage de la phase vitreuse pour mettre en évidence les cristaux. Avec la permission d'Ivoclar Vivadent ; b. d'une zircon 3Y-TZP (Vita In-Ceram YZ, Vita) frittée. Collaboration avec le laboratoire Mateis, INSA Lyon (Prof. Jérôme Chevalier, Dr Laurent Gremillard, Dr Thierry Douillard). La différence de microstructure explique le caractère plus abrasif de la vitrocéramique.



ÉTUDE *IN VIVO* DE LA FATIGUE HYDRIQUE DE RESTAURATIONS EN ZIRCONE DE DEUXIÈME GÉNÉRATION

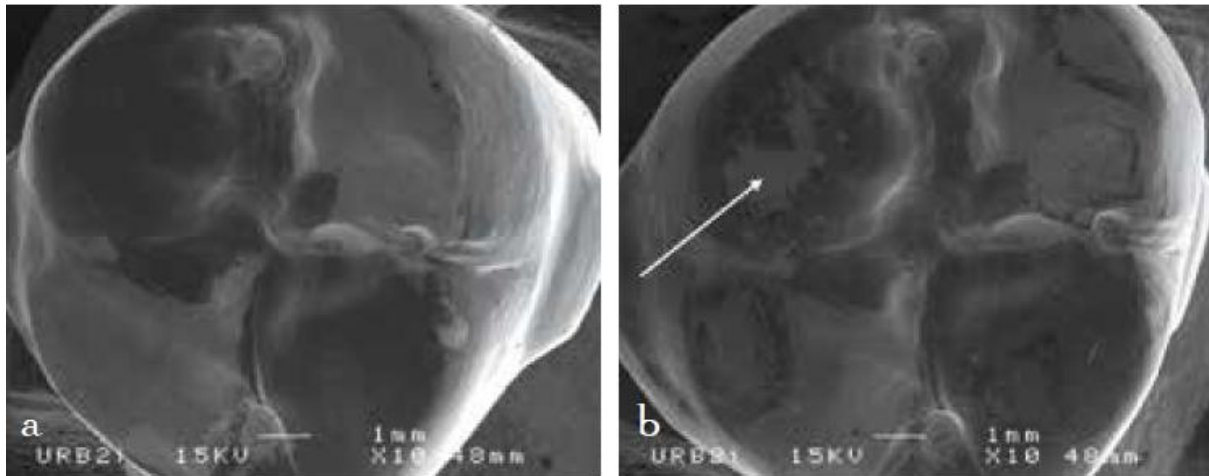
Une étude est actuellement menée à l'Université de Liège en collaboration avec l'Université Paris Descartes sur l'étude *in vivo* du vieillissement hydrique de 100 éléments en zircon de deuxième génération (Lava Plus Zirconia, 3M), essentiellement sur implants, *via* un protocole de recherche original qui comprend des analyses *ex vivo* des prothèses placées en bouche [26] (**fig. 10**). Cette étude a permis de montrer pour la première fois *in vivo* que la LTD se développe dans l'extrême surface du matériau après un an, sans que cela n'ait cependant de conséquences sur la performance clinique des restaurations jusqu'à présent (recul clinique de deux ans), l'hypothèse formulée étant que le phénomène de fatigue hydrique observé n'aura pas d'incidence sur la durée de vie des prothèses [27]. Par ailleurs, les résultats ont mis en évidence que le maquillage et la glaçure disparaissent des zones occlusales en quelques mois (**fig. 11**) et que l'ajustement à la fraise des points de contact occlusaux au moment de l'essayage de la prothèse génère la transformation de la zircon et nécessiterait de renvoyer la restauration au laboratoire pour effectuer un traitement thermique de régénération du matériau (1 000 °C pendant 15 minutes). Les retouches, par exemple l'adaptation des points de contacts occlusaux et proximaux, constituent en effet un inconvénient de ces restaurations monolithiques, car, d'une part, cela engendre une détérioration du matériau et, d'autre part, c'est assez fastidieux vu sa dureté.

10. Restauration transvissée sur implant en zircon de deuxième génération (Lava Plus Zirconia, 3M) réalisée dans le cadre de l'étude « Full zirconia » [26]. En plus de l'évaluation clinique standard, les restaurations sont régulièrement déposées pour pratiquer des analyses *ex vivo* puis remises en bouche. Ces analyses comprennent de la spectroscopie Raman pour examiner la transformation cristalline, de la profilométrie pour analyser l'usure du matériau et des images en MEB. Différentes zones des restaurations sont analysées : les points de contact occlusaux, qui sont soumis au stress mécanique et les zones vestibulaires et linguales/ palatines qui n'y sont pas soumises. Enfin, la moitié des points de contact occlusaux est glacée, l'autre pas.



a. Repère pour la zone de la face vestibulaire à analyser. b. Marquage des points de contacts occlusaux en bouche. c. Restauration sur le modèle avant les analyses *ex vivo*. d. Restauration placée en bouche.

11. Image en MEB d'une couronne sur une molaire dans le cadre de l'étude « Full zirconia » [26].



a. Baseline : seules les cuspides MPal et DV ont été glacées (en foncé).

b. Après un an, on observe une usure de la glaçure au niveau des points de contacts occlusaux (flèche) qui ont été préalablement repérés.

LA THÉORIE DU DISJONCTEUR

Un autre point intéressant de cette étude clinique est le fait que, contrairement à la quasi-totalité des études cliniques existantes sur les restaurations monolithiques, les patients présentant des signes cliniques de bruxisme ou de parafunctions ont été inclus et représentent près de 61 % de l'échantillon. En outre, l'examen clinique inclut les dents antagonistes. Or les résultats préliminaires à deux ans mettent en lumière certains problèmes liés à des pertes d'implants (2,7 %), des fractures radiculaire des dents support (1,4 %) et des dents antagonistes (2,0 %), ainsi que des fractures de restaurations en composite présentes sur les dents antagonistes (2,0 %). Les restaurations monolithiques en zirconie sont manifestement plus résistantes, mais sont-elles donc nécessairement plus performantes, particulièrement quand les patients présentent des signes de bruxisme ou de parafunctions, comme le prétendent les fabricants ? En effet, en cas de contraintes occlusales importantes, on déplace en fait le maillon faible de la céramique d'émaillage vers la dent support, ou vers l'implant, voire vers la dent antagoniste, qui va servir de disjoncteur, comme illustré dans le cas clinique ci-joint. Pour les patients bruxeurs, ne faudrait-il donc pas privilégier l'utilisation de matériaux peu rigides et dotés de résilience, c'est-à-dire d'une capacité à amortir les chocs et non à les transmettre ? Or, quelle que soit leur génération, toutes les zircons ont une rigidité très élevée (environ 210 GPa) et ont peu de résilience. De ce point de vue, les composites CFAO sont des candidats intéressants pour les prothèses unitaires, comme démontré dans le concept expérimental One tooth-One time (1T1T) [27], qui consiste à mettre en charge l'implant le jour de sa pose avec la couronne d'usage en occlusion dans un matériau composite CFAO de type « PICN » (Polymer-infiltrated ceramic network, Vita Enamic), et ce sur la base du fait qu'il va amortir les chocs sur l'implant (**fig. 12**). Ces dernières considérations sont bien sûr des hypothèses à valider par des études randomisées.

12. Illustration de la « théorie du disjoncteur » à travers un cas clinique d'échecs à répétition, chez un patient présentant des signes de bruxisme, des rapports occlusaux peu équilibrés (béance antérieure) et ne portant pas de gouttière. a et b. Le patient se présente en 2004 avec une fracture radiculaire de la 36. c. Un implant est posé et des couronnes en zircone de première génération émaillée sont posées sur 25, 26, 36 et 37 en 2006. d. Des problèmes de chipping surviennent très rapidement, certaines couronnes sont remplacées, comme la 26, mais fracturent à nouveau et, en 2014, il perd la 27 pour une fracture radiculaire. e. Des couronnes monolithiques en zircone de deuxième génération sont posées sur la 26 et sur les implants en 27 et en 36. f. Un an plus tard, fin 2015, la 26 fracture (ici avec une couronne provisoire). Par ailleurs, le patient perdra également la 37 : on notera que ces deux dents avaient des couronnes full zircone comme antagonistes. g. Vue en 2018, deux ans après la pose de deux couronnes en PICN transvissées sur implants sur la 26 et la 37, la 26 ayant été posée suivant le protocole 1T1T [28] c'est-à-dire le jour de la pose de l'implant. Suivant l'auteur, l'utilisation d'un matériau de type PICN (composite CAD-CAM) permet d'amortir les contraintes occlusales excessives et de favoriser le comportement biomécanique de l'ensemble, c'est-à-dire le pronostic de la prothèse, mais aussi de son support et des dents antagonistes. En revanche, l'utilisation de matériaux très résistants mais très rigides comme la zircone n'a pas permis de résoudre ce cas.



Conclusion

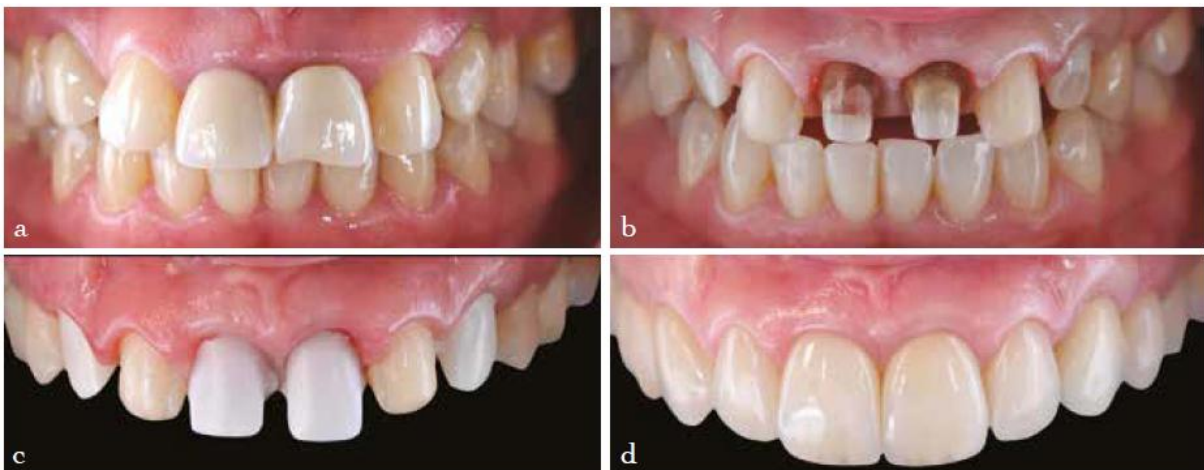
Il n'existe pas de biomatériau parfait, universel, et les zircons de première génération offrent de nombreux avantages en termes de biocompatibilité et de résistance mécanique, constituant les seuls matériaux céramiques capables de remplir les indications de bridges postérieurs et/ou de longue portée. Ces zircons émaillés constituent des matériaux de choix en prothèse implantaire et elles remplacent avantageusement le titane pour les piliers et les restaurations céramo-métalliques pour les restaurations aussi bien antérieures que postérieures, unitaires comme plurales (*fig. 13*). Pour éviter les problèmes de chipping, on retiendra l'effort à consentir au niveau du design des infrastructures, on amincira au maximum l'émaillage, particulièrement dans le cadre des bridges postérieurs, et on recommandera le port d'une gouttière aux patients bruxeurs. On privilégiera, quand cela est possible, les restaurations transvissées en antérieur qui permettent d'obtenir un ratio très favorable entre l'épaisseur de l'infrastructure et la céramique d'émaillage. Ces zircons de première génération conviennent très bien aussi en prothèse dentaire, surtout en cas de pilier coloré (*fig. 14*).

13. Bridge 12-X-21 en zircone de première génération, scellé sur deux piliers en zircone également.



a. Cas avant traitement : une perte osseuse verticale importante compromet la pose d'implants. Les tissus seront recréés via une traction orthodontique de 12 et 21 et deux greffes conjonctives. b. Piliers en zircone, on note l'importante partie transgingivale sur laquelle l'attache épithéliale et conjonctive va devoir se créer. Vu ses excellentes propriétés de biocompatibilité vis-à-vis des cellules épithéliales et conjonctives, ainsi que sa couleur blanche, la zircone convient très bien à ce genre d'indication. c. Bridge sur le modèle. d. Bridge 3,5 ans après la pose, bien que les papilles ne soient pas recréées, le résultat est satisfaisant si l'on tient compte du déficit tissulaire de départ, et la zircone permet une bonne stabilisation des tissus mous. Laboratoire de prothèse : Dental team, Luc et Patrick Rutten, Tessengerlo. Chirurgie : Prof. France Lambert.

14. Couronnes en zircone de première génération scellées sur dents (11 et 21) et sur implants (13 et 23), dans un cas d'agénésie des latérales, avec reprise des anciennes restaurations sur implants.



a. Cas avant traitement. Les implants sont pourvus de piliers titane céramisés et deux couronnes tout céramique. Des greffes de conjonctif sont nécessaires pour épaissir en horizontal et en vertical les tissus mous autour des implants et une gingivectomie sur 11 et 21 sera réalisée pour harmoniser les formes et les niveaux. b. Les piliers sur les implants ont été remplacés par des piliers en zircone au design transgingival mieux adapté : ces piliers ont été placés avant la greffe de manière à guider la cicatrisation. 12 et 22 (qui sont des canines en réalité) sont préparées pour des facettes fedspathiques, tandis que 11 et 21 sont préparées pour recevoir de nouvelles couronnes mais sont fortement dyschromiées. c. Essayage des infrastructures en zircone qui ont le mérite de masquer la dyschromie au niveau de 11 et 21. d. Restaurations 1,5 an

après placement, la situation au niveau des tissus mous, quoique pas tout à fait parfaite sur la 23, est nettement plus favorable qu'au départ. Laboratoire de prothèse : Mirko Picone, Liège. Chirurgie : Prof. France Lambert.

Les zircons de deuxième génération sont des matériaux intéressants pour réaliser des restaurations monolithiques, voire légèrement émaillées, unitaires comme plurales postérieures, mais la prudence est sans doute de mise au niveau des patients bruxeurs dans l'attente de plus de recul clinique sur leur comportement biomécanique, le port d'une gouttière pouvant être recommandé pour amortir les contraintes chez ces patients. Quant au problème de la fatigue hydrique, il doit encore être exploré à long terme puisque ces zircons y sont probablement plus sensibles.

Enfin, les zircons de dernière génération sont significativement plus translucides, mais aussi significativement moins résistantes et ne peuvent pas remplir des indications aussi larges que les deux autres générations, se limitant à des bridges de 3 éléments pour les plus translucides. Aucun recul clinique n'est disponible pour le moment sur ce type de matériaux qui sont notamment recommandés pour les restaurations partielles collées telles que les facettes, mais ne possèdent pas les mêmes propriétés d'adhésion aux colles que les vitrocéramiques. On peut d'ailleurs se poser la question du réel avantage, pour ce genre d'indication, de ces zircons comparées aux vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium. Par ailleurs, la rigidité restant élevée, leur indication en cas de bruxisme reste à prouver.

Car comme nous l'avons vu, augmenter la résistance du matériau de restauration n'est pas une finalité en soi et ne garantit pas nécessairement une meilleure performance du traitement, particulièrement chez les patients à risque. Cette quête, avant tout commerciale, de la résistance mécanique absolue n'est-elle pas en train de nous éloigner du concept important de biomimétisme du biomatériau de restauration, c'est-à-dire de nous éloigner du concept de remplacement des tissus manquants par un biomatériau dont les propriétés sont similaires, par exemple un matériau capable de s'user comme les tissus dentaires et non trop ou trop peu ? En effet, le biomatériau fait partie d'un ensemble biomécanique complexe dont la restauration n'est qu'un maillon : il doit non seulement promouvoir la survie de la prothèse, mais surtout celle de son support, que ce soit une dent ou un implant, ainsi que celle des dents antagonistes. Plus de résistance ne signifie pas nécessairement plus de performance...

Les auteurs déclarent n'avoir aucun lien d'intérêt.

Références bibliographiques

1. Mainjot A. Zircon(s) partie 1 - La rencontre de céramiques pas comme les autres. BMC 2018;3(1):22-32.
2. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 2003; 90(1):31-41.
3. Pjetursson BE, Bragger U, Lang NP, Zwahlen M. Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (fdps) and implant-supported fdps and single crowns (scs). Clin Oral Implants Res 2007; 18 Suppl 3:97-113.
4. Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (fdps) ? A systematic review of the survival and complication rates. Part ii: Multiple-unit fdps. Dent Mater 2015; 31(6):624-39.
5. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (fdps)? A systematic review of the survival and complication rates. Part i: Single crowns (scs). Dent Mater 2015 ; 31(6):603-23.

6. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: A systematic review. *Int J Prosthodont* 2010; 23(6):493-502.
7. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part i: Single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2007; 18 Suppl 3:73-85.
8. Mainjot AK, Douillard T, Gremillard L, Sadoun MJ, Chevalier J. 3d-characterization of the veneer-zirconia interface using fib nano-tomography. *Dent Mater* 2013;29(2):157-65.
9. Inokoshi M, Yoshihara K, Nagaoka N, Nakanishi M, De Munck J, Minakuchi S, Vanmeensel K, Zhang F, Yoshida Y, Vleugels J, Naert I, Van Meerbeek B. Structural and chemical analysis of the zirconia-veneering ceramic interface. *J Dent Res* 2016; 95(1):102-9
10. Mainjot AK, Najjar A, Jakubowicz-Kohen BD, Sadoun MJ. Influence of thermal expansion mismatch on residual stress profile in veneering ceramic layered on zirconia: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2015;31(9):1142-9.
11. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2011 ; 27(9):906-14.
12. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012;28(2):160-7.
13. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater* 2012; 28(4):378-84.
14. Kim J, Dhital S, Zhivago P, Kaizer MR, Zhang Y. Viscoelastic finite element analysis of residual stresses in porcelain-veneered zirconia dental crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 82:202-9.
15. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, Sadoun MJ. Residual stress measurement in veneering ceramic by hole-drilling. *Dent Mater* 2011; 27(5):439-44.
16. Tang YL, Kim JH, Shim JS, Kim S. The effect of different cooling rates and coping thicknesses on the failure load of zirconia-ceramic crowns after fatigue loading. *J Adv Prosthodont* 2017; 9(3):152-8.
17. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, Mainjot AK. Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations: An up to 9-year retrospective study. *J Dent* 2013; 41(12):1164-74.
18. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 16:184-98.
19. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29 Suppl 16:199-214.
20. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA, Louis DR, Gordan VV, Pihlstrom DJ, Meyerowitz C, Mungia R, McCracken MS, National Dental PBRN Collaborative Group. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the national dental practice-based research network. *J Dent* 2016; 55:40-7.
21. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. *J Dent Res* 2018; 97(2):140-7.
22. Denry I, Kelly JR. 2014. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014 ;93(12):1235-42.
23. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, Clarke DR. The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends. *J Am Ceram Soc* 2009;92(9):1901-20.
24. Kim MJ, Oh SH, Kim JH, Ju SW, Seo DG, Jun SH, Ahn JS, Ryu JJ. Wear evaluation of the human enamel opposing different y-tzp dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012; 40:979-88.
25. Lohbauer U, Reich S. Antagonist wear of monolithic zirconia crowns after 2 years. *Clin Oral Investig* 2017 ;21(4):1165-72.
26. Koenig V, Wulfman CP, Derbanne MA, Dupont NM, Le Goff SO, Tang ML, Seidel L, Dewael TY, Vanheusden AJ, Mainjot AK. Aging of monolithic zirconia dental prostheses: Protocol for a 5-year prospective clinical study using ex vivo analyses. *Contemp Clin Trials Commun* 2016;4:25-32.
27. Koenig V, Wulfman CP, Dupont NM, Bekaert S, Le Goff SO, Eldafrawy M, Martin G, Vanheusden A, Mainjot A. Titre article ? *J Dent Res* 2018; 97(Spec Iss C): 1743.
28. Lambert F, Mainjot A. One-tooth one-time (1t1t): A straightforward approach to replace missing teeth in the posterior region. *J Oral Implantol* 2017; 43(5):371-7.