

# ECHECS DES PROTHÈSES DENTAIRES ET IMPLANTAIRES EN ZIRCONNE : le point sur les facteurs de risque

N. DUPONT (1), V. KOENIG (2), A. VANHEUSDEN (3), A. MAINJOT (4)

**RÉSUMÉ :** La fracture cohésive de la céramique d'émaillage (chipping) est la première cause d'échec des restaurations prothétiques dentaires et implantaire en zircone. A côté des facteurs de risque liés au matériau (contraintes engendrées lors des traitements thermiques en raison de l'incompatibilité des matériaux utilisés, design inapproprié de l'infrastructure), une série de facteurs de risque cliniques peuvent aussi influencer le pronostic de ces restaurations. En effet, des relations occlusales défavorables et/ou la présence de parafonctions de type bruxisme et cricomanie, qui sont des pathologies de plus en plus fréquentes, engendrent une surcharge fonctionnelle considérable. Une étude rétrospective a été réalisée au CHU de Liège sur 147 prothèses sur dents et sur implants, placées entre mai 2003 et janvier 2012. Elle a mis en évidence une corrélation significative entre le chipping et l'absence de port d'une gouttière de protection nocturne ( $p = 0,013$ ), la présence d'une restauration en céramique au niveau de la dent antagoniste ( $p = 0,013$ ), la présence de parafonctions occlusales ( $p = 0,018$ ), et la présence d'implants comme support des restaurations ( $p = 0,026$ ). Les résultats soulignent l'importance des contraintes externes et du diagnostic des facteurs de risque occlusaux dans les problèmes de fracture, ainsi que la nécessité de réaliser une gouttière de protection chez les patients présentant des parafonctions.

**MOTS-CLÉS :** Prothèse dentaire - Zircone - Echec - Fracture - Facteurs de risque

**FAILURE OF ZIRCONIA-BASED PROSTHESES ON NATURAL TEETH  
AND IMPLANTS : FOCUS ON RISK FACTORS**

**SUMMARY :** Cohesive fracture of the veneering ceramic (chipping) is the first cause of failure of zirconia-based prostheses on natural teeth and implants. Besides risk factors related to the material (thermal stresses generated during the manufacturing process, framework inappropriate design), there are some clinical risk factors, which can influence the restoration prognosis. Indeed, unfavorable occlusal relationships and/or the presence of parafunctions such as bruxism and clenching, which are frequent pathologies, engender significant overloading. A retrospective study was performed at the University Hospital Center (CHU) of Liege on 147 dental and implants prostheses, placed between May 2003 and January 2012. This study highlighted a significant correlation between chipping and the absence of an occlusal nightguard ( $p = 0.0048$ ), the presence of a ceramic restoration as an antagonist ( $p = 0.013$ ), the presence of occlusal parafunctions ( $p = 0.018$ ), and the presence of implants as support of the restorations ( $p = 0.026$ ). These results underline the importance of external stress and occlusal risk factors diagnosis, as the need to perform an occlusal nightguard to patients with parafunctions.

**KEYWORDS :** Dental prostheses - Zirconia - Failure - Chipping - Risk factors

## INTRODUCTION

Les prothèses dentaires et implantaire de type couronnes et bridges sont des structures bicouches composées d'une infrastructure, qui constitue le renfort mécanique de la restauration, et d'une couche de céramique vitreuse dite d'émaillage, plus fragile, qui en assure le rendu esthétique, notamment en reproduisant la couleur de la dent à remplacer.

A partir des années 80, les infrastructures en métal, qui présentent l'avantage d'être très résistantes, ont commencé à être progressivement

remplacées par des infrastructures en céramique qui sont plus esthétiques, plus biocompatibles, mais moins performantes sur le plan mécanique, et qui sont donc réservées à des prothèses de petite portée (maximum 3 éléments en fonction de la nature de la céramique) (fig. 1). Au début des années 2000, grâce à l'avènement des procédés de conception et de fabrication assistée par ordinateur (CFAO), la zircone a fait son apparition sur le marché de la prothèse dentaire et implantaire. En raison de ses excellentes propriétés mécaniques, les fabricants l'ont commercialisée comme le «métal blanc», notamment pour réaliser des prothèses destinées à remplacer une arcade dentaire complète (fig. 2). Les prothèses en zircone émaillée ont connu un succès important, mais malheureusement les études cliniques ont mis en évidence des taux d'échec importants liés à la fracture cohésive de la céramique d'émaillage (écaillage ou «chipping»), qui constitue la première cause d'échec et le maillon faible de ces restaurations (fig. 3). En effet, les taux de chipping rapportés dans la littérature tournent autour de 13%, alors que ceux de la

(1) Consultante, (2) Chef de Clinique Adjoint, (3) Professeur, Université de Liège. Chef de Service, Service de Prothèse Fixe, Institut de Dentisterie, CHU de Liège.

(4) Chargée de cours, Université de Liège. Chef de clinique, Service de Prothèse Fixe, Institut de Dentisterie, CHU de Liège. Maître de Conférence Associé, Unité de Recherche en Biomatiériaux Innovants et Interfaces, Université Paris Descartes.

céramique émaillée sur métal avoisinent seulement 3% à 5 ans (1-3). Si certaines fractures de petite étendue peuvent être simplement polies, les fractures plus importantes nécessitent le remplacement de la prothèse. Ce taux d'échec élevé a des conséquences inacceptables en pratique clinique, tant sur le plan économique que sur le plan de la relation avec le patient. De nombreuses études ont été consacrées à l'explication de ces échecs et si, aujourd'hui, le problème n'est pas tout à fait résolu, des pistes se dégagent quant aux facteurs de risque d'échec et, donc, aux facteurs clés du succès.

### PROPRIÉTÉS DE LA ZIRCONÉ YTRIUM

La zircone fait partie, avec l'alumine, de la catégorie des céramiques polycristallines : ces matériaux sont plus résistants que les céramiques contenant du verre, comme les céramiques d'émaillage et les vitrocéramiques dites renforcées. De plus, l'oxyde de zirconium utilisé en prothèse dentaire est dopé par adjonction d'oxyde d'yttrium à 3% molaire (Zr<sub>3</sub>Y). L'oxyde d'yttrium place la structure cristalline de la zircone dans un état métastable : elle acquiert par ce biais le potentiel original, dans des zones qui concentrent des contraintes importantes comme une fissure, de subir une transformation locale de la forme de ses cristaux qui est caractérisée par une augmentation de leur volume. Cette transformation, irréversible à température buccale, de la forme dite tétragonale vers la forme monoclinique (transformation t-m), a pour conséquence de mettre en compression la fissure et de s'opposer à sa propagation (fig. 4). La propriété miraculeuse de «cicatriser» les fissures confère donc à la zircone une ténacité largement supérieure aux autres matériaux utilisés pour réaliser des restaurations «tout céramique». Néanmoins, un point d'interrogation subsiste avec la zircone : celui de sa dégradation dans un milieu hydrique. En effet, il a été montré que la transformation cristalline de la zircone peut se produire spontanément avec le temps, à basse température et en présence d'eau. Ce phénomène appelé «Low Thermal Degradation» (LTD) aboutit à l'apparition de microfissures entre les grains de zircone, à une dégradation de l'état de surface, ainsi qu'à une réduction des propriétés mécaniques du matériau (4) (fig. 5). Bien que la LTD ait contribué à de nombreux échecs au niveau des prothèses de hanche en zircone, la cinétique et l'impact de cette dégradation au niveau des prothèses dentaires, qui sont protégées en grande partie par la couche d'émaillage, est encore inconnue. Elle est notamment dépendante de l'origine de la

zircone et du procédé de fabrication, mais il est possible qu'elle soit négligeable à l'échelle de la durée de vie d'une prothèse.

D'autre part, la zircone possède de très bonnes propriétés de biocompatibilité, ce qui en fait un matériau de choix pour les composants prothétiques implantaires qui traversent les tissus gingivaux. A ce niveau, sa couleur blanche pallie les inconvénients des pièces en titane qui peuvent laisser transparaître un reflet gris au-travers des tissus gingivaux fins.

### FACTEURS DE RISQUE LIÉS AU MATÉRIAU

Le mécanisme du chipping est encore mal compris, surtout au niveau de formes complexes comme les couronnes et les bridges. De nombreuses études *in vitro* ont été publiées à propos de la résistance à la fracture des restaurations, de la propagation des fissures, et de l'adhésion entre la céramique d'émaillage et la zircone. Mais, il existe, à la fois, des avantages et des limitations à ce type de tests de résistance en flexion, tension et cisaillement : ils ne sont pas faciles à interpréter et les procédures ne sont pas standardisées (5). De plus, l'origine des fissures dans les céramiques dentaires est multifactorielle et très difficile à déterminer : contraintes engendrées lors des traitements thermiques en raison de l'incompatibilité des matériaux utilisés (6), design inapproprié de l'infrastructure (7), sont des exemples de causes rapportés fréquemment. Si l'on prend le problème à son origine, on sait que pour qu'une fracture naisse et se propage dans la céramique d'émaillage, il faut que cette dernière soit soumise à des contraintes en tension supérieures à sa résistance (5). Les contraintes en tension présentes à un endroit spécifique du matériau représentent la somme de deux types de contraintes: les contraintes résiduelles et les contraintes externes. Les contraintes résiduelles sont des contraintes générées et enfermées dans le matériau lors de la procédure d'émaillage. Elles apparaissent à la fin de la cuisson de la céramique d'émaillage, plus particulièrement au moment du refroidissement et de la solidification, et sont présentes en permanence sans que l'on applique aucune force extérieure (8). Elles sont le résultat de l'inhomogénéité du refroidissement de la prothèse (la surface de la prothèse refroidit plus vite que la profondeur), ainsi que de la différence de coefficient de dilatation thermique entre la céramique d'émaillage et l'infrastructure. Elles peuvent être en tension, ce qui va favoriser l'initiation et la propagation des fractures, ou en compression, ce qui au

contraire va favoriser la résistance mécanique. C'est le principe des verres trempés, qui sont refroidis brusquement de manière à promouvoir l'apparition de contraintes en compression et, donc, leur résistance mécanique. Il a été montré que la vitesse de refroidissement, le coefficient de dilatation thermique de la céramique d'émaillage, ainsi que le ratio entre l'épaisseur de la céramique d'émaillage et l'infrastructure influencent fortement les contraintes résiduelles dans les bicouches caractéristiques des prothèses en zircon, faisant apparaître des zones de tension à certains endroits, ce qui n'est pas le cas avec les structures céramo-métalliques (9-11). Il apparaît que le ratio infrastructure/céramique d'émaillage doit être le plus haut possible pour promouvoir les contraintes en compression, avec une couche d'émaillage réduite au maximum, ainsi qu'une infrastructure soutenant pour cette céramique d'émaillage, ce qui n'était pas le cas au début de la commercialisation de ce type de prothèse et peut expliquer une partie des échecs rencontrés (fig. 6). Il existe actuellement une première controverse concernant la vitesse de refroidissement utilisée lors de la fabrication, certains auteurs recommandant des vitesses plus lentes que celles utilisées pour l'émaillage du métal, et une seconde au niveau du coefficient de dilatation idéal de la céramique d'émaillage, certains prônant un coefficient quasiment identique à celui de la zircon. D'autre part, la zircon étant un matériau très sensible et métastable, il a également été montré récemment que la procédure d'émaillage (frittage en phase liquide aux environs de 900°C) peut générer des changements de la structure cristalline en surface de l'infrastructure en zircon, ce qui favoriserait la présence de stress en tension (12). La zircon est un matériau très intéressant, mais aussi très sophistiqué et très technique : il faudra encore du temps pour comprendre son comportement et le maîtriser complètement.

#### FACTEURS DE RISQUE LIÉS À LA SITUATION CLINIQUE

A côté des facteurs de risque liés au matériau existent des facteurs de risque extrinsèques, ceux qui influencent les contraintes externes auxquelles les prothèses sont soumises durant la fonction et la mastication. Ces facteurs de risque sont liés à la situation clinique et au patient. Particulièrement, les parafunctions occlusales de type bruxisme (grincement des dents) et crico-manie (serrement des dents), sont des pathologies de plus en plus fréquentes, souvent liées au stress, qui entraînent des problèmes musculaires

et/ou articulaires, mais qui pourraient également favoriser les problèmes de fracture des prothèses par surcharge fonctionnelle. Toutefois, la majorité des études cliniques concernant les restaurations en zircon excluent les patients souffrant de bruxisme. Pourtant, Papaspyridakos et coll. (13) ont montré une association entre le taux de chipping, après 4 ans, au niveau de prothèses en zircon sur implants, et la présence de parafunctions occlusales, ainsi que l'absence de port d'une gouttière occlusale de protection nocturne (fig. 7). En effet, ce type de gouttière est destiné à protéger les dents et les prothèses des contraintes excessives, le bruxisme étant un phénomène très souvent nocturne. Une étude a donc été menée dans le service de Prothèse Fixe du CHU de Liège afin d'analyser l'influence d'une série de paramètres cliniques sur le taux de fracture (1). 147 prothèses sur dents et sur implants, placées entre mai 2003 et janvier 2012, ont été évaluées rétrospectivement suivant des critères standard internationaux au niveau des complications biologiques (pathologies parodontales, carieuses et endodontiques) et techniques (fracture, usure, adaptation marginale, forme anatomique). Un examen clinique spécifique a permis de mettre en évidence les relations occlusales défavorables (occlusion dentaire non équilibrée) et la présence de parafunctions occlusales induisant une surcharge fonctionnelle sur les prothèses. De même, le port d'une gouttière occlusale de protection nocturne a été enregistré. Une analyse fractographique a été réalisée par observation en microscopie électronique à balayage de répliques en époxy des prothèses découvertes fracturées au moment de l'observation. Ces répliques ont été obtenues via une empreinte en silicone, suivant une technique décrite par Scherrer et coll. (14). La fractographie permet d'identifier l'origine de la fracture et sa direction de propagation en suivant une série de marqueurs (fig. 3f). Enfin, le niveau de satisfaction des patients a été évalué. Le taux de survie des couronnes et des bridges était de 93,2% après  $41,5 \pm 31,8$  mois, mais le taux de chipping était de 15%, en accord avec les données de la littérature, et le taux de succès estimé à 9 ans, seulement de 52,66%. Ce taux de chipping élevé a été associé à un niveau de satisfaction moins élevé des patients. L'analyse fractographique a permis de mettre en évidence que la plupart des fractures avaient comme origine les zones de contacts occlusaux. Différents paramètres cliniques ont pu être corrélés au problème de chipping : l'absence de port d'une gouttière de protection nocturne ( $p = 0,0048$ ), la présence d'une restauration en céramique au niveau de la dent antagoniste ( $p = 0,013$ ),



Figure 1. Sections au travers d'une couronne à infrastructure en métal et d'une couronne à infrastructure en zircone, recouvertes par une couche de céramique d'émailage.

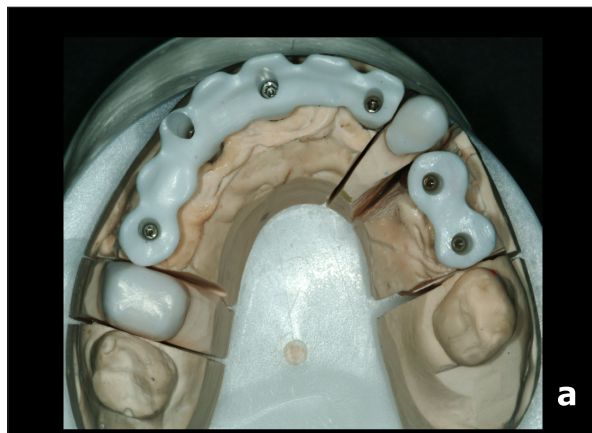


Figure 2. Deux bridges transmandibulaires sur des implants et deux couronnes scellées sur dents naturelles : a) infrastructures en zircone avant émailage; b) restaurations finales.

Figure 3. Cas clinique : couronnes en zircone collées sur des piliers en zircone transmandibulaires sur des implants : a) piliers en zircone (pièces intermédiaires entre les implants et les couronnes); b) infrastructures en zircone des couronnes; c) restaurations finales après collage; d) et e) chipping de la cuspidé vestibulaire de la prémolaire, 3 mois après placement;

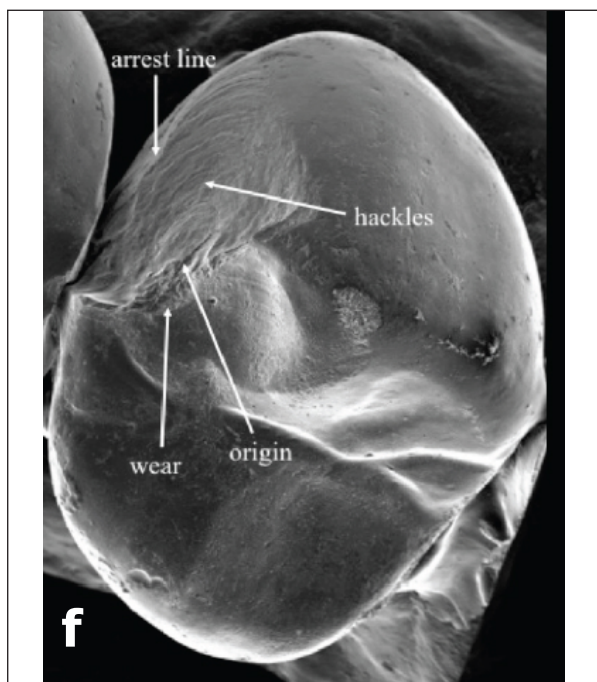


Figure 3. Cas clinique : couronnes en zircone collées sur des piliers en zircone transvisés sur des implants : f) analyse fractographique de l'image en microscopie électronique à balayage de la réplique en résine époxy.

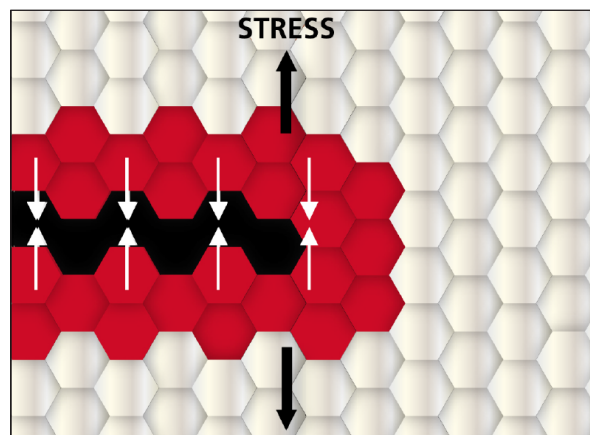


Figure 4. Illustration schématique du mécanisme de renforcement par transformation de phase de la zircone, adapté de 'Zirconia ceramics and zirconia dispersed composites', de Chevalier J, Gremillard L., dans Bioceramics and Their Clinical Applications, édité par T. Kokubo C R C, Woodhead Publishing, Cambridge, UK, 2008.

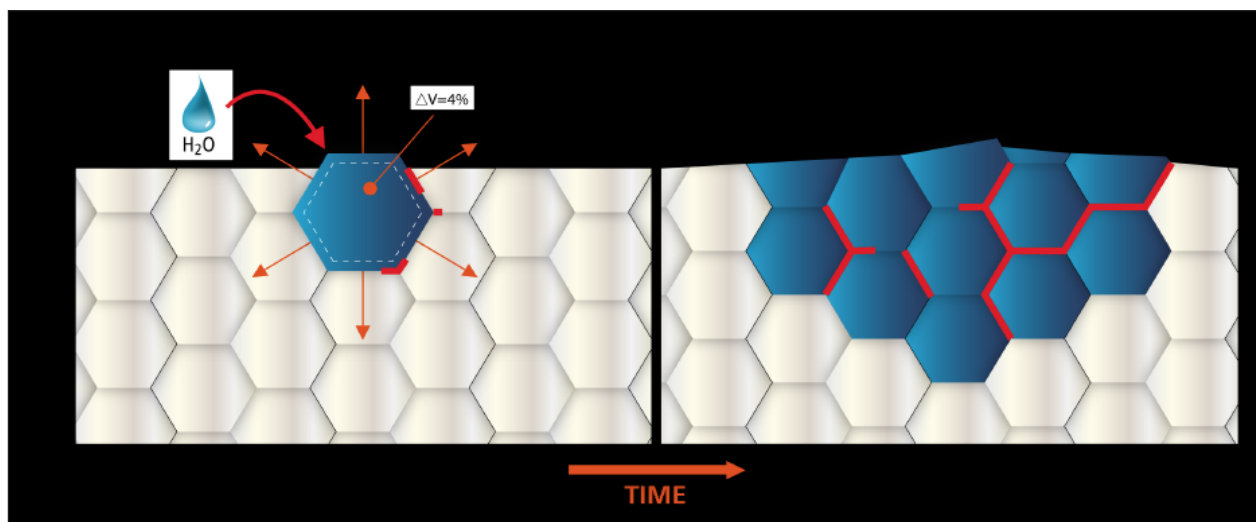


Figure 5. Illustration schématique du mécanisme de la LTD, adapté de 'Zirconia ceramics and zirconia dispersed composites', de Chevalier J, Gremillard L., dans Bioceramics and Their Clinical Applications, édité par T. Kokubo C R C, Woodhead Publishing, Cambridge, UK, 2008.

la présence de parafonctions occlusales ( $p = 0,018$ ), et la présence d'implants comme support des restaurations ( $p = 0,026$ ). Les résultats ont donc mis en évidence l'importance des contraintes externes dans les problèmes de fracture, ainsi que la nécessité de réaliser une gouttière de protection chez les patients présentant des parafonctions occlusales.

## CONCLUSION ET PERSPECTIVES

La zircone est un matériau qui associe résistance mécanique, biocompatibilité, et propriétés optiques, et constitue, par ce biais, une bonne alternative au métal dans le cadre des prothèses dentaires et implantaire. Néanmoins, il est nécessaire de réduire les échecs liés aux frac-

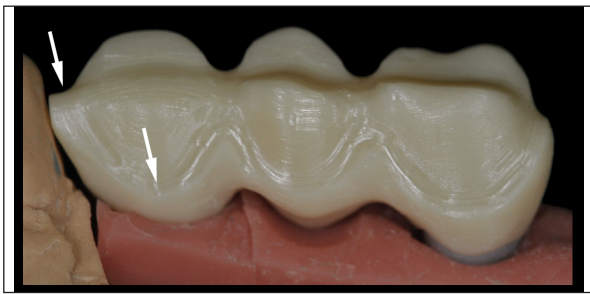


Figure 6. Infrastructure en zircone correctement dessinée au niveau de l'épaisseur et du soutien de la céramique d'émaillage.

tures de la céramique d'émaillage, non seulement en prenant en compte certains paramètres liés au matériau et à la fabrication des prothèses, mais aussi en analysant les facteurs de risque liés au patient. Si la problématique du chipping reste un phénomène complexe, il apparaît qu'en attendant une amélioration de la résistance du matériau d'émaillage, on peut prévenir les problèmes de fracture notamment en diagnostiquant les patients souffrant de para-fonctions occlusales et en les équipant d'une gouttière de protection nocturne. Les paramètres occlusaux sont des paramètres importants à prendre en compte dans de futures études cliniques.

Aujourd'hui, la recherche se focalise sur les prothèses en zircone monoblocs, c'est-à-dire non recouvertes de céramique d'émaillage. Pour atteindre un résultat esthétique correct, ces prothèses sont maquillées en surface et réalisées dans des zircons plus translucides. Cependant, ces zircons sont suspectées d'être plus sensibles aux problèmes de LTD, car elles peuvent être plus métastables et ne sont pas protégées du milieu hydrique par l'émaillage. Cette solution, qui est plutôt réservée aux dents postérieures, n'est pas encore validée et nécessite la réalisation d'études cliniques dirigées sur le vieillissement de la zircone en milieu buccal.

## BIBLIOGRAPHIE

1. Koenig V, Vanheusden AJ, Le Goff SO, et al.— Clinical risk factors related to failures with zirconia-based restorations : an up to 9-year retrospective study. *J Dent*, 2013, **41**, 1164-1174.
2. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, et al.— 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**, 73-85.
3. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, et al.— 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 II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*, 2007, **18**, 86-96.



Figure 7. Gouttière occlusale de protection nocturne en résine.

4. Chevalier J, Gremillard L, Virkar AV, et al.— The Tetragonal-Monoclinic Transformation in Zirconia: Lessons Learned and Future Trends. *J Am Ceramic Soc*, 2009, **92**, 1901-1920.
5. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N.— Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Implants Res*, 2007, **18**, 218-231.
6. Zhang Z, Guazzato M, Sornsuwan T, et al.— Thermally induced fracture for core-veneered dental ceramic structures. *Acta Biom*, 2013, **9**, 8394-8402.
7. Silva NR, Bonfante EA, Rafferty BT.— Modified Y-TZP Core Design Improves All-ceramic Crown Reliability. *J Dent Res*, 2011, **90**, 104-108.
8. Prime MB.— Residual stress measurement by successive extension of a slot: the crack compliance method. *App Mech Rev*, 1999, **52**, 75-96.
9. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al.— Influence of cooling rate on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater*, 2011, **27**, 906-914.
10. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al.— Influence of zirconia framework thickness on residual stress profile in veneering ceramic: Measurement by hole-drilling. *Dent Mater*, 2012, **28**, 378-384.
11. Mainjot AK, Schajer GS, Vanheusden AJ, et al.— Influence of veneer thickness on residual stress profile in veneering ceramic: measurement by hole-drilling. *Dent Mater*, 2012, **28**, 160-167.
12. Mainjot AK, Douillard T, Gremillard L, et al.— 3D-characterization of the veneer-zirconia interface using FIB nano-tomography. *Dent Mater*, 2013, **29**, 157-165.
13. Paspaspyridakos P, Lal K.— Computer-assisted design/computer-assisted manufacturing zirconia implant fixed complete prostheses : clinical results and technical complications up to 4 years of function. *Clin Oral Implants Res*, 2012.
14. Scherrer SS, Quinn JB, Quinn GD, et al.— Fractographic ceramic failure analysis using the replica technique. *Dent Mater*, 2007, **23**, 1397-1404.

Les demandes de tirés à part sont à adresser au Pr. A. Mainjot, Institut de Dentisterie, CHU de Liège, Belgique.  
Email : a.mainjot@chu.ulg.ac.be