

IPS
e.max[®]

ZirCAD

Scientific Documentation



all ceramic
all you need

ivoclar
vivadent[®]
passion vision innovation

Sommaire

1	Système IPS e.max.....	3
2	IPS e.max ZirCAD	4
2.1	IPS e.max ZirCAD – LABORATOIRE.....	5
2.2	IPS e.max ZirCAD - CABINET	5
2.3	IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids	6
3	Description du matériau.....	7
3.1	Zirconium – Zircon – Zircone : quelle est la différence ?.....	7
3.2	La zircone	8
3.3	Les générations de zircone	13
4	Données techniques	19
5	Études scientifiques sur les matériaux (<i>in vitro</i>)	20
5.1	Résistance à la flexion	20
5.2	Résistance à la propagation des fissures.....	22
5.3	Propriétés optiques.....	23
5.4	Abrasion : Matériaux monolithiques - Abrasion des céramiques et des antagonistes	25
5.5	IPS e.max ZirCAD et les différentes techniques de stratification	25
5.6	Zircone monolithique - Épaisseur et résistance à la fatigue	30
6	Investigations cliniques avec IPS e.max ZirCAD	32
6.1	Couronnes et bridges IPS e.max ZirCAD stratifiés avec IPS e.max Ceram	32
6.2	IPS e.max ZirCAD stratifié avec IPS e.max CAD ou IPS e.max Ceram	32
6.3	IPS e.max ZirCAD stratifié avec IPS e.max ZirPress ou IPS e.max Ceram.....	33
6.4	IPS e.max ZirCAD : Monolithique ou stratifiée vs. IPS e.max CAD et IPS Empress CAD	34
6.5	IPS e.max ZirCAD recouvert avec IPS e.max CAD : résultats sur 4 ans	35
6.6	Bridges-inlays IPS e.max ZirCAD surpressés avec IPS e.max ZirPress	36
7	Biocompatibilité	38
7.1	Résistance chimique.....	38
7.2	Cytotoxicité	39
7.3	Génotoxicité.....	40
7.4	Radioactivité	40
8	Bibliographie	42

1 Système IPS e.max

IPS e.max est un système tout céramique innovant couvrant toutes les indications, de la facette pelliculaire au bridge longue portée.

Il se compose d'une vitrocéramique au disilicate de lithium (IPS e.max Press et IPS e.max CAD), d'une zircone innovante (IPS e.max ZirCAD) et d'une céramique de stratification coordonnée (IPS e.max Ceram). IPS e.max ZirPress, céramique pressée fluoroapatite, complète ce système polyvalent. Avec les matériaux esthétiques et résistants IPS e.max, toutes les prothèses fixées, des facettes pelliculaires aux bridges longue portée, peuvent être réalisées. Les restaurations hybrides sont également possibles.



Figure 1 : Gamme IPS e.max (dans le sens horaire) – disques et blocs IPS e.max ZirCAD, IPS e.max CAD, IPS e.max ZirPress, IPS e.max Press et IPS e.max Ceram.

IPS e.max ZirCAD est une gamme de matériaux pour la fabrication universelle de restaurations en zircone. Un ensemble de produits coordonnés, associés à la technologie CAD/CAM, conduisent à des processus de fabrication efficaces et à des résultats esthétiques reproductibles.

IPS e.max CAD est une vitrocéramique au disilicate de lithium polyvalente et fiable conçue pour la technologie CAD/CAM. Elle est utilisée pour réaliser des restaurations unitaires, des piliers implantaires anatomiques et des bridges 3 éléments (zone prémolaire).

IPS e.max Press est une vitrocéramique au disilicate de lithium polyvalente et éprouvée pour la technique de pressée. Elle est utilisée pour réaliser des restaurations unitaires, des piliers implantaires anatomiques et des bridges 3 éléments (zone prémolaire).

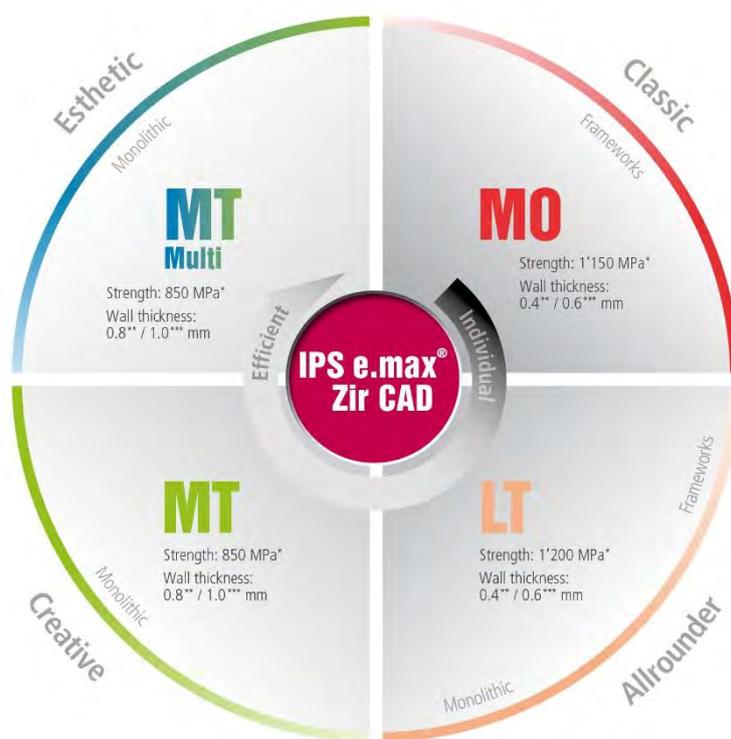
IPS e.max ZirPress est une vitrocéramique fluoroapatite pour la pressée rapide et efficace sur armatures en zircone (c.-à-d. IPS e.max ZirCAD).

IPS e.max Ceram est une céramique de stratification fluoroapatite hautement esthétique, utilisée pour stratifier et caractériser les armatures en disilicate de lithium et zircone.

2 IPS e.max ZirCAD

IPS e.max ZirCAD est un matériau zircone polyvalent et innovant couvrant une large gamme d'indications. Il est adapté à la réalisation d'armatures unitaires et plurales ainsi que de couronnes et bridges anatomiques. Les professionnels dentaires bénéficient de la haute performance et de la polyvalence de ce matériau. IPS e.max ZirCAD est le matériau de choix lorsque des restaurations de faible épaisseur, très résistantes et esthétiques, sont nécessaires.

IPS e.max ZirCAD est disponible sous forme de disques et de blocs. Les disques IPS e.max ZirCAD sont proposés en trois degrés de translucidité : Medium Opaque (MO), Low Translucency (LT) et Medium Translucency (MT), ainsi qu'en version polychrome Multi, qui offre un dégradé de translucidité réaliste (MT Multi). Les différentes translucidités permettent de couvrir toute une gamme d'indications, dont un aperçu est donné dans la Figure 2 et le paragraphe 2.1. Les blocs LT et MO¹ complètent l'assortiment.



* Mean biaxial flexural strength depending on translucency between 850 – 1200 MPa, R&D Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein
 ** Anterior tooth
 *** Posterior tooth

Figure 2 : La gamme IPS e.max ZirCAD par translucidité (MO, LT, MT, MT Multi) et indication.

¹ * en fonction des différents systèmes CAD/CAM agréés

2.1 IPS e.max ZirCAD – LABORATOIRE

Indications :

Translucency level	Indications				
	Full-contour crowns	Full-contour 3-unit bridges	Full-contour, 4- to multi-unit bridges with max. 2 pontics	Crown frameworks	3- to multi-unit bridge frameworks with max. 2 pontics
MT Multi Medium Translucency with shade gradation	✓	✓*			
MT Medium Translucency	✓	✓*			
LT Low Translucency	✓	✓	✓**	✓	✓**
MO Medium Opacity				✓	✓**

* IPS e.max ZirCAD MT and IPS e.max ZirCAD MT Multi are discs for the fabrication of restorations consisting of a maximum of three units.

** In Canada, bridge indications are limited to 6 units with a maximum of 2 connected pontics.

Contre-indications :

IPS e.max ZirCAD MT / MT Multi

- Stratification de MT Multi avec IPS e.max Ceram
- Bridges de plus de 3 éléments
- Patients présentant une denture résiduelle très réduite
- Bruxisme
- Toute utilisation autre que celles mentionnées dans le paragraphe "Indications"
- Insertion provisoire

IPS e.max ZirCAD LT / MO

- Bridges avec plus de deux éléments intermédiaires contigus
- Patients présentant une denture résiduelle très réduite
- Bruxisme, pour les restaurations IPS e.max ZirCAD LT / MO stratifiées
- Deux éléments en extension ou plus
- Toute utilisation autre que celles mentionnées dans le paragraphe "Indications"
- Insertion provisoire

2.2 IPS e.max ZirCAD - CABINET

Les blocs IPS e.max ZirCAD LT sont maintenant disponibles pour la fabrication de restaurations en oxyde de zirconium «en un seul rendez-vous» au cabinet dentaire. Les restaurations monolithiques peuvent être réalisées au fauteuil par le chirurgien-dentiste. Les blocs basse translucidité permettent la fabrication de restaurations esthétiques sans avoir à recourir à une technique de stratification.

Les blocs LT sont monochromes, préteintés et disponibles en 7 teintes A–D et 1 teinte Bleach (BL), et en tailles C17 et B45.

Indications :

- Couronnes anatomiques dans les zones antérieure et postérieure
- Bridges anatomiques jusqu'à 3 éléments dans les zones antérieure et postérieure

Convient à l'usinage à sec ou en milieu humide

Contre-indications :

- Patients présentant une denture résiduelle très réduite
- Toute utilisation autre que celles mentionnées dans le paragraphe "Indications"
- Insertion provisoire

2.3 IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids

Les liquides de coloration IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids sont utilisés pour l'infiltration au pinceau des restaurations avant frittage. Ils existent en deux versions : IPS e.max ZirCAD MT Colouring Liquids, utilisés pour l'adaptation de la teinte des restaurations IPS e.max ZirCAD MT BL, et IPS e.max ZirCAD LT Colouring Liquids, utilisés pour l'adaptation de la teinte d'IPS e.max ZirCAD LT. Ces deux liquides de coloration existent en 16 teintes A-D et 5 liquides Effect.

Les liquides de coloration sont des solutions aqueuses de nitrates de métaux de transition et de terres rares (ions de coloration). Les liquides de coloration peuvent être dilués avec le Colouring Liquid Diluter, qui est une solution aqueuse d'acide nitrique fortement diluée. Les indicateurs de teinte sont des solutions aqueuses de colorants, qui peuvent être ajoutées aux liquides de coloration, pour rendre visible le processus d'infiltration au pinceau. Ces colorants calcinent sans résidu pendant le processus de frittage. Les liquides de coloration pénètrent la surface de la restauration. Les cations restent dans la matrice d'oxyde de zirconium après frittage et créent la coloration de la restauration finie. Ils sont définitivement liés à la matrice d'oxyde de zirconium et ne peuvent plus être libérés, comme le confirment les tests de solubilité chimique conformes à la norme ISO 6872: 2015 (voir chapitre 7.1). Parce que la teneur en ions de coloration est très faible, la structure cristallographique des armatures n'est pas affectée. En comparaison avec l'oxyde de zirconium non teinté, la taille des cristallites a tendance à être plus petite. La réduction de la taille des grains n'a cependant aucun effet significatif sur les propriétés physiques.

Indications :

Les IPS e.max ZirCAD Colouring Liquids sont des solutions salines métalliques aqueuses prêtes à l'emploi destinées à colorer, par technique d'infiltration au pinceau, les restaurations non frittées fabriquées avec IPS e.max ZirCAD MT BL et LT.

Contre-indications :

Toute utilisation autre que celles mentionnées dans le paragraphe "Indications"

3 Description du matériau

Les humains exploitent depuis longtemps les avantages médicaux et esthétiques des restaurations dentaires. Il y a plus de 3500 ans, les Egyptiens ont tenté de combler les lacunes dans la denture en sculptant de fausses dents en bois de mûrier et en les attachant aux dents adjacentes avec du fil d'or. Guidés par ce principe, les Etrusques ont créé des restaurations dentaires plus esthétiques en utilisant des dents de bovins. Jusqu'au début du XIXe siècle, des dents en ivoire et des dents naturelles prélevées sur des soldats tombés au champs de bataille de l'époque («dents de Waterloo») étaient utilisées pour fabriquer des prothèses dentaires. Les premières dents en porcelaine ont été développées en 1709. Cependant, ce n'est qu'en 1837 que la production industrielle de dents en porcelaine a commencé en Angleterre. Avec la fabrication des premières prothèses à base de caoutchouc et de dents en porcelaine (1846), une nouvelle ère dans les prothèses dentaires s'est amorcée [1; 2].

La capacité des matériaux céramiques à remplacer durablement les dents a longtemps été limitée en raison de leur fragilité et de leur propension à la fracture. Des tentatives pour surmonter ces limitations en utilisant des armatures métalliques ont été entreprises dès 1733. Cependant, ce n'est que dans les années 70 que les céramiques sur métal sont apparues en dentisterie, grâce à l'utilisation brevetée d'alliages d'or pour les armatures. Aujourd'hui, la gamme d'alliages dentaires s'est considérablement développée et il existe également des alliages non précieux [3].

Les céramiques dentaires n'ont cessé de évoluer et, aujourd'hui, grâce à leur aspect similaire à la dent naturelle et à leur biocompatibilité extraordinaire, de plus en plus de patients optent pour des restaurations sans métal. En tant que céramique dentaire, la zircone offre une large gamme d'indications en raison de sa résistance élevée à la flexion et à la propagation des fissures. Depuis plus de 15 ans, la zircone est utilisée dans les laboratoires dentaires pour la fabrication d'armatures et, plus récemment, pour les restaurations anatomiques [4], grâce au développement du matériau qui offre aujourd'hui un large spectre de propriétés optiques et mécaniques.

3.1 Zirconium – Zircon – Zircone : quelle est la différence ?

Le zirconium pur (Zr) est un métal argenté brillant, ductile, optiquement similaire à l'acier inoxydable. Le zirconium se trouve dans la nature sous forme minérale, principalement sous forme de "zircon" ($ZrSiO_4$) et, plus rarement, de "baddeleyite" ou "dioxyde de zirconium" (ZrO_2). Ces deux minéraux sont utilisés pour produire du métal zirconium et d'autres composés de zirconium via des procédés complexes de production et de purification. Pour la zircone dentaire, seuls des composants synthétiques en poudre sont utilisés et non des minéraux naturels. La matière première pour la zircone dentaire est dérivée du zircon qui est chimiquement purifié et converti en précurseurs synthétiques de zirconium, eux-mêmes transformés en ZrO_2 par des processus thermiques et mécaniques. La plupart des composés de zirconium contiennent de l'hafnium (Hf) comme impureté. Il est très difficile de séparer l'hafnium du zirconium pendant le processus de purification, en raison de leur similitude. D'autres impuretés incluent des traces de thorium, qui pourraient causer une radioactivité mineure dans l'oxyde de zirconium. Ce n'est toutefois pas un problème, car les céramiques dentaires doivent être produites selon la norme EN ISO 6872 (voir chapitre 7.4) qui spécifie le niveau acceptable de radioactivité [5; 6].

La zirconie (ZrO_2), un oxyde métallique, est utilisée depuis la fin du XIXe siècle comme matériau ignifuge dans la fabrication du verre [5]. De nos jours, elle est utilisée pour fabriquer des couteaux, des têtes de putter de golf par exemple, et elle est plus connue en bijouterie dans sa phase de cristallisation cubique, comme une pierre précieuse imitant le diamant [7]. Depuis les années 1970, la zirconie est utilisée en médecine et en dentisterie, en raison de ses propriétés favorables telles qu'une faible cytotoxicité, un faible potentiel de corrosion et une faible propension à l'adhésion bactérienne [8].

3.2 La zirconie

Bien que la matière première de la zirconie dentaire soit synthétique, la structure cristalline et les processus cristallographiques peuvent être dérivés du minéral naturel baddeleyite. La zirconie est polymorphe, ce qui signifie que les mêmes éléments existent dans trois structures cristallines différentes selon la température et la pression. Les trois structures ou phases cristallines sont : monoclinique, quadratique et cubique (Figure 3). À température ambiante, la zirconie pure est présente dans sa phase la plus stable, c.-à-d. monoclinique. Lorsque la température s'élève à environ $1170^\circ C$, la phase monoclinique se convertit en phase quadratique, accompagnée d'une rétraction d'environ 4 à 5%. La phase quadratique se convertit en phase cubique à environ $2370^\circ C$, avec uniquement des changements minimes de volume. [5; 8-10].

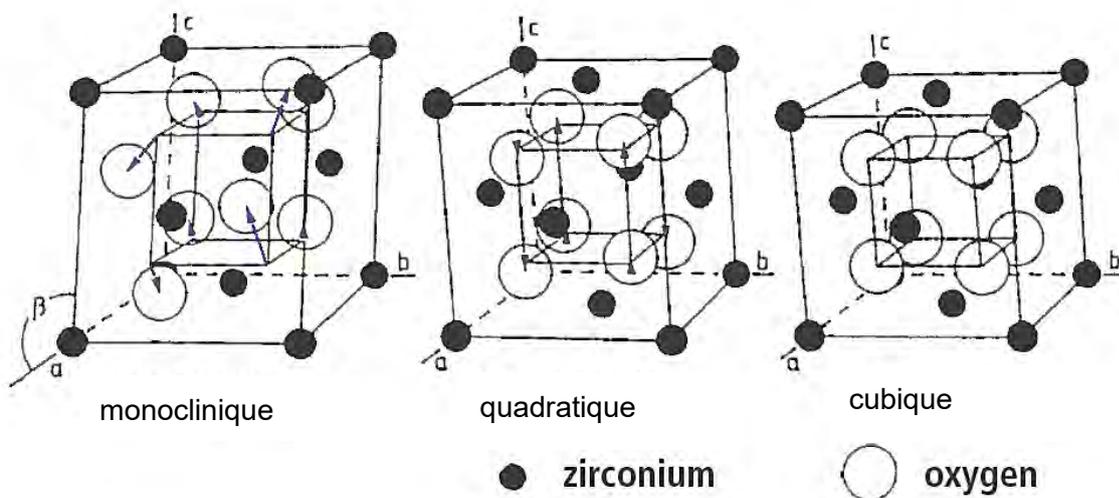


Figure 3 : Trois structures cristallines de zirconie : monoclinique, quadratique et cubique. La transformation de cubique à quadratique est associée à un étirement de la position des ions d'oxygène le long de l'axe c. La phase quadratique se convertit en phase monoclinique par un cisaillement supplémentaire de ces ions (voir la direction des flèches) (adapté de [5]).

Ces transformations de réseau réversibles (Figure 4) sont (1) sans diffusion (c'est-à-dire sans transport d'atomes) ; (2) se produisent dans une plage de température, pas à une température spécifique (c'est-à-dire athermique) et (3) impliquent des changements dans la coordination des positions du réseau. Ces types de changements sont caractéristiques des *transformations martensitiques* comme dans la transformation austénite-martensite des aciers [5; 9].

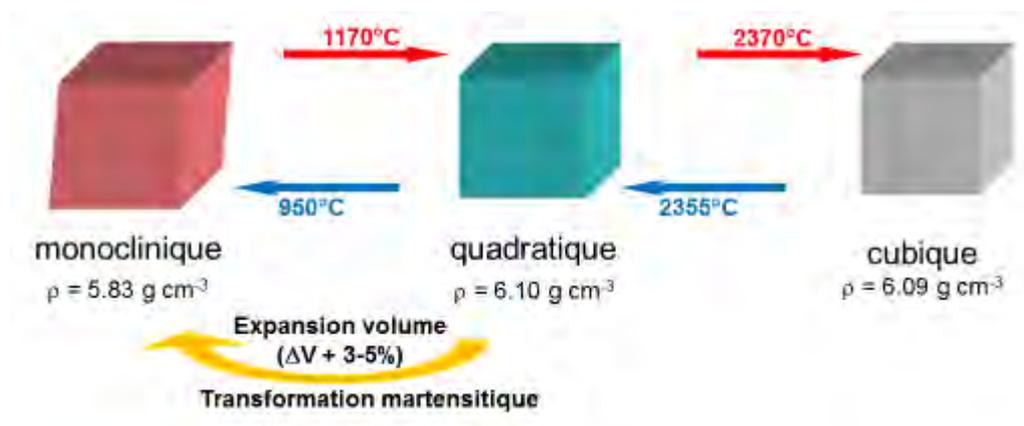


Figure 4 : Corrélation entre la variation de température et de volume due à la transformation réticulaire des phases de zircone.

Le refroidissement entraîne une augmentation du volume, en particulier pour la transformation de quadratique à monoclinique. Il est donc impossible d'utiliser de la zircone pure pour des applications biomédicales, où des structures non endommagées sont impératives. Le processus de refroidissement conduit lui-même à des contraintes supplémentaires, causées par la rigidité du réseau qui ne peut pas s'ajuster à l'augmentation brusque du volume. Un dommage/fracture immédiats des céramiques frittées ou une contrainte résiduelle favoriseraient, avec le temps, la formation de fêlures.

Il a été découvert cependant que par incorporation de composants tels que l'oxyde d'yttrium (Y_2O_3), l'oxyde de calcium (CaO) ou l'oxyde de magnésium (MgO) dans le réseau ZrO_2 , la phase monoclinique est défavorisée à température ambiante. Ces dopants stabilisent la phase quadratique et la phase cubique à température ambiante sous forme de phases métastables. En ajoutant différentes quantités de dopant (la quantité dépend également du type de stabilisant), il se forme de la zircone partiellement ou totalement stabilisée [4; 5; 8-10]. La zircone entièrement stabilisée est obtenue en ajoutant 8 mol% de Y_2O_3 ou 16 mol% de MgO ou de CaO . Des quantités plus faibles des mêmes dopants créent une zircone partiellement stabilisée avec principalement des phases quadratiques et cubiques métastables [10]. Pendant le mécanisme de stabilisation, les ions dopants de valence inférieure (Y^{3+} dans Figure 5) remplacent Zr^{4+} dans le réseau, ce qui conduit à des lacunes d'oxygène. La métastabilité de la phase quadratique et donc la stabilisation de la zircone sont principalement attribuées à l'existence de ces lacunes d'oxygène. Elles permettent la relaxation des anions et des cations en fonction de leur distance aux lacunes [9].

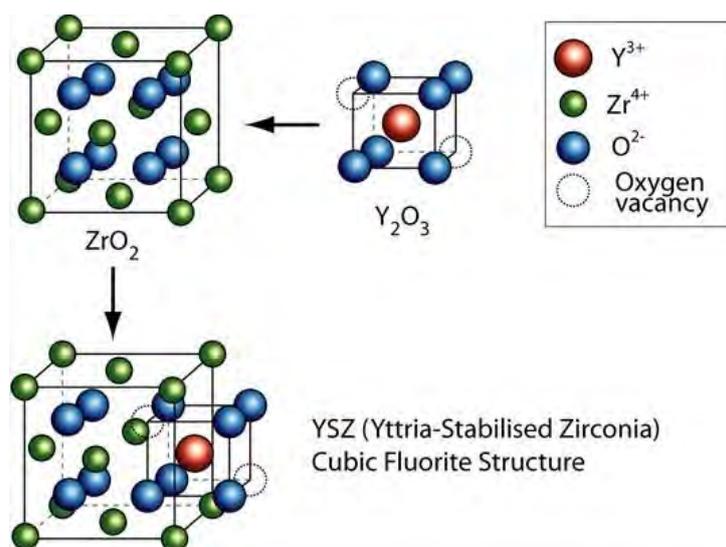


Figure 5 : Mécanisme de stabilisation et formation des lacunes d'oxygène par dopage ZrO₂ avec Y₂O₃ ².

Grâce à l'ajout de stabilisants, il est possible d'obtenir des céramiques ayant des propriétés remarquablement élevées telles que la résistance à la flexion et à la propagation des fissures, la dureté et la résistance chimique. Des paramètres tels que la taille et la forme des particules, la teneur en dopant et la température influenceront la transformation de quadratique à monoclinique. La phase quadratique ne peut être conservée à température ambiante que dans une zirconite partiellement stabilisée (2-3 mol% Y₂O₃), lorsque la taille des particules est comprise entre 0,2 et 1 µm [10].

La zirconite partiellement stabilisée (PSZ) est largement étudiée et commercialisée. Les céramiques sont constituées principalement de phases cubiques avec des précipités de zirconite quadratique intra-granulaires générés lors de la trempe (refroidissement brutal). Le stabilisant utilisé est indiqué en tant que préfixe dans le nom, par ex. Mg-PSZ pour MgO ou Y-PSZ pour Y₂O₃ en tant que stabilisant. La procédure de refroidissement ajustée conduit à la formation d'une phase quadratique d'une taille définie avec une distribution homogène dans la matrice cubique. Si les particules quadratiques métastables sont trop petites ou trop grandes, elles perdront leur capacité de transformation ou se convertiront immédiatement en phase monoclinique. De plus, au cours du processus, une réduction des porosités et des défauts est essentielle pour obtenir des céramiques finales d'une résistance suffisante [5; 9].

Le matériau fritté de polycristaux de zirconite quadratique stabilisée à l'yttria (Y-TZP) est constitué principalement (~ 98%) de phase quadratique métastable avec une densité théorique de 96-99,8%. Les céramiques TZP sont principalement composées de poudres de matières premières ultra-pures. La quantité de dopant utilisée est mentionnée devant l'abréviation comme 3Y-TZP lorsque 3 mol% Y₂O₃ est utilisé (voir Tableau 1). Il a été découvert que des résistances élevées vont de pair avec une forte teneur en phase quadratique, alors qu'une forte quantité de phase monoclinique conduit à de faibles résistances. La capacité de transformation et la température correspondante sont dépendantes de la taille des grains. Un ajustement ciblé de la taille des grains est donc essentiel. Si la taille des grains se rétrécit en dessous d'une taille critique, le matériau perd sa capacité de transformation de quadratique à

² <https://www.doitpoms.ac.uk/tlplib/fuel-cells/printall.php> (11.05.2017)

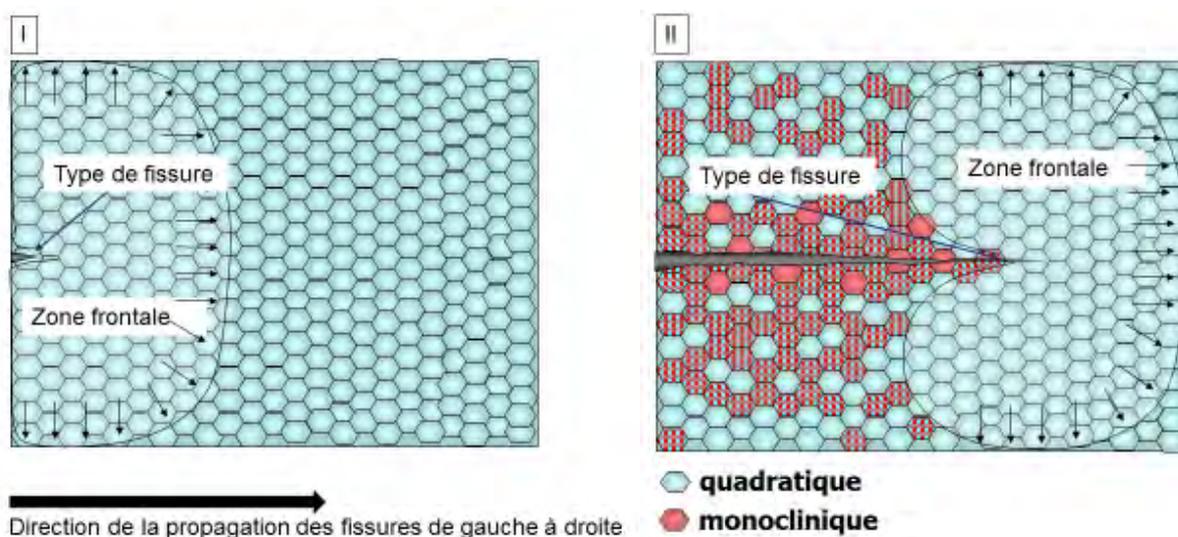
monoclinique pendant le développement de la fêlure et, par conséquent, sa résistance diminue. Le stabilisateur et sa concentration contrôlent ces effets, qui dépendent de la taille. L'yttria apparaît comme le stabilisateur le plus fort dans une zone spécifique de concentration et de taille de grain [5; 9].

	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
mol% Y₂O₃	3	4	5
% en poids Y₂O₃	5,35	7,10	8,80

Tableau 1: Corrélation entre le mol% de Y₂O₃ utilisé et le pourcentage en poids correspondant (% en poids).

3.2.1 Avantages de la transformation - durcissement par transformation

Bien que la transformation de quadratique à monoclinique soit préjudiciable au ZrO₂ pur, elle constitue un avantage décisif pour les produits à base de zircone stabilisée. Garvie et coll. [11] rapportent, en 1975, que la transformation de quadratique à monoclinique dans la zircone partiellement stabilisée résulte en une plus grande résistance du matériau. Ils ont comparé ce mécanisme de renforcement au mécanisme induit par la contrainte et la déformation connu de l'acier renforcé (transformation austénite-martensite). Le groupe a utilisé le terme «acier céramique» pour la zircone partiellement stabilisée en raison de caractéristiques similaires à celles de l'acier renforcé : trois allotropes, les phases métastables et la transformation martensitique [9].



Les aspects remarquables résultant de la transformation de la phase quadratique métastable en phase monoclinique sont (1) le durcissement par transformation et (2) la résistance à la propagation des fissures accrue. Ces caractéristiques de la zircone stabilisée sont extrêmement bénéfiques pour les applications biomédicales, où la propagation des fissures est un problème crucial. Des contraintes résiduelles ou appliquées près de l'amorce de fissure (dans la zone frontale sur la Figure 6) entraîneront une transformation de quadratique à monoclinique et l'expansion de volume associée. La transformation conduit à la formation d'une zone de transformation (mélange de grains rouges et bleus sur la Figure 6) initialement proche de l'amorce de fissure et se développant ultérieurement en tant que fissure

caractéristique. La taille et la microstructure (par exemple la taille des grains) de la zone de transformation contrôlent le durcissement. Dans le matériau Y-TZP, la zone est typiquement de l'ordre de quelques μm . En raison de l'augmentation de volume et de la tension intrinsèque qui l'accompagne, la zone de transformation est soumise à une contrainte de compression qui supprime ou même ferme la fissure et empêche toute croissance ultérieure. En raison de la consommation d'énergie par ce processus (énergie qui est par ailleurs nécessaire pour la croissance des fissures), la résistance à la propagation des fissures (K_{IC}) du matériau augmente. Dans l'ensemble, le processus empêche la propagation des fissures et augmente la résistance à la fracture du matériau. [5; 8-10]

Figure 6 : Représentation du renforcement par transformation dans le Y-TZP, sous l'effet d'une amorce de fissure.

La déflexion des fissures est un mécanisme de durcissement supplémentaire dans la céramique. De ce fait, une fissure change de direction après s'être heurtée à des pores ou à des limites de grains [10].

3.2.2 Processus de vieillissement - Dégradation à basse température

Suite à certains problèmes rencontrés en orthopédie au début des années 2000, il est bien connu que la zircone est sensible au vieillissement ou à la dégradation dite à basse température (Low Temperature Degradation = LTD). Au cours de ce processus de vieillissement, la phase quadratique métastable se mue par transformation lente en phase monoclinique stable, en commençant à la surface en présence d'eau à des températures relativement basses [9; 12]. Les impacts de LTD sont la dégradation de la surface, comme les éclats et les micro-fissures, conduisant à la dégradation de la résistance [13]. Le processus est représenté schématiquement dans Figure 7.

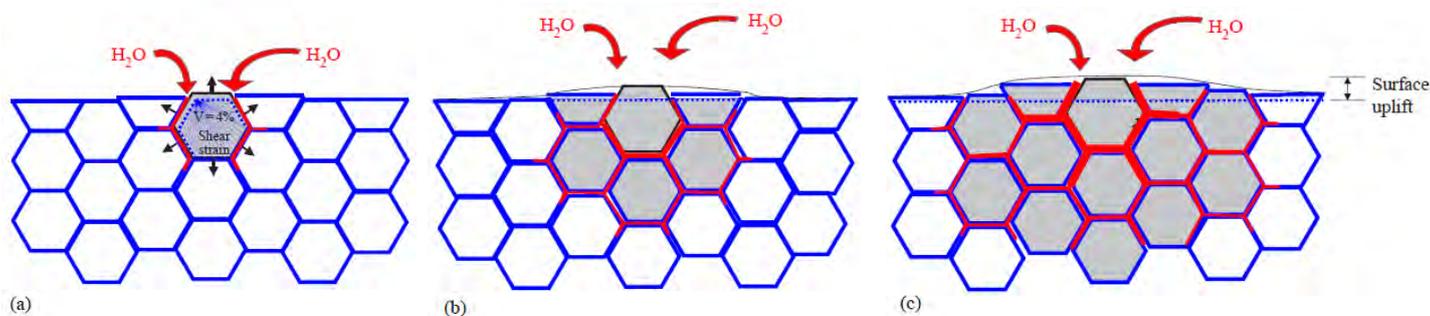


Figure 7 : Représentation schématique du processus de vieillissement. Partant d'un seul grain en surface (a) suivi d'une cascade de transformations voisines (zone grise), conduisant à la micro-fissuration (pénétration de l'eau le long des lignes rouges) et à la rugosité de surface (b et c) (adapté de [12]).

Le vieillissement commence par la transformation d'un seul grain (Figure 7(a)) à la surface via un mécanisme induit par le stress. Ceci est accentué par des caractéristiques ou des problèmes qui sont désavantageux pour la stabilité de la phase quadratique comme le stress résiduel, la grande taille des grains, la faible teneur en oxyde d'yttrium ou la présence de phase cubique. La transformation conduit à l'augmentation de volume typique qui induit une contrainte dans les grains voisins et les microfissures. Ceci entraîne une cascade de transformations, ce qui étend la zone transformée (en gris sur Figure 7). Les micro-fissures offrent un chemin (en rouge sur Figure 7) par lequel l'eau peut pénétrer davantage dans la

masse et le processus de vieillissement continue à progresser. Ces zones transformées générées par la LTD provoquent une rugosité de surface qui peut entraîner des éclats dus à l'usure. [9; 12]

Les stratégies pour réduire le risque de LTD dans 3Y-TZP sont la réduction de la taille des particules, l'augmentation de la teneur en yttria, l'addition de Al₂O₃ et le changement du parcours de synthèse chimique pour obtenir des particules brutes de ZrO₂. Il faut garder à l'esprit que l'usinage peut induire un stress ou une tension sur la surface, ce qui peut augmenter la sensibilité à la LTD. [10]

3.3 Les générations de zircone

Pour les prothèses fixes tout céramique, on utilise différents types de zircone de qualité médicale qui se distinguent par leur composition chimique et notamment par la proportion de stabilisant Y₂O₃. Jusqu'en 2014, seul le 3Y-TZP à haute résistance était utilisé pour la fabrication de restaurations, des couronnes unitaires aux bridges longue portée implantoportés. Aujourd'hui, différents types de zircone sont utilisés, offrant une translucidité améliorée aux restaurations esthétiques anatomiques (monolithiques), mais des propriétés mécaniques réduites. Cette réduction de la résistance et de la résistance à la propagation des fissures donne certaines limitations en ce qui concerne les indications, les épaisseurs ainsi que les dimensions des connexions.

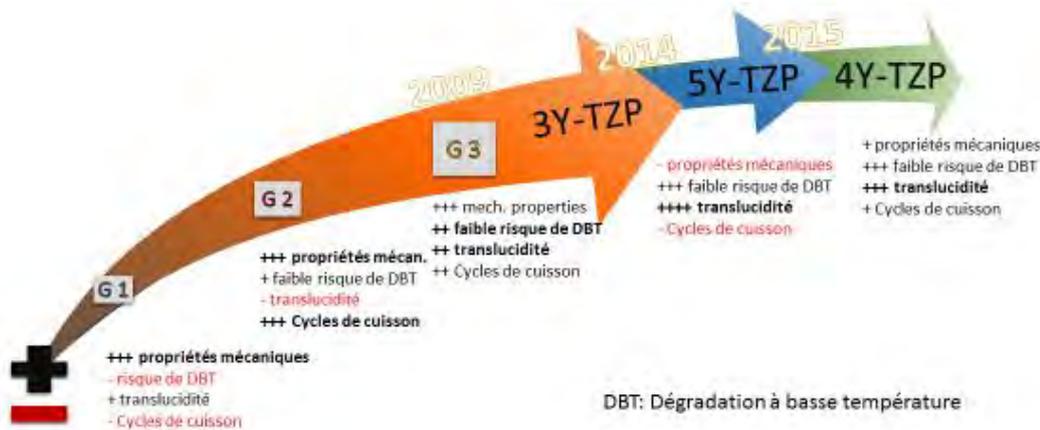


Figure 8 : Evolution et caractéristiques des types de zircone dentaire : différentes générations de 3Y-TZP jusqu'en 2014. Après 2014, les matériaux 5Y-TZP ont été introduits sur le marché dentaire. La dégradation à basse température (LTD) décrit la sensibilité au vieillissement de la zircone.

Les disques et les blocs IPS e.max ZirCAD peuvent être divisés en 2 groupes : les matériaux 3Y-TZP très résistants (IPS e.max ZirCAD LT et MO) et les produits translucides 4Y-TZP avec des propriétés mécaniques plus faibles (IPS e.max ZirCAD MT Multi et MT).



Figure 9 : Les produits IPS e.max ZirCAD sont disponibles sous forme de disques et de blocs de zircone pré-frittés pour la technologie CAD/CAM.

L'augmentation de la teneur en yttria influence (voir Figure 10) la taille des grains (dans la microstructure) et le coefficient de dilatation thermique. Ceci contrôle les principales propriétés physiques. Cette influence sur les propriétés mécaniques et optiques est décrite en détail dans les chapitres suivants.

ZirCAD MT Multi			
	ZirCAD MO / LT	ZirCAD MT	«Zirconia Anterior»
	3Y-TZP/4.5–6.0 wt% Y ₂ O ₃ tetragonal phase and no cubic phase	4Y-TZP/6.5–8.0 wt% Y ₂ O ₃ tetragonal and some cubic phase (25%)	5Y-TZP/9.0–10.0 wt% Y ₂ O ₃ tetragonal and more cubic phase (50%)
Grain size [µm]	0.50	0.65	0.85
Thermal Expansion CTE [µm/m*K]	10.5	10.4	9.8 – 10.1

Figure 10 : Vue d'ensemble des types utilisés et des caractéristiques des matériaux TZP dans la gamme IPS e.max ZirCAD. *Nota* : **tetragonal** = quadratique

3.3.1 3Y-TZP

Les premières générations de zircone dentaire étaient toutes du type 3Y-TZP : zircone à grains fins avec de petites quantités de Y₂O₃ comme dopant. Ces céramiques 3Y-TZP entièrement cristallines (IPS e.max ZirCAD LT et MO) ont la composition suivante :

Composant	Contenu
Oxyde de zirconium (ZrO ₂)	88,0 - 95,5% en poids
Oxyde d'yttrium (Y ₂ O ₃)	> 4,5 - ≤ 6,0% en poids
Oxyde d'hafnium (HfO ₂)	≤ 5,0% en poids
Oxyde d'aluminium (Al ₂ O ₃)	≤ 1,0% en poids
Autres oxydes pour la coloration	≤ 1,0% en poids

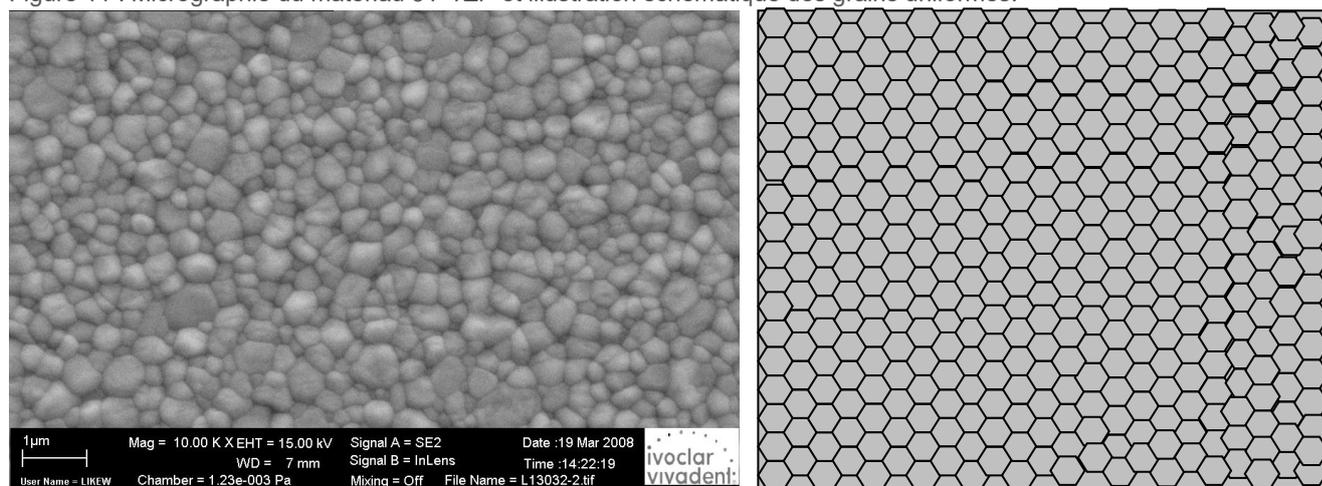
Tableau 2 : Composition typique 3Y-TZP

Après frittage, le matériau se compose d'environ 98% de phase quadratique métastable. La tendance à la transformation dépend de la taille des grains, ce qui explique pourquoi les céramiques 3Y-TZP de qualité sont développées avec des grains de forme et de taille homogènes (voir Figure 11). Grâce aux conditions de température adéquates pendant le frittage, la taille de grain typique est de 0,5 μm . Si la taille des grains atteint une taille critique ($< 0.3 \mu\text{m}$), le matériau perd sa capacité de transformation de quadratique à monoclinique au développement de la fissure et, par conséquent, sa résistance diminue.[5; 9]

Par rapport aux vitrocéramiques, la zircone présente en général certains inconvénients optiques en raison de son indice de réfraction relativement élevé, ce qui entraîne une réflexion totale élevée. L'indice de réfraction change en fonction de l'orientation des cristaux tétraonaux de la zircone, ce qui peut provoquer une biréfringence³. La réflectivité élevée crée une surface de type miroir qui est plus brillante que les dents naturelles, ce qui joue défavorablement sur l'esthétique. De plus, le nombre élevé de petits grains cristallins, de pores possibles et de grains d' Al_2O_3 précipités conduit à un très grand nombre d'interfaces. Ces interfaces diffusent la lumière passante et provoquent une perte de lumière transmise, conduisant à une détérioration supplémentaire de la translucidité et donc de l'esthétique. Une teneur plus élevée en yttrium entraîne une réduction des biréfringences et une augmentation de la granulation. Par conséquent, les matériaux 3Y-TZP sont plus opaques que les céramiques à base de zircone qui contiennent une quantité plus élevée d' Y_2O_3 (par exemple 4Y- / 5Y-TZP).

Ces mauvaises caractéristiques esthétiques rendent la stratification nécessaire avec des produits appropriés tels qu'IPS e.max Ceram et IPS e.max ZirPress. Cependant, les matériaux de stratification ne sont pas aussi solides que la zircone, ce qui peut entraîner des éclats superficiels. Les différences de CDT (coefficient de dilatation thermique) de la zircone et du matériau de stratification, ainsi qu'une adaptation médiocre entre armature et cosmétique peuvent entraîner des contraintes intrinsèques supplémentaires, qui peuvent provoquer une fracture de la restauration. [4]

Figure 11 : Micrographie du matériau 3Y-TZP et illustration schématique des grains uniformes.



³ La biréfringence est la capacité de double réfraction de la lumière dans les matériaux optiquement anisotropes. Dans ce cas, un faisceau lumineux est divisé en deux faisceaux avec des chemins légèrement différents en raison de l'indice de réfraction, qui dépend de l'orientation des cristaux.

Certaines caractéristiques de 3Y-TZP ont été améliorées grâce au développement de nouvelles générations de 3Y-TZP. D'une part, la quantité et la taille des grains d' Al_2O_3 ont été minimisées, augmentant ainsi la translucidité, la résistance et la stabilité à long terme. [4] D'autre part, le traitement de la matière première a été optimisé, conduisant à des particules de poudre brute plus appropriées. Les améliorations des caractéristiques optiques sont toutefois insuffisantes, rendant nécessaire l'utilisation des matériaux de stratification et les inconvénients qui leurs sont associés.

3.3.2 4Y-TZP et 5Y-TZP

Pour éviter les inconvénients tels qu'une opacité élevée et le risque d'éclat, de nouvelles générations de ZrO_2 étaient nécessaires. Les nouvelles zircons dentaires translucides impliquent l'augmentation de la teneur en Y_2O_3 , ce qui donne deux matériaux cristallins : 4Y-TZP (4 mol% Y_2O_3) et 5Y-PSZ (5 mol% Y_2O_3). En raison de la teneur accrue en Y_2O_3 , la phase cubique se produit parallèlement à la phase quadratique métastable.

La quantité de la phase cubique (voir Figure 12) augmente de 25% environ pour les matériaux 4Y-TZP à 50% pour les matériaux 5Y-TZP. Ces derniers contiennent parfois la phase cubique comme phase principale (plus de 50%), ce qui explique pourquoi le 5Y-TZP est parfois appelé **zircone partiellement stabilisée (5Y-PSZ)**. Les grains dans 4Y-TZP et 5Y-TZP sont plus grands que dans 3Y-TZP, ce qui entraîne moins de limites de grains, de biréfringence et de diffusion de lumière. Le matériau est donc plus translucide que 3Y-TZP.

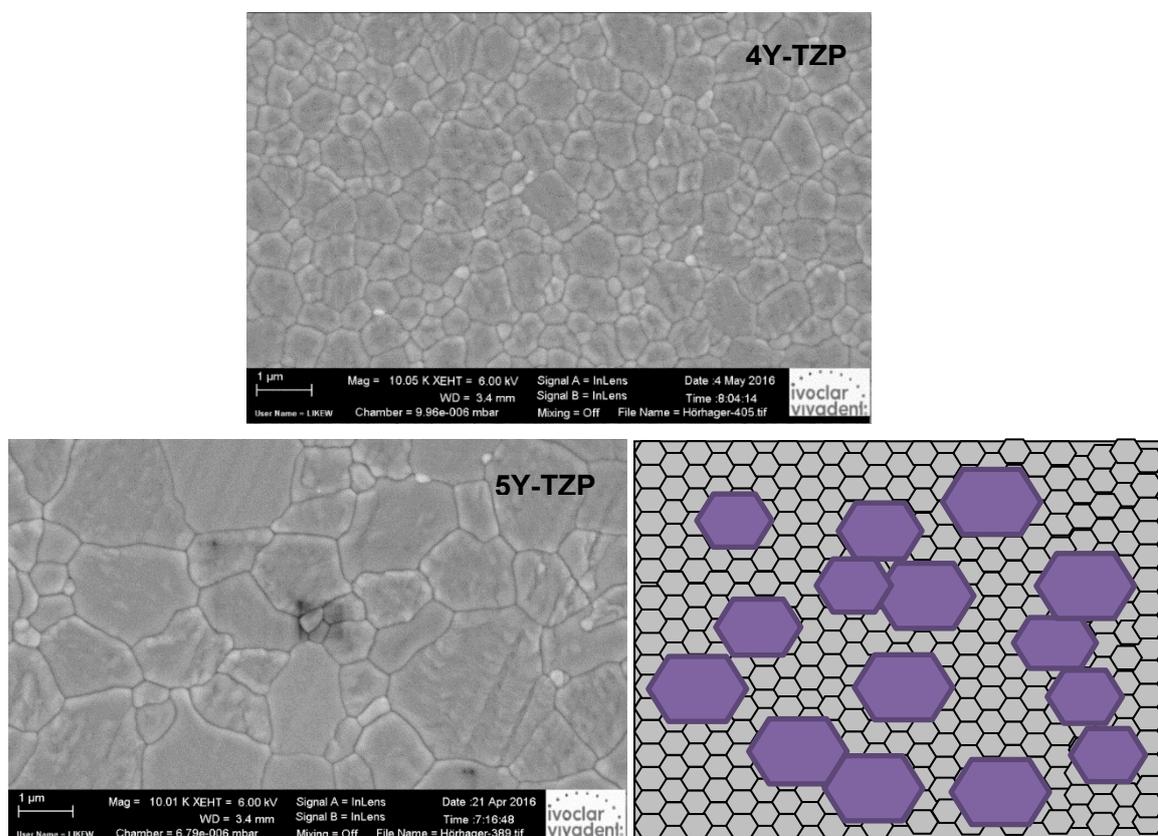


Figure 12 : Micrographie du matériau 4-Y-TZP (graphique supérieur), et 5Y-TZP et illustration schématique (graphiques inférieurs). L'illustration schématique montre la composition 50:50 de la phase quadratique (en gris) et cubique (en violet) dans 5Y-TZP.

Matériau	LiS ₂	3Y-TZP	4Y-TZP	5Y-TZP
Résistance à la flexion biaxiale [MPa]	500 ± 60	1000± 200(*)	750± 100(*)	600± 50(*)
Résistance à la propagation des fissures [MPa√m]	2,25 ± 0,25	5,00 ± 0,25	3,75 ± 0,25	2,40 ± 0,25
Dilatation thermique [μm/m*K]	10,15 ± 0,25	10,50 ± 0,25	10,40 ± 0,25	9,95 ± 0,25

Tableau 3 : Caractéristiques mécaniques de la vitrocéramique au disilicate de lithium (LiS₂) et de 3Y- / 4Y- et 5Y-TZP. (*) Par grattage/polissage des échantillons, les valeurs de résistance peuvent être augmentées jusqu'à 40% en raison de la formation de contraintes de compression dans la surface.

Un inconvénient certain de ces nouveaux matériaux ZrO₂ translucides est leur plus faible résistance à la propagation des fissures par rapport à 3Y-TZP. Les matériaux translucides ont de plus petites quantités de phase quadratique (75% dans 4Y-TZP et ~ 50% dans 5Y-TZP), conduisant à une possibilité réduite de transformation de quadratique à monoclinique et donc moins de durcissement par transformation. De plus, le CDT diminue avec l'augmentation de la teneur en Y₂O₃. La variété de CDT qui en résulte pour les différents produits à base de zircon peut conduire à des problèmes avec des matériaux de stratification qui ne sont pas spécifiquement conçus pour un type particulier de zircon, en ce qui concerne l'ajustement des différences de CDT entre l'armature et le cosmétique.

Les mélanges de poudres peuvent conduire à une augmentation de la résistance à la propagation des fissures. Il faut cependant garder à l'esprit que la résistance est contrôlée par la partie la plus faible de la microstructure, comme les pores ou les conglomerats de gros grains.

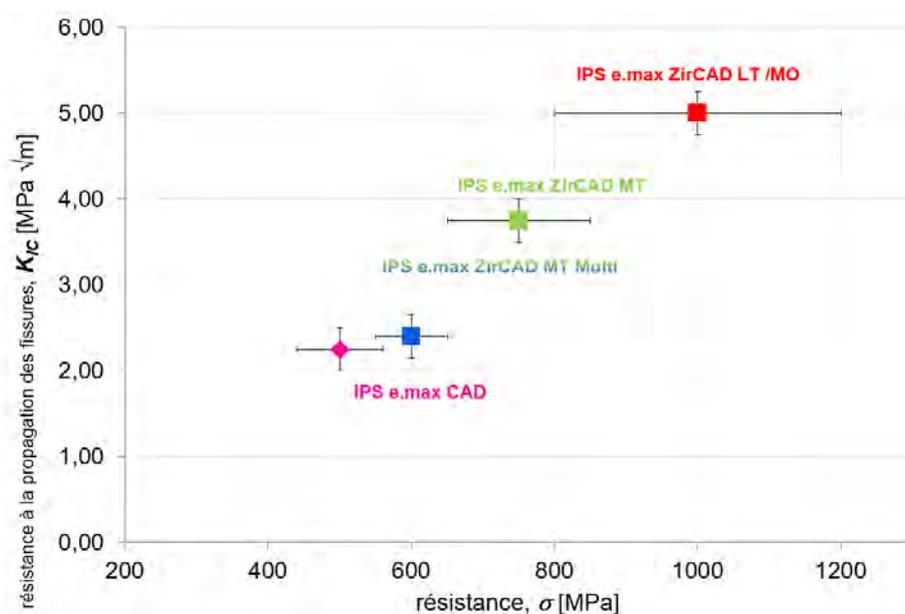


Figure 13 : Comparaison entre différents types de zircon (carrés bleu, vert et rouge) et IPS e.max CAD (carré rose). L'influence de l'augmentation de la teneur en yttrium sur la résistance et la résistance à la propagation des fissures est évidente.

En raison de cette réduction de la résistance et de la résistance à la propagation des fissures dans les produits hautement translucides, les indications se limitent aux couronnes anatomiques et aux bridges 3 éléments, avec des épaisseurs supérieures.

4 Données techniques

Produit	Catégorie de produit
IPS e.max ZirCAD	Oxyde de zirconium pour mise en œuvre par procédé CAD/CAM

Caractéristiques ⁴	Note(s)	Spécification		Unité
		MO, LT ⁵	MT ⁶	
Résistance à la flexion	7	≥ 900	≥ 700	MPa
Dilatation thermique linéaire (CDT)		10.0 ≤ CDT* ≤ 11.0 (*entre 25/100-500°C)	9.9 ≤ CDT* ≤ 10.9 (*entre 25-500°C)	10 ⁻⁶ K ⁻¹
Solubilité chimique		< 100	< 100	µg cm ⁻²
Température de transition vitreuse (τ _g)		N/A		°C
Radioactivité (²³⁸ U)		≤ 1		Bq g ⁻¹

Le produit répond aux critères de performance définis dans

EN ISO 6872:2015 - Dentistry – Ceramic materials (ISO 6872:2015)

⁴ Propriétés physiques et mécaniques

⁵ Classe 5 Type II conforme EN ISO 6872:2015

⁶ Classe 4 Type II conforme EN ISO 6872:2015. MT Multi inclus.

⁷ Biaxiale

5 Études scientifiques sur les matériaux (*in vitro*)

Bien que les résultats des examens *in vitro* ne puissent pas être directement appliqués à l'utilisation clinique d'un matériau, ils fournissent des informations importantes sur la façon dont le produit se comportera dans certaines conditions de test. Ces valeurs ne doivent pas être interprétées de manière absolue mais plutôt être lues et interprétées dans le contexte des dispositions et des conditions d'essai.

5.1 Résistance à la flexion

La norme ISO 6872: 2015 stipule une valeur minimale de 500 ou 800 MPa pour la résistance à la flexion, en fonction de la classe de matériau céramique dentaire.

Produit	LOT	Résistance à la flexion [MPa]		Type / Classe
		<i>résistance biaxiale, Piston sur trois boules (conforme DIN EN ISO 6872:2015), cuit</i>		<i>conformément à DIN EN ISO 6872:2015</i>
IPS e.max ZirCAD MT Multi (zone dentine) (4.25Y-TZP)	W01746	865	SD 115	II / 4
IPS e.max ZirCAD MT (4.25Y-TZP)	VM9002	881	SD 135	II / 4
IPS e.max ZirCAD LT (3Y-TZP, 0.05% Al ₂ O ₃)	V45910	1224	SD 144	II / 5
IPS e.max ZirCAD MO (3Y-TZP-A, 0.25% Al ₂ O ₃)	S13271	1201	SD 72	II / 5
BruxZir Anterior	Z0815434	721	SD 132	II / 5 (*)
NexxZr T	HVXBD	1013	SD 174	II / 5 (*)
NexxZr +	TAAABE	834	SD 121	II / 5 (*)
Zenostar MT	U33257	1093	SD 56	II / 4 (*)
Zenostar T	V15659	1184	SD 248	II / 5 (*)

Tableau 4 : Comparaison des valeurs de résistance des divers produits IPS e.max ZirCAD et des matériaux concurrents (SD (*Standard Deviation*) : écart-type) (*) Comme spécifié par le fabricant, parfois sans année (R&D Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Les valeurs mesurées sont représentées dans la Figure 14 :

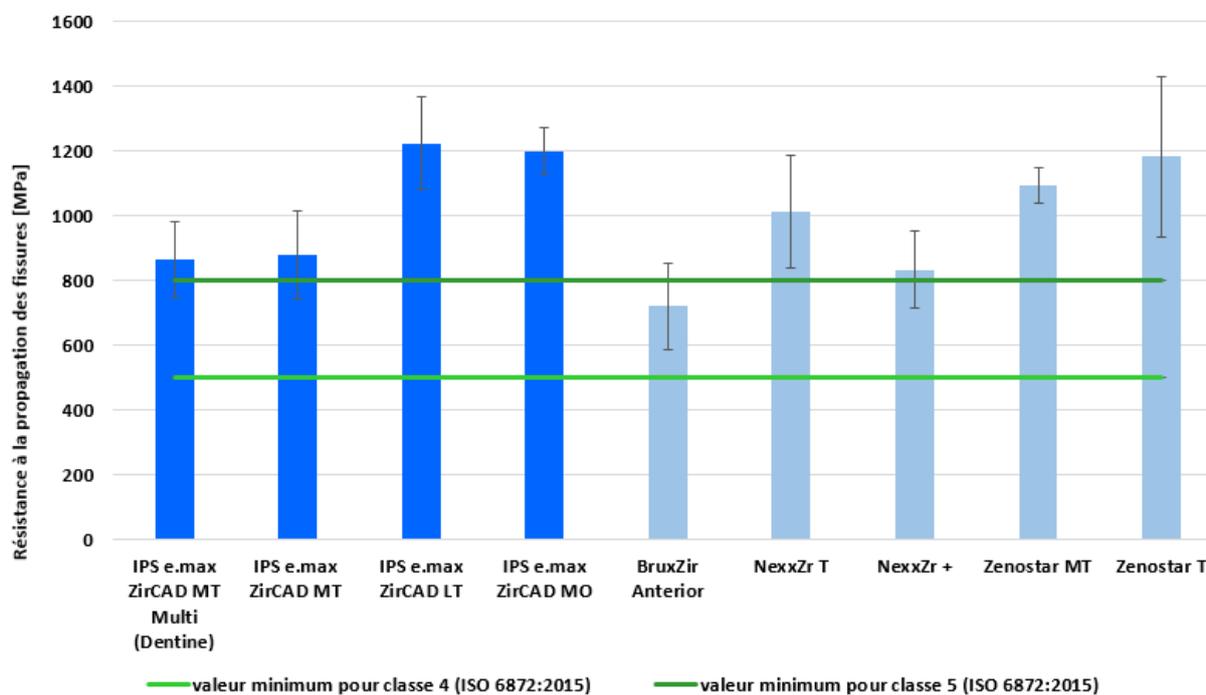


Figure 14 : Comparaison des valeurs de résistance à la flexion de divers produits IPS e.max ZirCAD et de matériaux concurrents. Les valeurs minimales selon ISO 6872: 2015 sont représentées par des lignes vertes.

- La résistance à la flexion biaxiale des différents produits IPS e.max ZirCAD est nettement supérieure aux valeurs minimales de 500 MPa (pour la classe 4) ou de 800 MPa (pour la classe 5) stipulées dans la norme.

5.2 Résistance à la propagation des fissures

Selon ISO 6872: 2015, la résistance à la propagation des fissures est simplement informative et aucune valeur de seuil n'a donc été définie. Néanmoins, la résistance à la propagation des fissures est une caractéristique importante des matériaux céramiques dentaires, car elle peut être utilisée pour tirer des conclusions sur d'autres propriétés telles que la résistance.

Produit	LOT	Résistance à la propagation des fissures [MPa \sqrt{m}]	
		Résistance à l'indentation Vickers	
IPS e.max ZirCAD MT Multi (Dentine)	V52128	3,6	SD 0,2
IPS e.max ZirCAD MT	VM9002	3,6	SD 0,15
IPS e.max ZirCAD LT	V45910	5,1	SD 0,1
IPS e.max ZirCAD MO	P79043	5,1	SD 0,1
BruxZir Anterior	Z0815434	2,4	SD 0,1
Katana UTML	DMSYE	2,2	SD 0,05
Pritimulti Disc	5YZ-L65-080515- W-007-18-014	3,2	SD 0,1
NexxZr T	XXBAF	4,9	SD 0,05
NexxZr +	XXAAD	5,1	SD 0,1

Tableau 5 : Comparaison des valeurs de résistance à la propagation des fissures de divers produits IPS e.max ZirCAD et de matériaux concurrents (SD : écart-type (*Standard Deviation*) (R&D Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL).

Les valeurs mesurées sont représentées dans la Figure 15 :

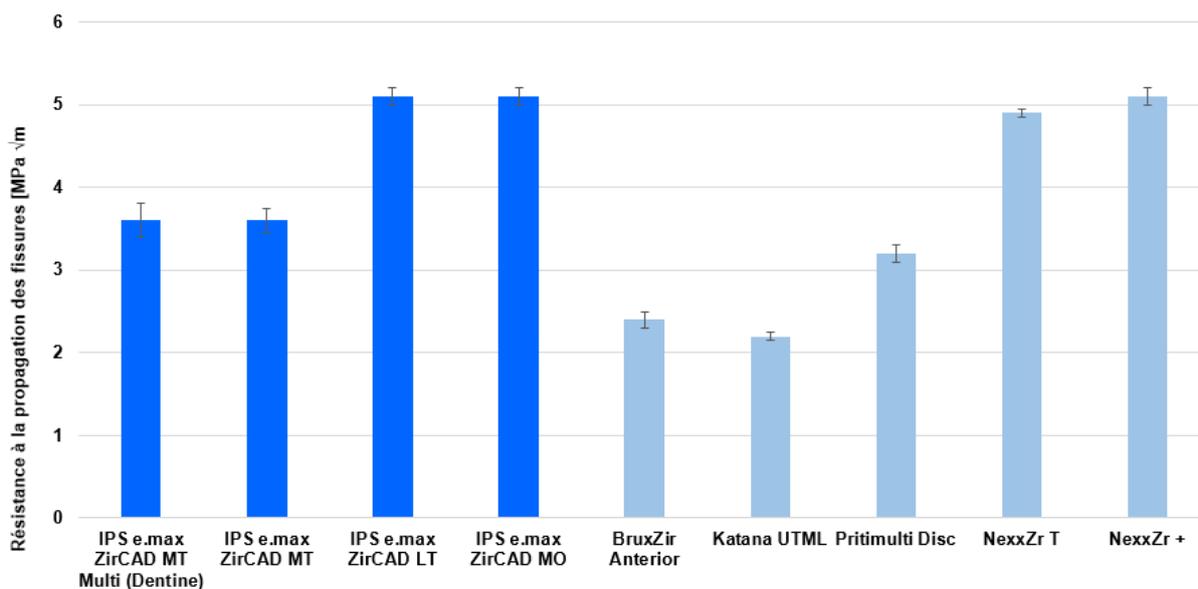


Figure 15 : Comparaison des valeurs de résistance à la propagation des fissures de divers produits IPS e.max ZirCAD et de matériaux concurrents.

5.3 Propriétés optiques

L'objectif du développement d'IPS e.max ZirCAD MT était d'utiliser au départ la matière première 5Y-TZP, pure et hautement translucide, pour pouvoir offrir un matériau zirconium anatomique hautement translucide. Au cours du développement, cependant, les limites d'une matière première à haute translucidité sont apparues évidentes : à une épaisseur cervicale d'environ 1,5 mm, la translucidité était si élevée qu'un die dyschromié ne pouvait pas être correctement masqué et qu'une perte énorme de luminosité en bouche était notée. Par conséquent, des mélanges de 5Y-TZP avec 3Y-TZP ont été testés pour trouver une opacité optimale pour des couronnes anatomiques en zirconium qui pourraient être utilisées pour des restaurations antérieures, et pour des épaisseurs d'environ 1,5 mm.

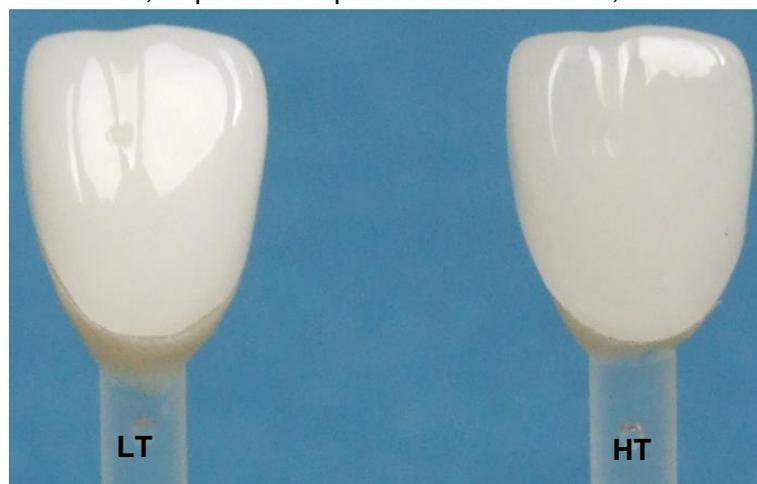


Figure 16 : Comparaison entre restaurations antérieures en zirconium translucide (LT, à gauche) et hautement translucide (HT, à droite). Le matériau HT ne couvre pas correctement le die et semble un peu gris. La translucidité est trop élevée dans la partie cervicale de la couronne.

Sur la base de l'image ci-dessus, il devient évident que l'opacité doit être ajustée pour s'adapter à l'indication clinique. D'une part, une dent ou une préparation dyschromiées doivent être suffisamment masquées, afin de ne pas trop perdre la luminosité de la restauration ; d'autre part, l'opacité doit être suffisamment faible pour que la zone occlusale/incisale ressemble encore esthétiquement à celle d'une dent naturelle. Cela dépend de l'épaisseur de la restauration souhaitée.

Puisque l'épaisseur est déterminée par les propriétés mécaniques, le niveau d'opacité correct doit être atteint pour les différents produits. La Figure 17 montre la relation entre l'opacité et l'épaisseur. Plus l'épaisseur est importante, plus l'opacité est élevée. Cette corrélation varie en fonction de la matière première appliquée. Plus l'épaisseur est faible, plus les différents matériaux zirconium ont une opacité similaire.

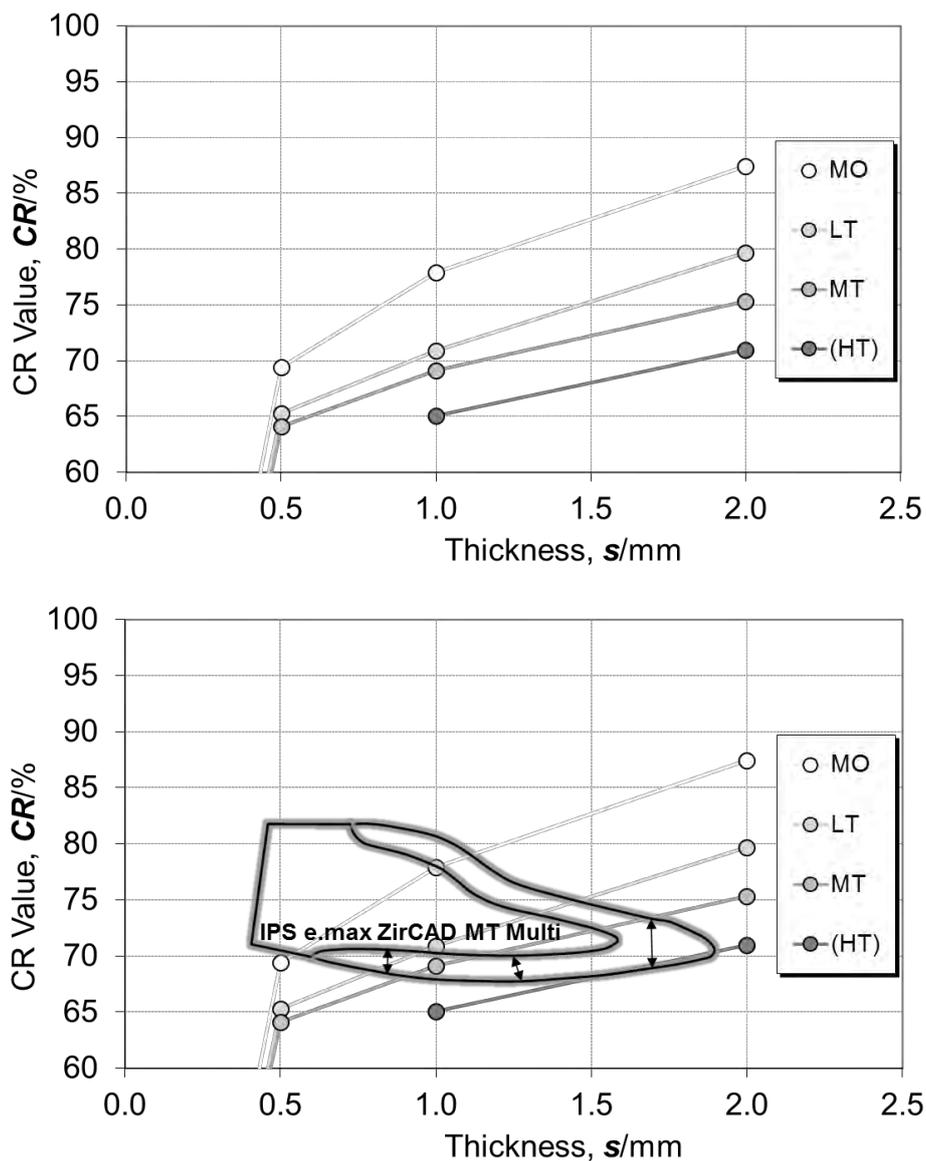


Figure 17 : Relation entre l'opacité CR et l'épaisseur. Dans le graphique inférieur, la section transversale d'une couronne antérieure IPS e.max ZirCAD MT Multi indique le concept du gradient de translucidité. MO = opacité moyenne, LT = faible translucidité, MT = translucidité moyenne et HT = haute translucidité.

Les résultats obtenus à partir des restaurations IPS e.max ZirCAD MT ont montré qu'en bouche, des restaurations très esthétiques peuvent être réalisées avec une épaisseur cervicale/périphérique de 1 mm et une opacité d'environ 68%. Par conséquent, IPS e.max ZirCAD MT Multi utilise la matière première MT dans la partie cervicale (voir le graphique Figure 17 ci-dessous). Dans la partie incisale, où l'épaisseur augmente naturellement jusqu'à 1,5 - 2 mm, la même opacité est obtenue avec le matériau HT (5Y-TZP). Par conséquent, IPS e.max ZirCAD MT Multi a un gradient de la composition de 4Y-TZP jusqu'à 5Y-TZP, ce qui crée un aspect naturel en bouche. La partie incisale en particulier est caractérisée par une transmission naturelle de la lumière, de sorte qu'IPS e.max ZirCAD MT Multi peut être utilisé pour des restaurations antérieures sans application de céramique de stratification. IPS e.max ZirCAD LT (matériau LT) peut être utilisé comme zircone anatomique avec une bonne esthétique en supposant une épaisseur de 0,5 à 0,8 mm. Pour IPS e.max ZirCAD LT, des épaisseurs > 0,9 mm rendent la restauration trop opaque et trop lumineuse. Par conséquent,

une stratification minimale est recommandée dans les parties occlusales ou incisales, lors de l'utilisation d'IPS e.max ZirCAD LT.

5.4 Abrasion : Matériaux monolithiques - Abrasion des céramiques et des antagonistes

Traditionnellement, les principales difficultés rencontrées avec les restaurations à base de zirconium sont liées aux éclats de la céramique de stratification. Cela a conduit à l'introduction de techniques telles que la technique CAD-on, qui consiste à assembler une armature IPS e.max ZirCAD avec IPS e.max CAD, et à l'apparition des restaurations translucides entièrement anatomiques en zirconium.

La popularité et l'utilisation des céramiques à base de zirconium ont augmenté ces dernières années. Le succès clinique des couronnes et des prothèses dentaires fixes à base de zirconium a également été démontré dans plusieurs études [14-18]. Les restaurations monolithiques usinées en zirconium, avec des matériaux plus translucides et plus esthétiques, sont également devenues plus populaires [14].

Comme le zirconium est considérablement plus dur que beaucoup d'autres matériaux céramiques, cela a suscité des inquiétudes quant à l'abrasion des dents antagonistes. Dans leur évaluation clinique, Stober et coll. [14] ont conclu que bien que les couronnes en zirconium monolithique provoquent une plus grande abrasion de l'antagoniste que les dents naturelles, elles en provoquent moins que d'autres céramiques dentaires. En résumant les résultats des études *in vitro*, ils notent également que le consensus est que le zirconium correctement poli ne provoque pas d'abrasion excessive ni de détérioration de l'émail et aboutit en fait à une moindre abrasion de l'antagoniste que les autres céramiques [19-24]. Le polissage de la surface des restaurations anatomiques (monolithiques) en zirconium est donc recommandé car l'effet sur l'abrasion des dents naturelles antagonistes est favorable [19; 25].

5.5 IPS e.max ZirCAD et les différentes techniques de stratification

Les études suivantes ont étudié la résistance à la rupture, la fatigue, la fiabilité et la résistance au cisaillement des restaurations IPS e.max ZirCAD, selon les différentes techniques possibles : stratification avec IPS e.max Ceram, surpressée avec IPS e.max ZirPress ou assemblage avec le cosmétique usiné IPS e.max CAD (CAD-on).

5.5.1 Effet de la technique de stratification sur la fatigue des couronnes tout céramique à base de zirconium.

P. Guess, P. Coelho, V. Thompson. College of Dentistry, New York University, USA [26]

Objectif : Évaluer la différence de fiabilité et les modes d'échec des couronnes Y-TZP stratifiées par technique de pressée, stratification conventionnelle ou technique IPS e.max CAD-on. L'hypothèse nulle suppose aucune différence de fiabilité ou de mode d'échec entre les techniques.

Méthode : 63 échantillons de couronnes multicouches avec un noyau IPS e.max ZirCAD ont été fabriqués selon les 3 techniques suivantes : **surpressée** avec IPS e.max ZirPress, **stratification** avec IPS e.max Ceram et **IPS e.max CAD-on** avec IPS e.max CAD. Chaque groupe comprenait 21 échantillons.

Toutes les couronnes ont été fabriquées en utilisant une armature unitaire standard de molaire mandibulaire (0,5 mm d'épaisseur), avec une épaisseur identique pour l'armature IPS e.max ZirCAD et la céramique de stratification. Metal Zirconia Primer a été appliqué sur les intrados, puis toutes les couronnes ont été collées, avec Multilink Automix, sur des dies en résine composite vieillis par immersion dans l'eau pendant au moins 60 jours (Tetric EvoCeram A2). 3 couronnes de chaque groupe ont fourni des données de charge à la rupture. 18 couronnes ont fourni des données sur des tests de fatigue échelonné des mouvements buccaux en utilisant une machine ayant un déplacement par glissement d'une fraise en tungstène (r = 3,18 mm) 0,7 mm (lingualement) vers le bas de la cuspside disto-vestibulaire avec des niveaux de stress croissants appliqués séquentiellement jusqu'à l'échec. L'échec consistait en éclats de la céramique de stratification et en fissures cônes atteignant l'interface cosmétique-armature.

Résultats I : Charge unique à la rupture (n = 3 par groupe)

Les couronnes pressées et stratifiées de manière conventionnelle ont toutes révélé des fractures limitées à la structure de recouvrement. Les couronnes IPS e.max CAD ont résisté à des niveaux de charge significativement plus élevés (2699 ± 243 N) jusqu'à la rupture de la structure de recouvrement et de la céramique d'armature (voir Figure 18).

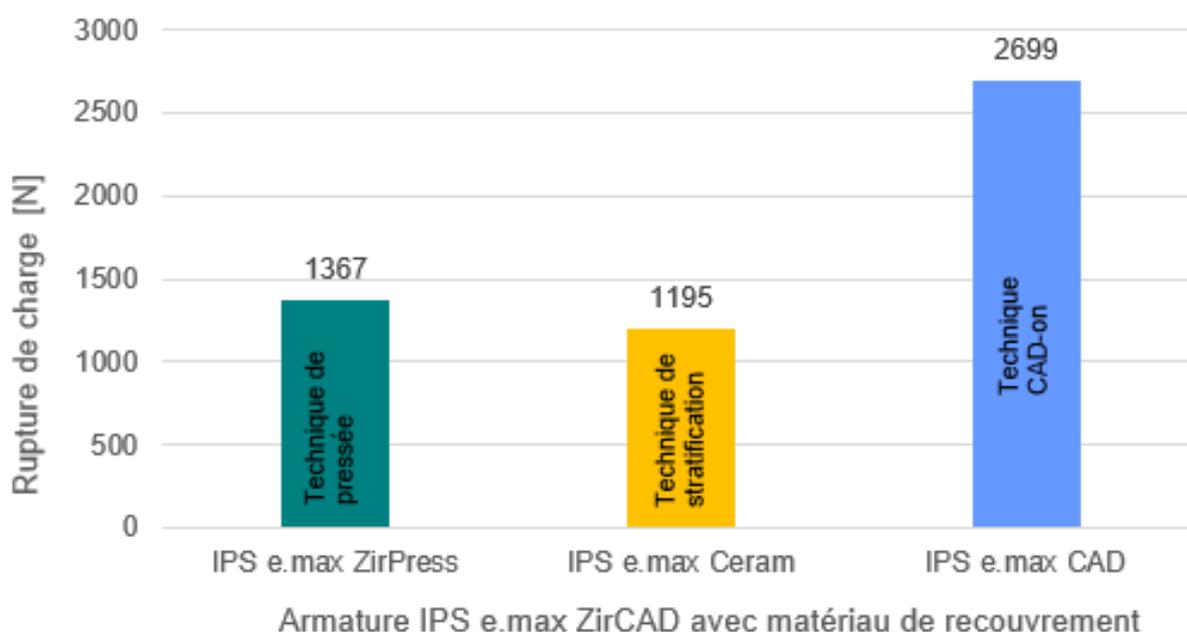


Figure 18 : Résultats de la charge unique à la rupture de l'armature IPS e.max ZirCAD avec différentes structures de recouvrement en céramique appliquées en utilisant les techniques de pressée, de stratification et IPS e.max CAD-on.

Résultats II : Test de fatigue échelonné des mouvements buccaux (n = 18 par groupe)

49% des couronnes stratifiées de manière conventionnelle présentaient un début de fissure avant une rupture catastrophique sous la forme d'éclat sur la partie cosmétique. Cependant, des fissures étendues avant la rupture n'ont pas été observées dans le groupe pressé. Aucune fissure de l'armature IPS e.max ZirCAD n'a été observée dans aucun groupe. Les couronnes IPS e.max CAD-on ne présentaient pas de fractures réelles. Toutes les couronnes IPS e.max

CAD-on ont survécus car il n'y avait pas de défaillance suite à la charge à la rupture choisie de 900 N et après un maximum de 170 K cycles.

Résultats III : Les données de fiabilité (Tableau 6), calculées à 50 000 cycles et 200 N de charge, indiquent que les dommages cumulatifs entraîneraient une défaillance du cosmétique (en raison d'éclats) dans 2% des IPS e.max ZirPress, 5% des IPS e.max Ceram et aucun des cosmétiques IPS e.max CAD.

Matériau de stratification	IPS e.max ZirPress	IPS e.max Ceram	IPS e.max CAD
Supérieur à 90% CI	0,99	0,99	1,0
Valeur	0,98	0,95	1,0
Inférieur à 90% CI	0,91	0,80	1,0
Survivants	0	0	18

Tableau 6 : Comparaison de la fiabilité de différentes techniques de stratification.

Conclusion : Les suprastructures en disilicate de lithium fabriquées par CFAO et fusionnées à des armatures en zircon ont donné des couronnes hautement résistantes à la fatigue, ne présentant aucune sensibilité à 900 N de test de fatigue échelonnés des mouvements buccaux. Les couronnes fabriquées avec la technique IPS e.max CAD-on étaient plus fiables, n'indiquant aucun risque d'éclat.

5.5.2 Effet des techniques de recouvrement sur la résistance de la liaison des systèmes à base de zircone

T. Yilmaz, et F. A. University Selcuk, Konya, Turquie [27]

Objectif : Le but de cette étude était de comparer la résistance au cisaillement (SBS) d'un matériau d'armature zircone stratifié, en utilisant différentes techniques de fabrication.

Méthode : 60 échantillons IPS e.max ZirCAD ont été découpés et frittés (15 x 11 x 3 mm). Les spécimens ont ensuite été divisés en trois groupes, recouverts selon 3 techniques différentes (n = 20) : Surpressée avec IPS e.max ZirPress, stratification avec IPS e.max Ceram ou recouvrement avec IPS e.max CAD, c'est-à-dire avec la technique CAD-on. Les groupes stratifiés et surpressés ont été préalablement recouverts de ZirLiner (Ivoclar Vivadent). Les échantillons ont été soumis à une force de cisaillement à l'aide d'un dispositif de test universel. La charge a été appliquée à une vitesse de traverse de 0,5 mm/min jusqu'à la rupture. Les SBS moyens (MPa) ont été analysés avec des tests ANOVA à un facteur et Tukey (P <0,05). Les spécimens défectueux ont été examinés sous stéréomicroscope à x40 pour classer le mode de rupture (cohésive, mixte ou adhésive).

Résultats : Les valeurs moyennes de SBS étaient de 12,23 (\pm 3,04) MPa pour le groupe surpressé, 14,27 (\pm 4,45) MPa pour le groupe stratifié, et 31,89 (\pm 5,83) MPa pour le groupe CAD-on. Les tests ANOVA et Tukey ont révélé que le groupe recouvrement CAD/CAM présentait des valeurs de SBS significativement plus élevées dans tous les groupes de test (P = 0,00). Il n'y avait pas de différence significative entre les groupes stratification et surpressée (P = 0,347).

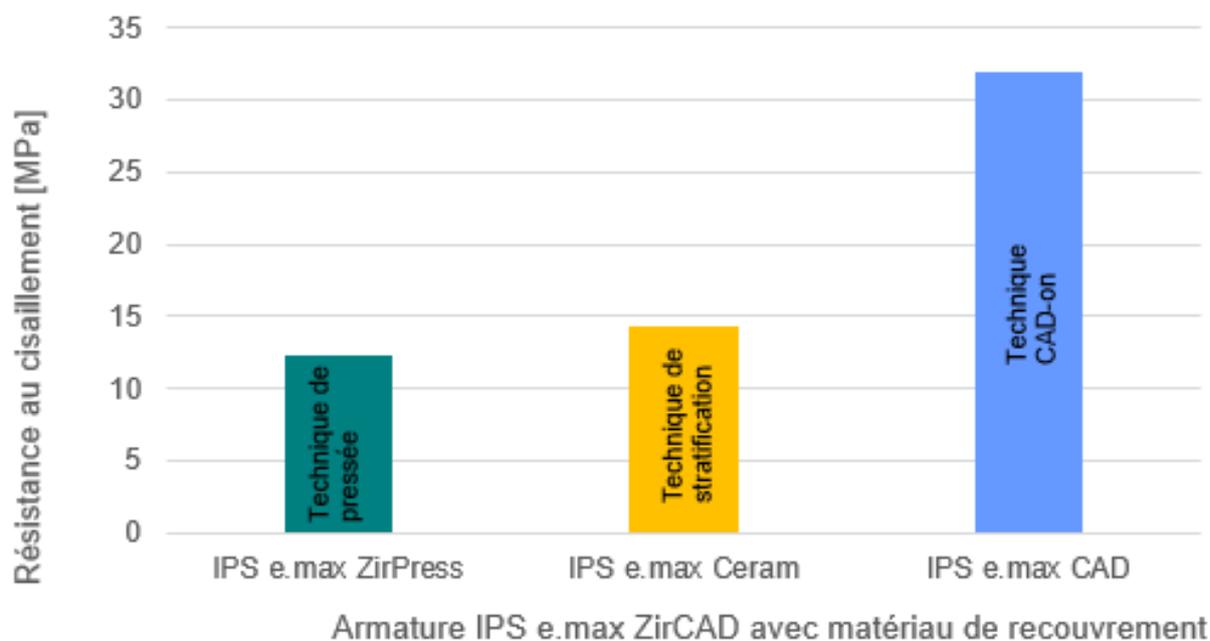


Figure 19 : Résistance au cisaillement des armatures IPS ZirCAD avec différentes structures de recouvrement.

Le mode de défaillance de type mixte est celui qui a été le plus observé dans tous les groupes. Des ruptures cohésives dans la céramique ont été observées dans les groupes de stratification

et de surpressée. Les défauts d'adhésion entre la zircone et la céramique ont été observés uniquement dans le groupe recouvrement CAD/CAM.

Conclusions : La technique de recouvrement CAD/CAM a montré la liaison la plus élevée à l'armature en zircone. Cette technique peut éviter la délamination et les éclats de la céramique dans les restaurations à base de zircone.

5.6 Zircone monolithique - Épaisseur et résistance à la fatigue

Comme on l'a vu dans les études précédentes, les restaurations à base de zircone ont traditionnellement été stratifiées, notamment en raison de leur manque de translucidité. Plus récemment, des zircons tout céramique monolithiques ont été introduites dans des teintes plus translucides. La zircone monolithique offre un certain nombre d'avantages par rapport à la résistance globale du matériau, l'élimination du risque d'éclat et la réduction de la quantité d'espace occlusal requise.

Une étude interne destinée à simuler le vieillissement en bouche a été réalisée avec des couronnes postérieures monolithiques fabriquées à partir de disques IPS e.max ZirCAD MT qui sont indiqués pour une épaisseur minimale de 0,8 mm. Les couronnes de cette étude ont été produites avec une épaisseur constante encore plus faible : 0,5 mm. Après l'usinage, les attaches ont été retirées et chaque couronne a été glacée deux fois avec IPS Ivocolor. Les couronnes en zircone ont ensuite été collées adhésivement aux piliers PMMA à l'aide du système Multilink Automix. Les piliers ont été sablés (110 µm) à 2 bar, de même que l'intrados des couronnes (50 µm, 1 bar). Multilink Primer A et B a été appliqué sur le PMMA et Monobond Plus dans l'intrados de la couronne. Les couronnes collées ont ensuite été stockées en conditions sèches pendant au moins 24 heures à 37 ° C. Les couronnes ont été placées dans un simulateur de mastication avec un antagoniste en acier pendant 200 000 cycles (0,9 Hz) à une charge de 150 N (n = 4) et 170 N (n = 4) et évaluées sur les fissures ou fractures. Le thermocycle a été effectué avec des changements de température réguliers de 5°C à 55°C. Les couronnes ont été contrôlées 4 fois par jour.

Les études cliniques ont montré que la charge de mastication des dents naturelles se situe entre 100 et 150 N [28]. Les couronnes IPS e.max ZirCAD MT de cette étude ont supporté des charges similaires ou plus élevées (150N / 170N) sans aucune fracture observée à chaque niveau. Comme l'étude a été réalisée en utilisant des couronnes d'une épaisseur inférieure à celle recommandée, cette étude représente le « pire des cas » et toutes les couronnes ont survécu intactes.

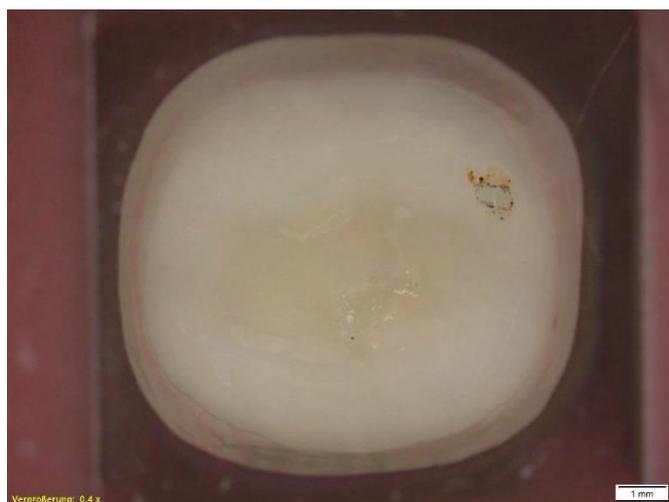


Figure 20 : Couronnes postérieures IPS e.max ZirCAD MT après 200 000 cycles de chargement dynamique à 170N.

On peut donc conclure que les couronnes IPS e.max ZirCAD MT d'une épaisseur minimale de 0,8 mm offrent une résistance à la fatigue plus que suffisante.

6 Investigations cliniques avec IPS e.max ZirCAD

6.1 Couronnes et bridges IPS e.max ZirCAD stratifiés avec IPS e.max Ceram

Étude prospective des restaurations à base de zircone : résultats cliniques sur 3 ans
Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhof D, Güth J-F, Naumann M. [29]

Objectif : Évaluer la performance clinique de couronnes et bridges IPS e.max ZirCAD stratifiés avec IPS e.max Ceram.

Méthodes : 38 patients ont reçu 68 restaurations (18 bridges et 50 couronnes unitaires). Les armatures en zircone ont été usinées par technologie CAD/CAM et stratifiées avec IPS e.max Ceram en stratification traditionnelle. Toutes les restaurations ont été scellées avec un verre ionomère. L'évaluation de base a été réalisée 2 semaines après le scellement, avec des examens de rappel à 12, 24 et 36 mois par des investigateurs calibrés. Une image MEB a été réalisée sur des répliques de toutes les restaurations. Les probabilités de survie selon Kaplan Meier ont été calculées.

Résultats : Le temps moyen de service était de 35 (+/- 14) mois. Après trois années de service clinique, trois échecs biologiques et cinq échecs techniques ont été enregistrés. Toutes les défaillances se sont produites dans le groupe des bridges. Un bridge a été retiré après une défaillance biologique d'une dent pilier. La probabilité de survie de Kaplan-Meier était de 88,2% après 35 mois pour tous les types de défaillances et de 98,5% pour les restaurations en service. Aucune différence dans les paramètres gingivaux mesurés sur les dents restaurées et témoins n'a été observée.

Conclusions : IPS e.max ZirCAD stratifié avec IPS e.max Ceram semble être une option de traitement fiable.

6.2 IPS e.max ZirCAD stratifié avec IPS e.max CAD ou IPS e.max Ceram

Prothèses fixes postérieures trois éléments en zircone recouvertes avec des céramiques stratifiées et usinées (CAD-on) : suivi à 1 an d'un essai clinique contrôlé randomisé.

Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Université de Zürich, Suisse.[30]

Objectif : Le but de cet essai clinique multicentrique contrôlé randomisé était de comparer les prothèses dentaires fixes en zircone stratifiées avec une céramique de stratification CAD/CAM au disilicate de lithium (CAD-on) ou une céramique de stratification manuelle, afin d'évaluer les résultats techniques, biologiques et de survie.

Méthode : Soixante patients ayant besoin d'un bridge postérieur trois éléments ont été inclus. Les armatures en zircone (IPS e.max ZirCAD) ont été réalisées avec un système CAD/CAM (Cerec inLab 3D / Cerec inEOS inLab). Trente restaurations prothétiques ont ensuite été stratifiées avec une céramique CAD/CAM au disilicate de lithium (IPS e.max CAD HT) par technique CAD-on (groupe de test). Les trente autres ont été stratifiées avec une céramique de stratification zircone (IPS e.max Ceram) (groupe témoin). Pour l'évaluation clinique au départ, 6 et 12 mois, les critères du Service de santé publique des États-Unis (USPHS) ont été utilisés. Le résultat biologique a été jugé en comparant l'enregistrement de contrôle de plaque (PCR), le saignement au sondage (BOP) et la profondeur de poche de sondage (PPD). Les données ont été analysées statistiquement.

Résultats : Cinquante-six patients ont été examinés à un suivi moyen de 13,9 mois. Au suivi à 1 an, le taux de survie était de 100% dans le groupe test et dans le groupe témoin. Aucune différence significative des résultats techniques n'est apparue. L'éclat majeur s'est produit dans le groupe témoin (n = 3) et l'éclat mineur prédominant dans le groupe test (mineur n = 2, majeur n = 1). Aucun problème biologique ou différence n'a été trouvé.

Conclusions : Les deux types de restauration zircone ont montré de très bons résultats cliniques sans différences entre les groupes. Les éclats se sont produits dans les deux types de restaurations, en petites quantités, mais l'étendue des éclats était différente. Les restaurations de type CAD-on présentaient principalement des ébréchures mineures, et les autres restaurations témoins des ébréchures majeures.

6.3 IPS e.max ZirCAD stratifié avec IPS e.max ZirPress ou IPS e.max Ceram

Essai clinique contrôlé randomisé portant sur des prothèses dentaires fixes postérieures trois éléments, en zircone, avec des céramiques de recouvrement stratifiées ou pressées : résultats sur 3 ans

Naenni, N, Bindl, A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. University of Zürich, Suisse. [31]

Objectif : Le but de cette étude était de tester si oui ou non les prothèses dentaires fixes postérieures en zircone avec céramique de recouvrement pressée présentent moins d'éclats que les prothèses fixes avec céramiques stratifiées.

Méthode : Quarante patients ayant besoin d'une prothèse fixe maxillaire ou mandibulaire trois éléments dans la zone deuxième prémolaire ou molaire ont été recrutés et traités dans deux centres distincts à l'Université de Zurich selon le même protocole d'étude. Les armatures ont été usinées à partir de blocs de zircone partiellement frittée Y-TZP (IPS e.max ZirCAD) en utilisant un système CAD/CAM (Cerec Sirona, Bensheim, Allemagne). Les patients ont ensuite été répartis au hasard soit dans le groupe de test (armatures en zircone recouvertes de céramique pressée, IPS e.max ZirPress, n = 20) ou le groupe témoin (céramique stratifiée, IPS e.max Ceram, n = 20). Toutes les prothèses ont été collées et évaluées au départ (c.-à-d. lors du collage), à 6 mois et à 1 et 3 ans de service clinique. La survie de la reconstitution a été enregistrée. Le résultat technique a été évalué à l'aide des critères modifiés des Services de santé publique des États-Unis (USPHS). Les paramètres biologiques ont été analysés en utilisant des dents piliers et des dents analogues non restaurées, y compris la profondeur de poche au sondage (PPD), l'enregistrement de contrôle de plaque (PCR), le saignement au sondage (BOP) et la vitalité dentaire (CO₂). Les données ont été analysées de manière descriptive et la survie a été calculée en utilisant les statistiques de Kaplan-Meier.

Résultats : 36 patients (18 dans le groupe test et 18 dans le groupe témoin) ont été examinés après un suivi moyen de 36 mois. La comparaison de groupe a été réalisée par tabulation croisée, montrant une répartition égale des dents restaurées parmi les groupes. Le taux de survie était de 100% pour les deux groupes (test et témoin). Les éclats de la céramique de recouvrement a eu tendance à se produire plus fréquemment dans le groupe test (n = 8; 40%) que dans le groupe témoin (n = 4; 20%), mais ce n'était pas significatif (p = 0,3). Aucune différence supplémentaire des résultats techniques ou biologiques des groupes test et témoin n'a été trouvée.

Conclusions : Les restaurations zircone avec céramiques pressées et stratifiées présentent des résultats similaires à 3 ans. Une tendance à plus d'éclats de la céramique de recouvrement pressée a cependant été observée.

6.4 IPS e.max ZirCAD : Monolithique ou stratifiée vs. IPS e.max CAD et IPS Empress CAD

Taux de fractures et estimations de durée de vie des restaurations CAD/CAM tout céramique.

Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. [32]

Objectif : Utiliser un grand ensemble de données provenant d'un centre d'usinage à l'échelle industrielle en Allemagne afin d'évaluer la fracture et la survie de diverses restaurations postérieures CAD/CAM tout céramique.

Méthode : Les données de fracture / remplacement pour 34 911 restaurations (usinées, traitées et polies dans la même entreprise, selon les mêmes directives pour chaque système de restauration) ont été analysées rétrospectivement. Les fractures des bridges, des couronnes, des onlays et des inlays fabriqués à partir de différents systèmes céramiques sur une période de 3,5 ans ont été publiées pour analyse. Les systèmes de restauration suivants ont été inclus : Zenostar monolithique, CAD-on (IPS e.max ZirCAD recouvert avec IPS e.max CAD), IPS e.max ZirCAD stratifié traditionnellement, IPS e.max CAD et IPS Empress CAD. Les systèmes Zenostar et CAD-on impliquaient des couronnes et des bridges ; IPS e.max ZirCAD stratifié ne comportait que des bridges. Les restaurations IPS e.max CAD comprenaient des couronnes, des onlays et des inlays et IPS Empress CAD était utilisé pour les onlays et les inlays.

Les données étaient anonymes concernant les patients et les cabinets dentaires et ont été filtrées selon le type de restauration seulement. Constructions unitaires fixes (couronnes, onlays et inlays) et plurales (bridges 3, 4, 5 éléments) sur les dents naturelles en zone postérieure. Au cours de la période, 491 fractures ont été signalées. Les statistiques de survie et les estimations de durée de vie basées sur les distributions de fractures ont ensuite été calculées.

Résultats : Un total de 34 911 restaurations ont été analysées à partir desquelles 491 (1,4%) événements de fracture ont été enregistrés.

Comparaison des types de restauration : En résumé, aucune fracture n'est survenue dans le groupe monolithique Zenostar. Les bridges IPS e.max CAD-on et les bridges IPS e.max ZirCAD stratifiés n'ont montré aucune différence significative de survie. Les couronnes CAD-on se sont révélées nettement meilleures que les couronnes monolithiques IPS e.max CAD dans cette étude. Pour les onlays et les inlays, IPS e.max CAD a nettement mieux performé en termes de survie qu'IPS Empress CAD.

Comparaison du type de matériau : Les restaurations CAD-on sont significativement plus performantes lorsqu'elles sont utilisées comme couronnes que comme bridges. La survie des restaurations IPS e.max CAD a mieux fonctionné en tant qu'inlays ou onlays qu'en tant que couronnes. IPS e.max CAD a montré des performances significativement meilleures que l'IPS Empress CAD à base de leucite pour les onlays et inlays. Il n'y a pas eu d'événements de

fracture pour les bridges IPS e.max ZirCAD stratifiés et très peu (n = 3) de fractures impliquant des restaurations monolithiques Zenostar.

Conclusions : Cette étude comporte certaines limites en ce sens que les patients qui déménagent et qui visitent potentiellement de nouveaux dentistes avec d'autres prothésistes dentaires ne sont pas inclus ; néanmoins, un grand nombre de patients est difficile à recruter et à observer sur de longues périodes. Par conséquent, cette étude offre une méthode non conventionnelle mais utile pour analyser des ensembles de données plus volumineux.

Le taux global de fractures était très faible pour tous les matériaux (1,4%). En ce qui concerne l'oxyde de zirconium, aucune fracture n'a été signalée pour les bridges IPS e.max ZirCAD, même si on peut supposer que des éclats ont pu se produire mais que leurs conséquences n'ont pas entraîné leur remplacement et donc leur renvoi au centre d'usinage. Les prothèses en zircone monolithique (Zenostar) ont montré des performances cliniques prometteuses sans défaillance dans les 8,5 premiers mois de mise en place. Dans l'ensemble, tous les systèmes de restauration évalués ont montré de très bonnes performances cliniques.

6.5 IPS e.max ZirCAD recouvert avec IPS e.max CAD : résultats sur 4 ans

Comportement clinique à 4 ans de restaurations CAD-on (disilicate de lithium fusionné à l'oxyde de zirconium).

R. Watzke, S. Huth, L. Enggist, A. Peschke. Clinique Dentaire R&D Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein [33]

Objectif : Évaluation clinique des restaurations tout céramique au disilicate de lithium fusionné à l'oxyde de zirconium (IPS e.max CAD Veneering Solutions) après 4 ans d'observation.

Méthode : 25 restaurations CAD-on (IPS e.max CAD HT fusionné à IPS e.max ZirCAD), ont été fabriquées par technique CAD/CAM (Cerec v.3.80, Sirona, Allemagne) en combinaison avec un procédé innovant de fusion céramique (Ivomix et IPS e.max CAD Crystall./Connect). Les restaurations comprenaient des couronnes (n = 20) et bridges 3 éléments (n = 5) dento- et implanto-portés. Toutes les restaurations CAD-on ont été scellées de manière conventionnelle et examinées après une période d'observation clinique de 4 ans au moyen de critères FDI pour l'évaluation des restaurations indirectes. [34] L'évaluation couvrait les propriétés esthétiques (A), fonctionnelles (B) et biologiques (C).

Résultats : Après 4 ans d'observation clinique, toutes les restaurations CAD-on ont été jugées «excellentes» à «bonnes» par rapport aux propriétés esthétiques, fonctionnelles et biologiques examinées. Une couronne n'a pas pu être examinée en raison d'une perte de la reconstitution de moignon d'une dent traitée par endodontie. Un cas avec un bridge 3 éléments est montré ci-dessous au départ et après 4 ans.



Figure 21 : Exemple clinique de technique CAD-on (IPS e.max ZirCAD / recouvrement IPS e.max CAD HT) :
bridge 3 éléments sur dents 35-37. A gauche : Au départ ; A droite : Après 4 ans.

Conclusion : L'étude clinique a montré que les restaurations CAD-on allient haute résistance et esthétique naturelle. Aucun éclat ni fracture n'a été détecté, ce qui contraste directement avec les taux d'éclats relativement élevé rapporté dans la littérature pour les armatures en oxyde de zirconium avec stratification classique [35]. Suite à une équilibration occlusale après scellement et 4 ans de fonction occlusale, 67% des restaurations ont montré de petites zones avec un brillant satiné (noté «bon»). Ces surfaces ne peuvent être détectées que par un examen plus approfondi. En résumé, les restaurations tout céramique CAD-on fabriquées avec IPS e.max CAD fusionné à IPS e.max ZirCAD semblent parfaitement indiquées pour les couronnes et les bridges 3 éléments dento- et implanto-portés. Ces résultats sont conformes aux données à 12, 24 et 36 mois.

6.6 Bridges-inlays IPS e.max ZirCAD surpressés avec IPS e.max ZirPress

Comportement clinique des bridges-inlays tout céramique après 18 mois

R. Watzke, A. Peschke, J-F. Roulet. Clinique Dentaire R&D Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein [36]

Objectif : Évaluer le comportement clinique de bridges-inlays tout céramique après une période moyenne d'observation de 18 mois.

Méthode : 20 bridges-inlays 3 éléments tout céramique (armature IPS e.max ZirCAD plus recouvrement IPS e.max ZirPress) ont été collés (technique de mordantage total) et cliniquement évalués après une période d'observation moyenne de 18 mois en utilisant les critères d'évaluation FDI pour les restaurations indirectes [37]. Ces critères incluent les propriétés esthétiques, fonctionnelles et biologiques. Une évaluation semi-quantitative de chaque restauration a également été réalisée.

Résultats : Après la période d'observation moyenne de 18 mois, tous les bridges-inlays étaient fonctionnels.

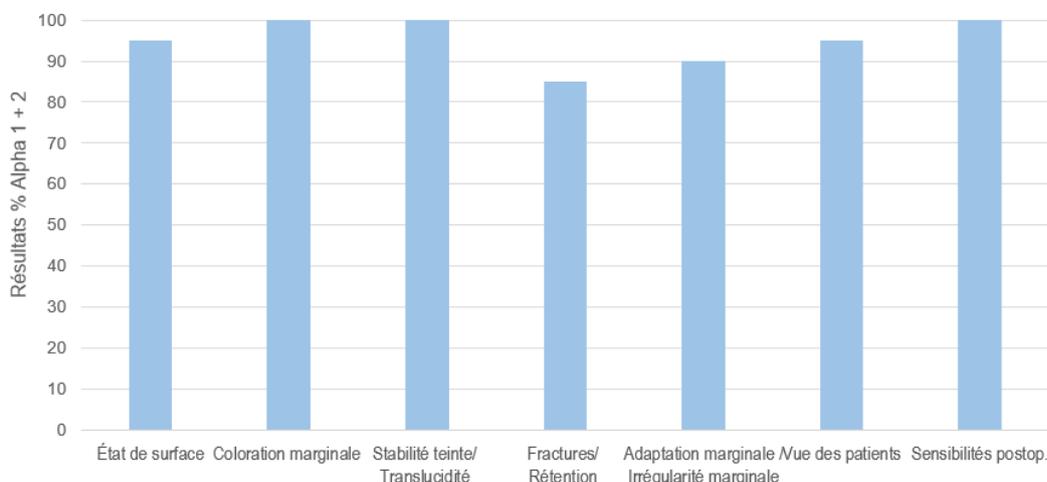


Figure 22 : Pourcentage des scores Alpha 1 et 2 pour diverses caractéristiques des bridges-inlays tout céramique.

Le graphique montre le pourcentage de restaurations obtenant le score Alpha 1 (excellent / très bon) ou 2 (bon / très bon après correction) pour différentes caractéristiques. 100% des restaurations ont obtenu un score Alpha 1 ou 2 pour la coloration marginale, la stabilité de la couleur et la sensibilité postopératoire. Dans un cas, le matériau de recouvrement s'est fracturé (incluant la limite). La restauration a été réparée et le bridge-inlay est toujours en fonction. Deux restaurations (10%) ont été évaluées Beta (suffisantes, pas d'effets inacceptables) pour l'adaptation marginale.

L'évaluation semi-quantitative a révélé des valeurs moyennes de coloration marginale de 1,75% ($\pm 2,45$) et des irrégularités marginales de 7,25% ($\pm 7,52$) de la longueur totale de la limite du bridge.

Conclusion : Après un délai moyen de 18 mois de service clinique, 95% des bridges-inlays 3 éléments tout céramique présentaient un comportement clinique excellent ou très bon. Les bridges-inlays 3 éléments tout céramique IPS e.max ZirCAD / ZirPress semblent être une alternative fiable pour le remplacement unitaire en zone postérieure.

7 Biocompatibilité

La biocompatibilité (*bios* [grec] = vie) fait référence à « la capacité d'un matériau à fonctionner avec une réponse biologique appropriée dans une situation spécifique ». La biocompatibilité concerne donc l'interaction entre le patient et un matériau et sa fonction. La biocompatibilité implique un processus dynamique continu et est complexe à évaluer. Les évaluations de la biocompatibilité nécessitent un calendrier complet d'études *in vitro* et *in vivo*. Les études *in vitro* sur la biocompatibilité impliquent des tests dans des environnements artificiels, par ex. dans des plaques de culture cellulaire. En revanche, des études *in vivo* sont effectuées sur l'organisme vivant sous la forme d'études cliniques [38].

Les matériaux céramiques sont très résistants aux attaques acides et à la corrosion et sont donc considérés comme exceptionnellement biocompatibles. Les conditions rencontrées en bouche (changements de pH et de température) ne sont pas assez sévères pour dissoudre les composants des céramiques dentaires. Néanmoins, la destruction mécanique et les réactions chimiques (érosion) peuvent avoir un effet sur les composants de la céramique. L'abrasion mécanique, cependant, n'affecte pas la biocompatibilité car les fragments ne restent pas longtemps dans la bouche / le corps et la composition de la céramique ne change pas si des fragments se détachent. Les réactions chimiques et la dissolution associée des composants pourraient créer des problèmes, mais la composition des céramiques dentaires est biologiquement inoffensive et les quantités de matière dissoute seraient si petites qu'elles ne constitueraient pas un risque pour la biocompatibilité. ISO 6872 prescrit l'*évaluation de la solubilité chimique* pour fournir la preuve de l'innocuité des matériaux céramiques par rapport à leur solubilité [39].

La biocompatibilité d'IPS e.max ZirCAD et des liquides de coloration a été évaluée par une série de tests ainsi que par des recherches dans la bibliographie et dans les bases de données. Les matériaux ont été examinés pour détecter d'éventuels effets nocifs sur les cellules (cytotoxicité) ou sur le matériel génétique (génétoxicité). La résistance chimique a été approuvée en mesurant la solubilité chimique et la radioactivité a été déterminée conformément aux exigences de la norme ISO 6872.

7.1 Résistance chimique

Les matériaux dentaires sont exposés à une large plage de valeurs de pH et de températures en bouche. La stabilité chimique est donc une condition préalable essentielle pour les matériaux dentaires. Selon Anusavice [40], les céramiques sont parmi les plus durables de tous les matériaux dentaires. Résistance chimique selon ISO 6872 :

	Solubilité chimique [µg/cm²]	Valeur limite conforme à la norme [µg/cm²]
IPS e.max ZirCAD MO 0 (Blocs)	1,0	< 100
IPS e.max ZirCAD MO 2 (Blocs)	8,0	
IPS e.max ZirCAD LT BL (Blocs)	10,0	
IPS e.max ZirCAD MT 0	4,6	
IPS e.max ZirCAD MT0 + A4 Colouring Liquid	1,8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + B4 Colouring Liquid	0,8	
IPS e.max ZirCAD MT0 + C4 Colouring Liquid	2,7	
IPS e.max ZirCAD MT0 + orange Colouring Liquid	0,9	
IPS e.max ZirCAD MT A3 (Disque)	1,0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Dentine) (Disque)	6,0	
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (total) (Disque)	18,0	

Tableau 7 : Solubilité chimique de différents produits IPS e.max ZirCAD. (R&D Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL)

La solubilité chimique de tous les produits IPS e.max ZirCAD incolores, pré-teintés et infiltrés avec les liquides de coloration les plus intenses (A4, B4, C4 et orange) est très inférieure à la valeur limite selon la norme de référence (ISO 6872.)

7.2 Cytotoxicité

La cytotoxicité fait référence à la capacité d'une substance à endommager les cellules. Le test XTT est utilisé pour déterminer si la substance étudiée inhibe ou non la prolifération cellulaire ou même provoque la mort cellulaire. La valeur XTT50 résultante se réfère à la concentration d'une substance suffisante pour réduire le nombre de cellules de moitié.

La cytotoxicité de l'oxyde de zirconium a été examinée par divers auteurs. Josset *et coll.* [41] ont étudié la biocompatibilité de deux matériaux implantaires, l'oxyde de zirconium et l'oxyde d'aluminium, dans des cultures de cellules ostéoblastes. Aucun potentiel toxique n'a été trouvé dans l'un ou l'autre des deux matériaux. Un résultat similaire a été rapporté pour la cytotoxicité dans les cultures cellulaires [41].

De plus, Ivoclar Vivadent a commandé des tests de cytotoxicité sur des matériaux Y-TZP teintés (IPS e.max ZirCAD).

La cytotoxicité *in vitro* des matériaux teintés en profondeur IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration A4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration B4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration C4, IPS e.max ZirCAD MT0 + liquide de coloration orange et et IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violet ont été examinées avec un test XTT. Pour cet examen, le scénario le plus défavorable a été choisi, où les échantillons ont été immergés

dans les liquides de coloration. Résultat : aucun des échantillons ne possédait de potentiel cytotoxique [42-48].

La cytotoxicité *in vitro* d'IPS e.max ZirCAD MO4 et IPS e.max ZirCAD MO2 teintés en profondeur a été examinée avec un test XTT. Aucun potentiel cytotoxique n'a été déterminé pour IPS e.max ZirCAD MO4 et MO2 [49; 50].

7.3 Génotoxicité

La génotoxicité se réfère à la capacité des substances ou des influences externes à endommager ou altérer le matériel génétique des cellules.

Josset *et coll.* [41] ont effectué des tests de génotoxicité sur des matériaux implantaires en oxyde de zirconium et d'oxyde d'aluminium pour déterminer si ces matériaux endommageaient l'ADN. Pour cela, ils ont utilisé des cultures de cellules ostéoblastes. Aucun potentiel génotoxique n'a été trouvé dans aucun des deux matériaux. Un test de mutagénicité microbienne (test AMES) n'a montré aucune indication de potentiel génotoxique pour l'un ou l'autre des matériaux [41]. Un test AMES effectué par [51] a montré les mêmes résultats.

Des tests AMES, avec des extraits de produits à base d'oxyde de zirconium profondément teinté, ont été réalisés au centre de test indépendant Envigo CRS GmbH à Rossdorf en Allemagne. On peut affirmer que lors de ces essais de mutagénicité et dans les conditions expérimentales de ces essais, les extraits des items testés n'ont pas induit de mutations géniques par des changements de paires de bases ni de déphasages dans le génome des souches utilisées. Par conséquent, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration A4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration B4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration C4, IPS e.max ZirCAD MT 0 + liquide de coloration orange et IPS e.max ZirCAD MT 0 + Zenostar MT Color violet ne sont pas considérés comme mutagènes dans ce test de mutation inverse (test AMES) de *Salmonella typhimurium* et *Escherichia coli* [52-58].

7.4 Radioactivité

Des interrogations ont été soulevées concernant la radioactivité possible des céramiques dentaires. L'origine de ces préoccupations remonte aux années 70, lorsque de petites quantités de substances fluorescentes radioactives [59-61] ont été utilisées dans divers systèmes céramo-métalliques. À cet égard, les niveaux de rayonnement possibles ont été mesurés sur les matériaux céramiques utilisés en bouche [62]. Plusieurs alternatives pour créer de la fluorescence dans les matériaux dentaires sans utiliser d'additifs radioactifs, existent depuis les années 80. Nous pouvons donc supposer que tous les principaux fabricants ont cessé depuis d'utiliser des ingrédients radioactifs dans leurs matériaux. Néanmoins, les sources possibles de radioactivité ne peuvent pas être si facilement exclues. Les impuretés minimales de l'uranium ou du thorium dans les matières premières, parfois utilisées à l'état naturel, ou dans les pigments sont difficiles à éliminer [59]. Par conséquent, les normes concernant les matériaux céramiques (EN ISO 6872, EN ISO 9693, ISO 13356) interdisent l'utilisation d'additifs radioactifs et stipulent le niveau maximal de radioactivité admissible dans les matériaux céramiques.

Dans le rapport d'examen de Rieger [51], une activité ^{238}U de 0,003 Bq/g a été enregistrée pour les bio-céramiques d'oxyde de zirconium. Les niveaux de radioactivité suivants, qui sont tous très inférieurs à la valeur limite, ont été mesurés par γ -spectrométrie pour les produits IPS e.max ZirCAD :

	^{238}U [Bq/g]	^{232}Th [Bq/g]	Référence
IPS e.max ZirCAD MO 4	< 0,03	< 0,03	[63]
IPS e.max ZirCAD LT A3	< 0,03	< 0,03	[64]
IPS e.max ZirCAD MT Multi A3 (Incisal)	< 0,03	< 0,03	[65]
Valeur seuil conforme à ISO 6872:2015	1 000		-

► **Conclusion :**

Au vu des données actuelles et du niveau de connaissances actuel, on peut affirmer que IPS e.max ZirCAD, y compris les liquides de coloration, ne présente pas de potentiel toxique. Le risque pour la santé des patients peut être exclu, à condition qu'IPS e.max ZirCAD et les liquides de coloration associés soient utilisés conformément aux modes d'emploi.

8 Bibliographie

1. Foser HP. Philosophie und Entwicklung moderner Konfektionszähne. *Dental Spectrum* 1999;15:185-195.
2. Lutze K (2013). Ein Lukratives Geschäft - Zähne vom Schlachtfeld: *zm online*.
3. Eichner K, Kappert H. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, 8. (unveränderte) Auflage. Thieme; 2005.
4. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümekemann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International* 2017;48:369-380.
5. Salmang-Scholze. *Keramik. Vol. 7., vollständig neubearbeitete und erweiterte Auflage.* Springer-Verlag Berlin Heidelberg; Heidelberg 2007.
6. Holleman-Wiberg. *Lehrbuch der anorganischen Chemie.* 101 ed. Walter de Gruyter & Co.; Berlin 1995.
7. Ullmann's Encyclopedia of Industrial Chemistry. Volume A 28 Wate to Zirconium and Zirconium Compounds. Ullmann; 1996.
8. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices* 2016;13:945-963.
9. Kelly JR, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dent Mater* 2008;24:289-298.
10. Maziero Volpato CA, D'Altoé Garbelotto LG, Celso Fredel M, Bondioli F. Application of Zirconia in Dentistry: Biological, Mechanical and Optical Considerations. Buchkapitel 17 aus: *Advances in Ceramics -Electric and Magnetic Ceramics, Bioceramics, Ceramics and Environment* (Edited by Prof Costas Sikalidis) 2011:397-421.
11. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT. Ceramic steel? *Nature* 1975;258:703-704.
12. Chevalier J. What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 2006;27:535-543.
13. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater* 2008;24:299-307.
14. Stober T, Bermejo JL, Schwindling FS, Schmitter M. Clinical assessment of enamel wear caused by monolithic zirconia crowns. *J Oral Rehabil* 2016;43:621-629.
15. Bachhav VC, Aras MA. Zirconia-based fixed partial dentures: a clinical review. *Quintessence International* 2011;42:173-187 (inkl. Literaturliste).
16. Raigrodski AJ, Hillstead MB, Meng GK, Chung K-H. Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent* 2012;107:170-177.
17. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-1242.
18. Larsson C, Wennerberg A. The clinical success of zirconia-based crowns: a systematic review. *Int J Prosthodont* 2014;27:33-43.
19. Passos SP, Torrealba Y, Major P, Linke B, Flores-Mir C, Nychka JA. In vitro wear behavior of zirconia opposing enamel: a systematic review. *J Prosthodont* 2014;23:593-601.
20. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res* 2013;57:236-261.

21. Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hammerle CH. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102-112.
22. Park J-H, Park S, Lee K, Yun K-D, Lim H-P. Antagonist wear of three CAD/CAM anatomic contour zirconia ceramics. *J Prosthet Dent* 2014;111:20-29.
23. Kim M-J, Oh S-H, Kim J-H, Ju S-W, Seo D-G, Jun S-H, Ahn J-S, Ryu J-J. Wear evaluation of the human enamel opposing different Y-TZP dental ceramics and other porcelains. *J Dent* 2012;40:979-988.
24. Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, McLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent* 2014;42:1586-1591.
25. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. *J Mech Behav Biomed Mater* 2016;53:49-58.
26. Guess PC, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Zavanelli R, Thompson VP. Veneering technique effect on fatigue reliability of zirconia-based all-ceramic crowns. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2010;89.
27. Yilmaz T, Selcuk FA. Effect of veneering techniques on bond strength of zirconia-based systems. 2014.
28. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79:1519-1524.
29. Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M. Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence International* 2010;41:631-637.
30. Grohmann P, Bindl A, Hammerle C, Mehl A, Sailer I. Three-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDPs) veneered with layered and milled (CAD-on) veneering ceramics: 1-year follow-up of a randomized controlled clinical trial. *Quintessence Int* 2015:861-870.
31. Naenni N, Bindl A, Sax C, Hammerle C, Sailer I. A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *J Dent* 2015.
32. Belli R, Petschelt A, Hofner B, Hajto J, Scherrer SS, Lohbauer U. Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *Journal of dental research* 2016;95:67-73.
33. Watzke R, Huth S, Enggist L, Peschke A. 4 years clinical behavior of CAD-on restorations. *J Dent Res (Spec Iss B)* 2014;93.
34. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, Hiller KA, Randall R, Vanherle G, Heintze SD. FDI World Dental Federation - clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations. Update and clinical examples. *Journal of Adhesive Dentistry* 2010;12:259-272.
35. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *International Journal of Prosthodontics* 2010;23:493-502.
36. Watzke R, Peschke A, Roulet J-F. Clinical behavior of all-ceramic inlay retained bridges after 18 months. *J Dent Res* 2010;89.
37. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, Rousson V, Randall R, Schmalz G, Tyas M, Vanherle G. Recommendations for conducting controlled clinical

- studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-147.
38. Wataha JC. Principles of biocompatibility for dental practitioners. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;86:203-209.
 39. Pospiech P. Biokompatibilität keramischer Systeme. *Quintessenz Zahntechnik* 2005;31:1337-1343.
 40. Anusavice KJ. Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
 41. Josset Y, Oum'Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D. In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia and alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 1999;47:481-493.
 42. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716001. 2015.⁸
 43. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716007. 2015.⁸
 44. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716005. 2015.⁸
 45. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1716003. 2015.⁸
 46. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734305. 2016.⁸
 47. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734303. 2016.⁸
 48. Roth M. Cytotoxicity assay in vitro (XTT-Test). Envigo Report No. 1734301. 2016.⁸
 49. Meurer K. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-test). RCC-CCR Report No. 1015500. 2006.⁸
 50. Heppenheimer A. Cytotoxicity assay in vitro: Evaluation of materials for medical devices (XTT-Test). RCC-CCR Report No. 1120101. 2007.⁸
 51. Rieger W. Studies of Biocompatibility of ZrO₂ and Al₂O₃ ceramics. Contribution, 6th Biomaterial Symposium, Göttingen 1994:1-35.
 52. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716009. 2015.⁸
 53. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716015. 2015.⁸
 54. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716013. 2015.⁸
 55. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1716011. 2015.⁸
 56. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734313. 2016.⁸
 57. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734315. 2016.⁸
 58. Sokolowski A. Salmonella typhimurium and Escherichia coli reverse mutation assay. Envigo Report No. 1734317. 2016.⁸
 59. Fischer-Brandies E, Pratzel H, Wendt T. Zur radioaktiven Belastung durch Implantate aus Zirkonoxid. *Dtsch Zahnarztl Z* 1991;46:688-690.

⁸ Rapports sur les études commandées par Ivoclar Vivadent AG, références non publiées.

60. Moore JE, MacCulloch WT. The inclusion of radioactive compounds in dental porcelains. *British Dental Journal* 1974;136:101-106.
61. Viohl J. Radioaktivität keramischer Zähne und Brennmassen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1976;31:860.
62. Sairenji E, Moriwaki K, Shimizu M, Noguchi K. Estimation of radiation dose from porcelain teeth containing uranium compound. *J Dent Res* 1980;59:1136-1140.
63. Küppers G. Activity measurement of the nuclides ²³²Th and ²³⁸U in dental ceramic with EAM591. Forschungszentrum Jülich. 2006.⁸
64. Laugs O. Activity measurement of the nuclides ²³²Th and ²³⁸U in dental ceramic with Probe 1298-1 PU ZirCAD LT. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10064. 2017.⁸
65. Laugs O. Activity measurement of the nuclides ²³²Th and ²³⁸U in dental ceramic with Probe 1298-2 PU ZirCAD Schneide. Forschungszentrum Jülich Report No. 17-10065. 2017.⁸

Nous déclinons toute responsabilité quant à l'exactitude, la validité ou la fiabilité des informations fournies par des tiers. Nous n'acceptons aucune responsabilité quant à l'utilisation de l'information, même si nous avons été avisés du contraire. L'utilisation de l'information est entièrement à vos risques et périls. L'information est fournie "en l'état" ou "telle que reçue" sans aucune garantie explicite ou implicite, y compris (sans limitation) la qualité marchande ou l'adéquation à un usage particulier, ou concernant (sans limitation) l'utilisabilité ou l'adéquation à un usage particulier.

L'information est fournie gratuitement. Ni nous, ni aucune des parties qui nous sont associées ne sommes responsables des dommages accessoires, directs, indirects, spécifiques, spéciaux ou punitifs (y compris, mais sans s'y limiter, les données perdues, la perte d'utilisation ou les coûts d'obtention d'informations de remplacement) découlant de l'utilisation / la non-utilisation de l'information par vous ou par un tiers, même si nous ou nos représentants sommes informés de la possibilité de cette utilisation.

Ivoclar Vivadent AG
Recherche & Développement
Services Scientifiques
Bendererstrasse 2
FL - 9494 Schaan
Liechtenstein

Contenus : Dr Anja Gebhardt / Joanna-C. Todd
Édition: Novembre 2017

