

# Paramètres essentiels à prendre en compte lors de la réalisation d'une prothèse céramo céramique sur zircone

## Illustration au travers du concept novateur ceraMotion® One Touch F.Lelièvre

L'article qui suit se propose de faire un tour d'horizon des principaux paramètres à prendre en compte lors du choix d'un couple céramique cosmétique / zircone. Les données présentées dans cet article sont extraites d'une étude réalisée afin d'optimiser le comportement entre la céramique cosmétique ceraMotion® Zr (Dentaurum Ceramics) et la zircone Nacera (Docera Medical) Dans une première partie nous nous intéresserons essentiellement à l'influence des paramètres d'élaboration des matériaux de base : zircone et céramique cosmétique. Dans une deuxième partie nous étudierons plus particulièrement l'influence des conditions de transformation de ces matériaux au laboratoire jusqu'à l'obtention de la prothèse finale.

**L**a zircone est utilisée depuis 1969 dans le secteur médical de l'orthopédie où de nombreuses têtes fémorales de prothèses de hanches ont été réalisées jusqu'au milieu des années 90. L'apparition de la zircone dans le secteur dentaire remonte pour sa part au début des années 80. Ce matériau avait déjà fait l'objet de nombreuses recherches dans l'industrie pour des applications céramiques haute

température ou dans des secteurs de hautes technologies comme l'aéronautique. Elle a également été largement utilisée dans le domaine nucléaire (civil et militaire) mais aussi comme billes de broyage, sondes à hydrogène, lames de couteau, connecteurs de fibres optiques ou encore comme prothèses auditives, prothèses de doigt ou de hanche (1)

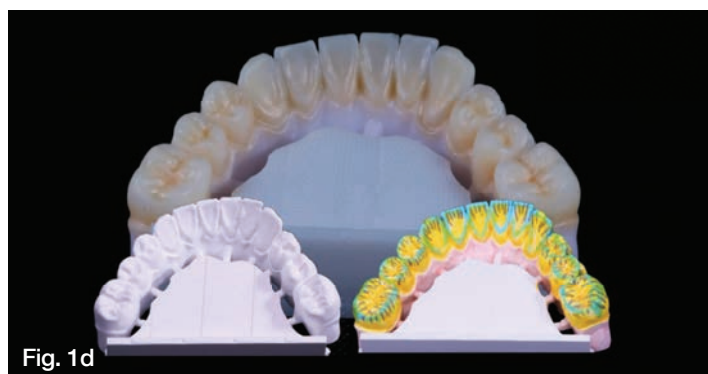
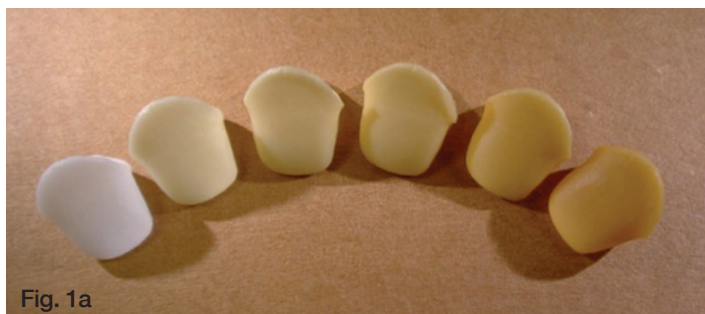


Fig. 1a-d : Evolution des infrastructures zircone au cours des vingt dernières années

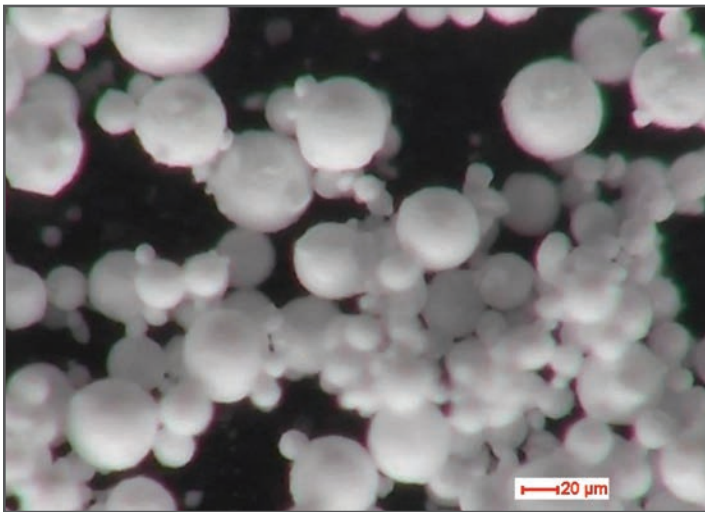


Fig. 2 : Poudre de zircone atomisée

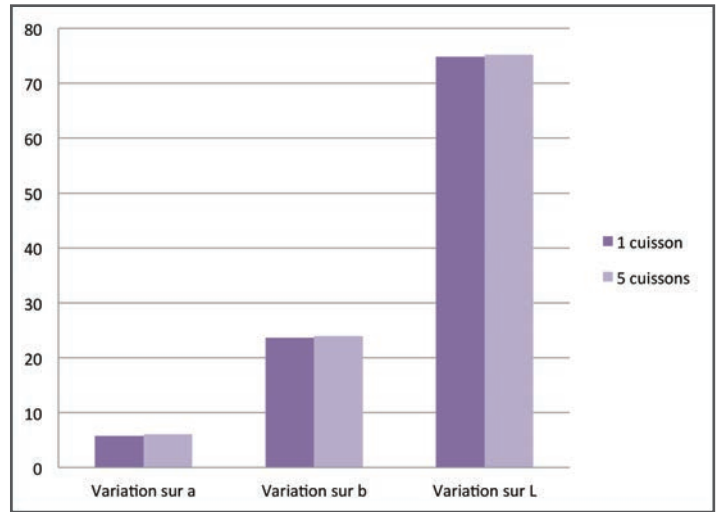


Fig. 3 : Stabilité colorimétrique de CeraMotion® Zr au cours des différentes cuissons (mesure des paramètres de teintes et de luminosité dans le système  $L^*a^*b^*$ )



Fig. 4 : Concept Nacera / CeraMotion® One Touch

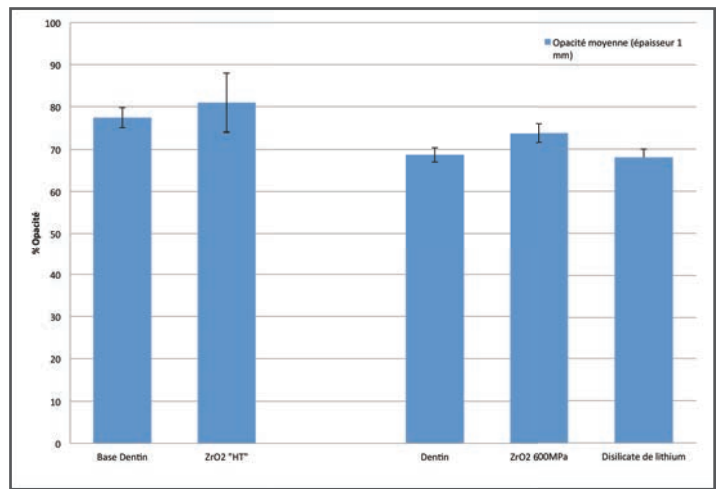


Fig. 5 : Opacité des différentes familles de matériaux céramique. L'opacité varie légèrement en fonction de la couleur

Dans le secteur de l'odontologie son utilisation a été longtemps freinée par l'impossibilité de la mettre en forme par les procédés classiques de fabrication utilisés dans un laboratoire de prothèse (coulée, frittage ou pressage).

Son utilisation dépasse maintenant largement le seul secteur de la prothèse dentaire puisque l'on retrouve régulièrement la zircone dans des applications de piliers de bridges implantaire ou d'implants totalement zircone, voire de tenons articulaires ou de brackets orthodontiques (2)

Tirée par une demande accrue d'esthétique et de biocompatibilité, la zircone apparaît depuis une quinzaine d'années comme un matériau à fort potentiel. Elle s'intègre plus généralement dans la réflexion sur les matériaux dits « tout céramique » permettant d'associer esthétique, biocompatibilité, absence de bimétallisme ou encore absence d'interférences avec les systèmes d'imagerie de type IRM.

Timide au début des années 90 le nombre de ces réalisations tout céramique croit de façon très importante depuis quelques années. Les propriétés mécaniques extrêmement intéressantes de la zircone en comparaison des systèmes traditionnels permettent de l'utiliser non seulement pour la réalisation de prothèses unitaires mais également pour des réalisations plus complexes en prothèses plures y compris sur implants avec de longues portées et des reconstructions gingivales.

En comparaison des systèmes céramo-métalliques les qualités esthétiques de la zircone la rendent hautement mimétique, il devient donc inutile d'inclure le joint prothétique dans le sillon gingival. Une limite juxta voire supra gingivale peut alors être envisagée. Ce qui permet d'autant plus de préserver l'espace biologique. Il n'y a pas non plus d'agression parodontale due à la présence du joint métallique ou à l'enfouissement des limites de préparation.

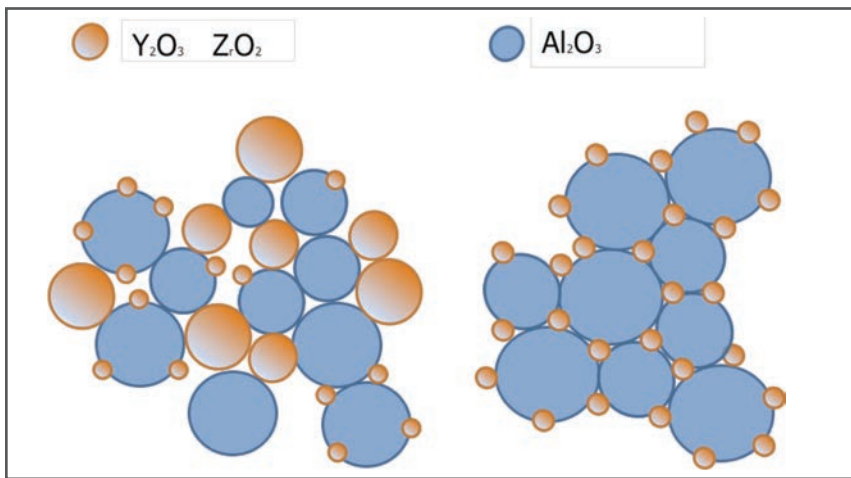


Fig. 6 : Schématisation de la répartition des particules d'alumine et de zircone. A gauche zircone conventionnelle. A droite zircone plus transparente avec développement de phase cubique (4)

	Zircone standard	Zircone fortement transparente (phase cubique plus développée)
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (wt%)	5.2	9.35 9.25
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (mol%)	3	5.4
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> (wt%)	0.25 0.1 à 0.4	0.05
SiO <sub>2</sub> (wt%)	<0.02	<0.02 <0.002
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	≤0.01	≤0.002
Liant (wt%)	3	3
Surface spécifique (m <sup>2</sup> /g)	7	11.9

Fig. 7 : Tableau des compositions chimiques des principales variétés de zircones :

On est ainsi passé en quelques années d'une utilisation en substitut du métal pour la réalisation d'unitaires ou de bridges en technique de stratification à des prothèses plurales de grandes portées puis à des bridges monolithiques ne nécessitant plus qu'une finition de surface par des céramiques cosmétiques. Durant la même période, la coloration de la zircone a également évolué passant d'une technique d'imprégnation par trempage ou coloration dans la masse de la poudre à des techniques plus précises de coloration au pinceau par la technique dite des aquarelles.

**Compte tenu de son évolution importante au cours des dernières années on ne peut plus parler aujourd'hui d'une zircone mais des zircones.**

**La poudre de zircone :**

Le processus de fabrication de la zircone utilise comme matière première le zircon (ZrSiO<sub>4</sub>). On extrait de ce minerai par des procédés chimiques et grâce à des additifs spécifiques on le transforme en oxyde de zirconium.

La zircone (dioxyde de zirconium) est une céramique poly-cristalline très pure et de haute densité caractérisée par une absence de phase vitreuse. En fonction de la température la zircone se présente sous des formes cristallographiques différentes influencées par la teneur en éléments dopants (MgO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>).

Lors de la mise en forme de la poudre sous forme de granulats on ajoute différents composants minéraux jouant le rôle de dopants ou de colorants ainsi que des produits organiques (liants) permettant une granulation plus aisée. L'ajout des liants permet de réaliser l'étape dite d'atomisation qui consiste à transformer la solution liquide contenant la poudre de zircone et les liants en une poudre constituée d'agglomérats sphériques de plusieurs dizaines de microns (Fig. 2).

Cette morphologie particulière donne à la poudre une excellente coulabilité permettant un remplissage simplifié des moules lors de réalisation des disques par pressage.

**La céramique cosmétique**

La céramique cosmétique CeraMotion® Zr a été spécifiquement développée pour recouvrir les infrastructures en zircone.

Il s'agit d'une céramique synthétique dite de nouvelle génération.

Cette céramique est le résultat d'un travail intense de recherche visant à optimiser différents paramètres d'élaboration: étude thermodynamique des séparations de phases lors de la fusion du verre, rôle de la vitesse de trempe, influence des fondants sur la tenue au fluage, comportement à la dissolution des opacifiants, ...

Le processus de fabrication démarre par une fusion à 1500°C d'une dizaine de composants extrêmement purs (silice, alumine hydratée, carbonate de calcium, carbonate de potassium, carbonate de sodium, oxyde borique, carbonate de baryum, fluorure de calcium,...). Le verre de base subit alors un refroidissement à vitesse très élevée (trempe à l'eau) empêchant la cristallisation de se produire et figeant le liquide sous forme d'un solide vitreux. Il s'agit donc à ce stade d'un solide non cristallin (verre) dont le coefficient de dilatation n'évolue pas au fil des cuissons.

L'opacité est ensuite contrôlée par l'ajout d'opacifiants du type ZrO<sub>2</sub> ou TiO<sub>2</sub>.

L'absence de feldspath dans la composition initiale évite tout problème de fluctuation des propriétés physico chimiques assurant ainsi le prothésiste d'une constante qualité des lots d'une livraison à l'autre.



## Facile. Rapide. Esthétique.

Finition esthétique des restaurations monolithiques céramo-céramiques.

Les produits ceraMotion® One Touch sont des pâtes 2D et 3D conçues spécialement pour la finition esthétique et la caractérisation des restaurations monolithiques en disilicate de lithium et en zircon.

- Mise en œuvre simple et rapide au moyen de pâtes céramiques prêtes à l'emploi.
- Assortiment spécialement défini pour faciliter la finition des restaurations céramo-céramiques esthétiques.
- Esthétique maximale grâce à l'assortiment de pâtes 3D.
- Possibilité de réaliser des petites corrections au niveau de la forme des points de contact.



➔ Plus d'information

Classe	Indications cliniques recommandées	Propriétés mécaniques : résistance à la flexion [Mpa]
1	c) Céramique monolithique pour prothèses antérieures unitaires, revêtements, inlays, onlays,	50
	d) collés Céramique pour recouvrir une infrastructure en métal ou en céramique.	50
2	c) Céramique monolithique pour prothèses antérieures ou postérieures unitaires collées	100
	d) Céramique d'infrastructure partiellement ou entièrement recouverte pour prothèses antérieures ou postérieures unitaires collées.	100
3	c) Céramique monolithique pour prothèses antérieures ou postérieures unitaires et pour bridges trois éléments sans molaire, collés ou non collés.	300
	d) Céramique d'infrastructure partiellement ou entièrement recouverte pour prothèses antérieures ou postérieures unitaires et pour bridges trois éléments sans molaire, collés ou non collés.	300
4	c) Céramique monolithique pour bridges trois éléments avec molaire.	500
	d) Céramique d'infrastructure partiellement ou entièrement recouverte pour bridges trois éléments avec molaire.	500
5	Céramique monolithique pour prothèses d'infrastructure partiellement ou entièrement recouvertes d'au moins quatre éléments ou céramique d'infrastructure partiellement ou entièrement recouverte pour prothèses d'au moins quatre éléments.	800

Fig. 8 : Résistances mécaniques minimales requises en fonction du type d'infrastructure prothétique .ISO 6872 (5)

Dentaurum Ceramics réalise également lors de certaines étapes du processus de fabrication de CeraMotion® Zr une étape dite de thermo-coloration (traitement thermique à environ 1000° durant plusieurs heures) contribuant à stabiliser les propriétés physico chimiques du matériau au cours du temps ou des multiples cuissons. La teinte et le coefficient de dilatation de la céramique seront ainsi particulièrement stables. (Fig. 3 et 16)

### De «La zircone » à « des zircones » : Une large variété de transparences

Il existe en effet tout un panel de zircones dont les opacités peuvent varier en fonction de leur composition chimique initiale. Cela s'accompagne d'une évolution des propriétés mécaniques de parfois plus de 1400 MPa pour les variétés les plus traditionnelles à 600 MPa pour les variétés les plus transparentes. Autrefois uniquement blanches et relativement opaques les zircones sont aujourd'hui disponibles en de très nombreuses teintes avec des transparences parfois proches de celle du disilicate de lithium Fig. 5.

La translucidité est avec la teinte et la forme de la prothèse l'un des trois éléments caractéristiques permettant de satisfaire les principaux critères de choix du patient. La prothèse sera d'autant plus vivante que la translucidité du matériau céramique se rapprochera de celui des dents naturelles.

La diffusion de la lumière est un phénomène complexe qui est la résultante de la transmission de la réflexion et de la diffusion de la lumière au sein de la prothèse mais également au travers des tissus mous environnants. L'ensemble de ces interactions donnera la sensation d'un résultat plus ou moins réussi. La multiplication des prothèses sur implant intégrant la reconstruction de parts importantes de gencive ne fait donc qu'accroître la nécessité d'un parfait contrôle des différentes translucidités des masses céramiques y compris celles destinées aux reconstructions gingivales.

L'optimisation du rendu esthétique passera donc par une parfaite adéquation entre les caractéristiques de transparence et de teinte de la zircone utilisée pour l'infrastructure et la céramique cosmétique de recouvrement. Les collaborations à ce stade entre fabricant de blocs zircone et céramiques cosmétiques restent rares. Dans ce contexte le développement conjoint des matériaux Nacera précolorés et du concept CeraMotion® One Touch fait référence. (Fig. 4)

Longtemps la faible translucidité de la zircone a été considérée comme un frein à son utilisation pour des prothèses antérieures. Certains auteurs préconisaient alors de jouer sur les cycles de cuisson (température

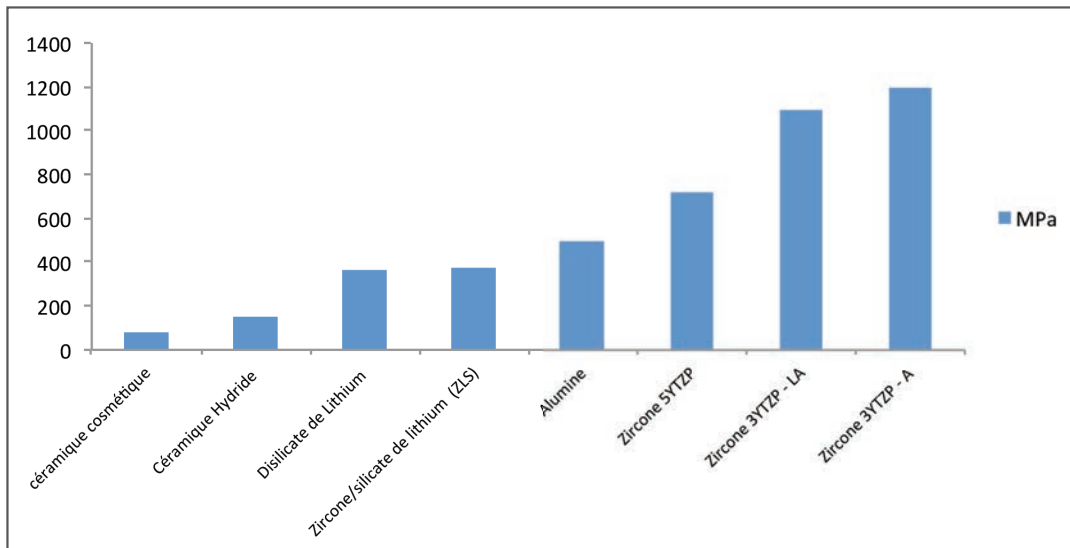


Fig. 9 : Résistance mécanique en flexion de différents matériaux pour infrastructures tout céramique.

maximale ou temps de palier) pour augmenter la transparence. En effet il est possible en augmentant la température de cuisson ou le temps à une température donnée d'engendrer un phénomène de grossissement de grain se traduisant par une diminution du nombre de joints de grain. Les joints de grains Fig. 14 étant une barrière naturelle à la transmission de la lumière la réduction de ceux-ci engendre une augmentation de la transparence (3). Il est toutefois déconseillé de modifier les températures de cuisson préconisées car cela peut également engendrer une diminution de la résistance mécanique ainsi qu'une dégradation substantielle de la résistance au vieillissement hydrothermique préjudiciable au vieillissement de la prothèse.

De nouvelles générations de zircons apparues récemment sur le marché tendent à proposer des matériaux ayant une translucidité comparable à celle du disilicate de lithium tout en conservant des propriétés mécaniques supérieures à celui-ci.

La translucidité plus importante de certaines variétés de zircon HT est obtenue grâce à des grains de zircon de faibles dimensions et l'incorporation de particules d'alumine en périphérie de ceux-ci. L'alumine contenue dans les variétés récentes de zircons plus translucides est répartie de façon plus homogène à l'extérieur des granulés de zircon et sous forme de fines particules. Dans les variétés plus opaques de zircon les particules d'alumine sont réparties de façon très inhomogène. Les particules d'alumine utilisées sont de l'ordre de quelques dixièmes de microns alors que les granulats de zircons atomisés pour le pressage des blocs sont de l'ordre de 40 à 60 microns en fonction des types de zircon.

La composition chimique des poudres de zircon produites actuellement permet de s'assurer d'une parfaite homogénéité et pureté du matériau permettant d'induire des structures cristallines parfaitement contrôlées engendrant des densités finales optimales et une transparence optimisée.

Si jusqu'à présent la phase majoritaire des zircons utilisés dans le secteur dentaire était la phase tétragonale, les nouvelles variétés plus translucides développent une proportion de phase cubique plus importante. La phase tétragonale comme la plupart des phases cristallographiques fait partie des milieux anisotropes, son comportement optique varie donc en fonction des différents axes cristallins engendrant un phénomène de double réfraction appelé biréfringence (division du rayon lumineux pénétrant en deux). La double réfraction associée au fort indice de réfraction de l'oxyde de zirconium implique une diffusion importante de la lumière qui contribue à limiter la translucidité. A contrario la phase cubique est isotrope, son comportement optique est homogène dans toutes les directions du cristal, il n'y a donc pas de phénomène de biréfringence d'où des pertes lumineuses par dispersion beaucoup moins importantes et donc une translucidité supérieure. En augmentant la teneur en oxyde d'yttrium il est possible d'obtenir des variétés de zircon présentant une plus forte proportion de phase cubique à température ambiante engendrant ainsi une translucidité supérieure aux variétés classiques. Toutefois cette augmentation de la proportion de phase cubique engendre une diminution de la résistance mécanique ainsi que potentiellement de sa résistance au vieillissement.

### Un matériau utilisable de l'unitaire au bridge longue portée :

Les zircons les plus résistants (1000 à 1400MPa) sont aujourd'hui les seuls matériaux à même de répondre aux exigences de la norme internationale ISO 6872 (Fig. 8) pour des prothèses d'au moins quatre éléments.

Les différentes variétés de zircon permettent aujourd'hui de réaliser tous types de prothèses. Il convient de limiter l'utilisation des variétés actuelles de Zircon « dites cubiques » à des bridges de maximum trois éléments.

Longtemps l'épaisseur de la chape de zircon a constitué un frein à son utilisation dans des reconstructions prothétiques dans le secteur antérieur. L'apparition de variétés plus translucides permet désormais la réalisation de couronnes monolithiques aussi bien dans le secteur postérieur que dans le secteur antérieur Fig. 10.

La zircon devient alors un concurrent extrêmement



Fig. 10 : Bloc incisif en zircone avant recouvrement par la céramique cosmétique



Fig. 11 : Illustration de la stabilité après cuisson des pâtes 3D

sérieux au disilicate de lithium d'autant plus qu'elle est facile à usiner et compétitive en terme de prix de revient.

### Gérer la transparence du bord incisal :

La translucidité est primordiale essentiellement au niveau du bord incisif et des mamelons. Si on réalise des prothèses monolithiques la translucidité finale ne peut venir de la stratification et doit donc provenir du matériau lui-même. Dans une céramique dentaire contrairement à un matériau parfaitement transparent une partie de la lumière est réfléchi ou absorbée. Ces phénomènes interviennent rarement de manière parfaite mais plutôt de façon diffuse en fonction en particulier de l'état de surface du matériau. L'indice de réfraction des céramiques dentaires doit donc chercher à se rapprocher autant que possible de celui de l'émail naturel (1.62).

L'intérêt du système CeraMotion® One Touch concept est de prendre en compte la nature même des matériaux pour optimiser le rendu esthétique.

Les pâtes céramique destinées à recouvrir les armatures zircone sont disponibles en version 2D et 3D. Les pâtes 2D étant plus précisément dédiées à des corrections de teintes ou des caractérisations alors que les pâtes 3D sont destinées à remplacer les incisals conventionnels ou modifier la texture de surface. Leur tenue à la cuisson est remarquable, les formes sont maintenues après cuisson Fig. 11. La composition de la pâte (mélange poudre de céramique/liquide organique) ainsi que le point de transition vitreuse de la céramique basse fusion ont été optimisés afin d'éviter les phénomènes d'opacification des masses à la cuisson souvent observés sur des produits de maquillage en pâte prêt à l'emploi. On conserve donc toute la transparence recherchée.

### Influence de la technique de production des blocs

Le processus classique de fabrication d'un disque de zircone consiste à utiliser un double pressage, uni-axial puis isostatique

Fig. 12 et 13. La poudre granulée (dite atomisée) subit un premier pressage uni-axial destiné à réaliser l'ébauche de la forme finale du disque. A l'issue de ce premier pressage le disque subira un pressage isostatique à froid destiné à condenser le matériau de façon homogène dans toutes les directions.

On obtient à ce stade un produit crayeux. L'étape suivante dite de préfrittage à 1000°C environ permettra ensuite de souder les grains entre eux sous l'effet de la chaleur engendrant ainsi une meilleure cohésion

et donc un meilleur usinage de la pièce sans aller toutefois jusqu'au frittage complet du matériau. Après usinage à l'aide de l'équipement CAD CAM la zircone subit le frittage de densification final (1450°C à 1550°C selon les fournisseurs) jusqu'à atteindre une densité quasiment théorique (environ 6g/cm<sup>3</sup>) soit plus du double d'une vitrocéramique conventionnelle (2,5g/cm<sup>3</sup>). Fig. 13

Il en résulte à ce stade un retrait de l'ordre de 20 à 23%. Le frittage permet de créer des liaisons atomiques courtes et solides engendrant un module Young élevé de l'ordre de 200 GPa,

Les conditions de pressage et de frittage peuvent influencer significativement la qualité du bloc final. Les qualités de blocs présents aujourd'hui sur le marché sont très inégales. Pour les moins bons d'entre eux des problèmes de déformation à la cuisson peuvent apparaître sur des armatures de longues portées, des problèmes d'écaillages peuvent être observés à l'usinage ou sur les blocs eux-mêmes. Les comités de normalisation internationale en charge de la rédaction des normes ISO dans le domaine des matériaux dentaires (TC106 SC2 WG1) et des systèmes CAD CAM (TC106 SC9 WG6) réfléchissent actuellement à renforcer et à harmoniser les tests permettant de caractériser les retraits à la cuisson, les défauts d'usinage ou la stabilité dimensionnelle. De nouvelles normes pourraient ainsi voir le jour dans les prochaines années.

### L'importance des coefficients de dilatation thermique :

Une parfaite adéquation entre le coefficient de la céramique cosmétique et celui de la zircone est requise pour éviter tout risque de fêlure par dilatation thermique ou lors d'un choc thermique ou mécanique.

Il convient donc de choisir un coefficient de dilatation très légèrement inférieure à celui de la zircone Fig. 15. Cela permet de mettre légèrement en compression la céramique cosmétique et contribue à renforcer la pérennité de la prothèse.

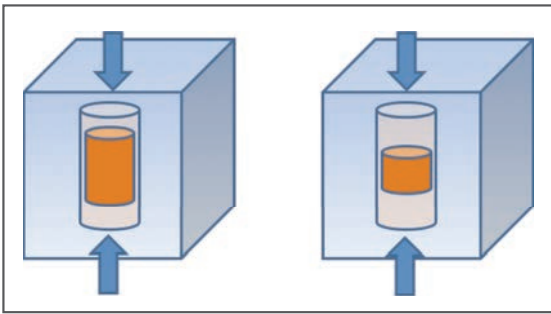


Fig. 12 : Pressage uni-axial

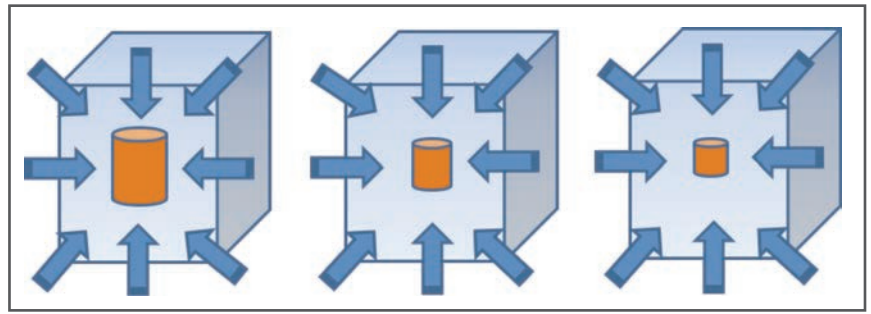


Fig. 13 : Pressage isostatique

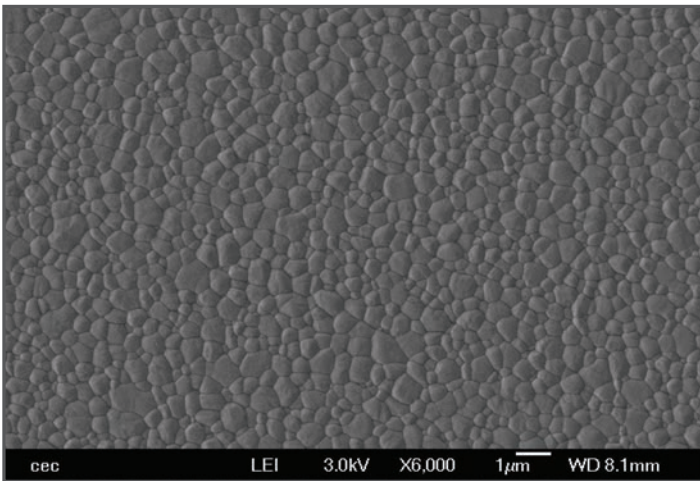


Fig. 14 : Microstructure d'une zircone après frittage observée par microscopie électronique à balayage.

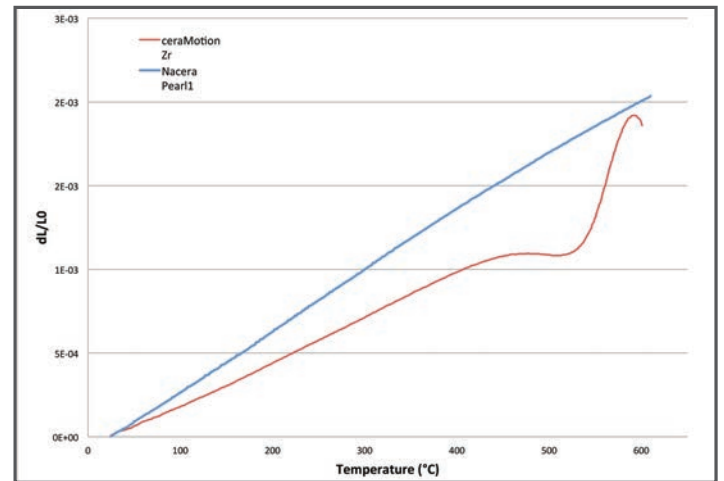


Fig. 15 : Evolution comparée du coefficient de dilatation de la zircone Nacera ( $10,4 \cdot 10^{-6} \text{°C}^{-1}$  entre 25 et 500°C) avec celui de ceraMotion® Zr ( $9,2 \cdot 10^{-6} \text{°C}^{-1}$  entre 25 et 500°C).

La stabilité du coefficient de dilatation au cours des multi cuissons est également un paramètre à prendre en compte dans le cadre d'un montage par stratification Fig. 16. Il est essentiel qu'il soit parfaitement stable pour permettre la réalisation de bridges de longues portées pouvant nécessiter de multiples cuissons.

### Chocs thermiques et conductibilité thermique

La résistance aux chocs thermiques fait partie des paramètres récemment inclus dans la révision de la norme ISO 9693-2 (6). Deux tests permettent de discriminer les comportements des couples céramo-céramique en faisant subir aux éléments prothétiques des chocs thermiques répétés avec le même écart de température ou avec des écarts croissants. Cette norme ne donne à ce jour qu'une méthodologie sans fixer de seuil limite.

Le comportement aux chocs thermiques peut également être influencé par la conductibilité thermique du matériau.

La conductivité thermique ( $\lambda$ ) est une caractéristique propre à chaque matériau. Elle indique la quantité de chaleur qui se propage par conduction thermique en une seconde à travers un mètre carré d'un matériau épais d'un mètre lorsque la différence de température entre les deux faces est de 1°C. La conductivité thermique s'exprime en Watt par mètre et par degré ( $\text{W/m}^{\circ}\text{C}$ ). Plus la conductivité thermique est élevée

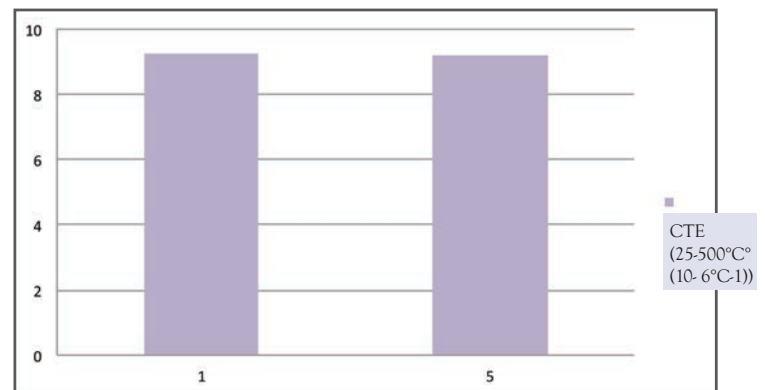


Fig. 16 : Stabilité du coefficient de dilatation au cours des cuissons

plus le matériau est conducteur de chaleur, plus elle est faible plus le produit est isolant. La conductivité thermique de la zircone est extrêmement faible en comparaison de certains autres matériaux environ  $3 \text{ W/m}^{\circ}\text{C}$  / alors qu'elle est environ dix fois supérieure pour l'alumine ( $30 \text{ W/m}^{\circ}\text{C}$ ) et 100 fois pour l'or ( $300 \text{ W/m}^{\circ}\text{C}$ ). Ce coefficient relativement bas s'explique par la présence de lacune d'oxygène dans sa structure. Cette faible conductivité thermique peut être un avantage car elle permet d'isoler le complexe pulpaire et ainsi de créer des prothèses sur dents vivantes.

Toutefois il conviendra de prêter une attention particulière aux cuissons de connexion de la céramique cosmétique sur la zircone.



Fig. 17 : Lumière du jour. A gauche : couronne en zircone polie. A droite couronne identique recouverte de glaçure fluorescente ceraMotion® Zr

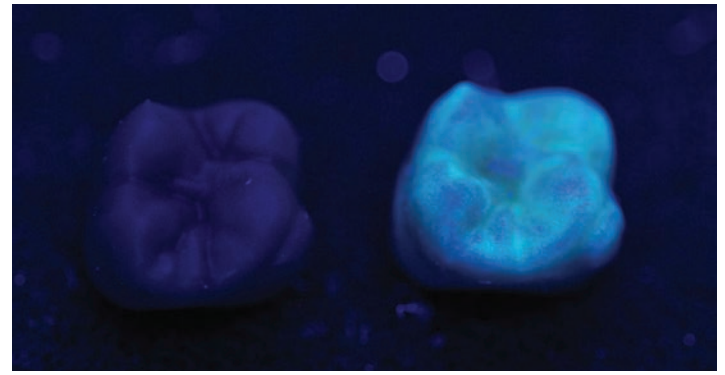


Fig. 18 : Lumière noire. A gauche : couronne zircone polie. A droite couronne identique recouverte de glaçure fluorescente ceraMotion® Zr

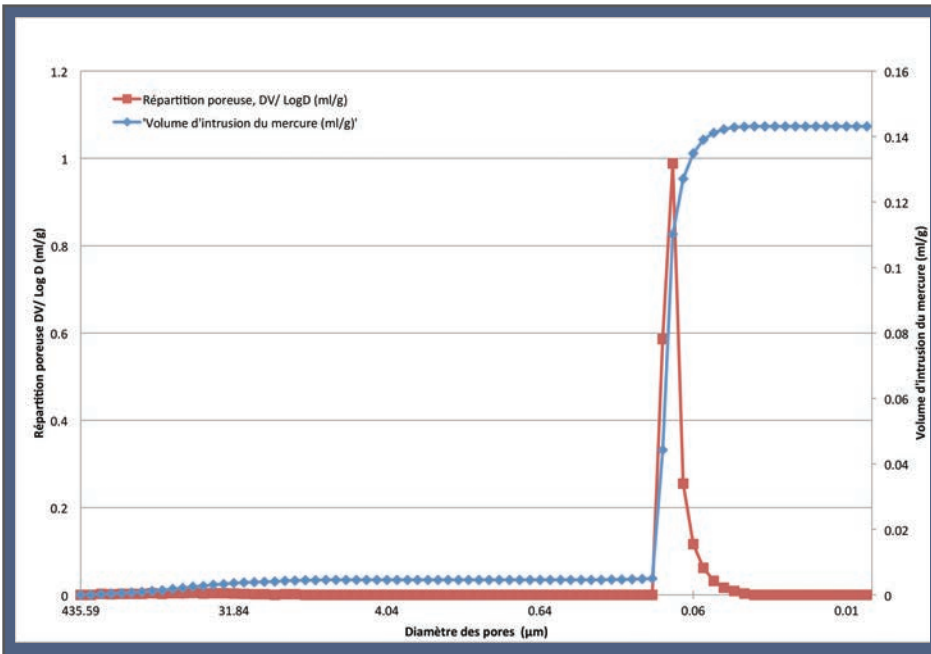


Fig. 19 : Porosimétrie au mercure sur un bloc de zircone pré frittée.

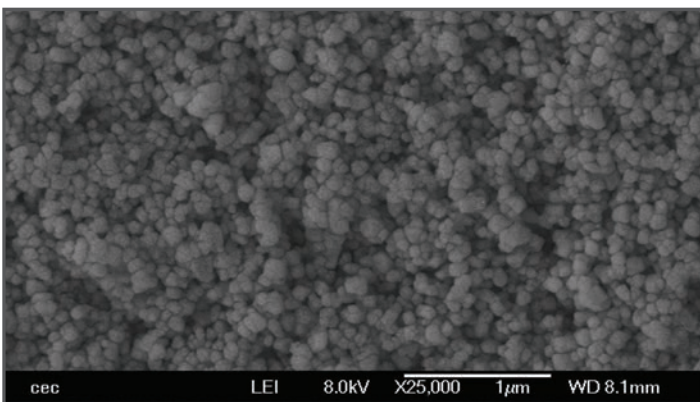


Fig. 20 : Porosité observée sur un bloc de zircone préfrittée.

Il est couramment recommandé d'augmenter de 20 à 30°C la température de cuisson de la première couche de connexion de sorte à s'assurer de ne pas créer à l'interface zircone /ceramique cosmétique une zone de mauvaise adhésion pouvant engendrer des phénomènes de décollement

de la céramique après la pose en bouche. Le parfait mouillage de la zircone par la céramique dépendra au moment de la cuisson de la composition chimique.

La température de transition vitreuse de 485°C des pâtes One Touch permet d'assurer cette parfaite mouillabilité de la zircone lors des cuissons réalisées à 730°C.

### L'importance de la fluorescence :

Les dents naturelles sont intrinsèquement fluorescentes sous lumière noire (7). C'est pourquoi les fabricants de céramique cosmétique ajoutent un pigment fluorescent généralement à base de terres rares dans leur composition de sorte à recréer cette réaction spécifique

à la lumière.

La zircone n'étant pas naturellement fluorescente, il convient de choisir avec discernement le matériau vitrocéramique destiné à la recouvrir de façon à copier au plus près la fluorescence de la substance dentinaire dure.

Toutes les céramiques cosmétiques pour recouvrement de la zircone n'engendrent pas les mêmes effets optiques. En fonction de l'âge des patients les propriétés de fluorescence du tissu dentinaire peuvent varier considérablement. Différentes nuances de fluorescence (jaune, bleuté,...) peuvent être observées dans la nature ainsi que différentes intensités.

Ce phénomène de fluorescence dépend de l'aptitude des matériaux à absorber et réémettre l'énergie du rayonnement de la bande spectrale des courtes longueurs d'ondes, une partie de l'énergie étant émise dans la zone de lumière visible. Lors du choix d'un matériau il convient d'essayer de se rapprocher au maximum de la fluorescence observée sous lumière UV pour des dents naturelles. L'utilisation d'une vitrocéramique présentant un juste niveau de fluorescence aussi bien en

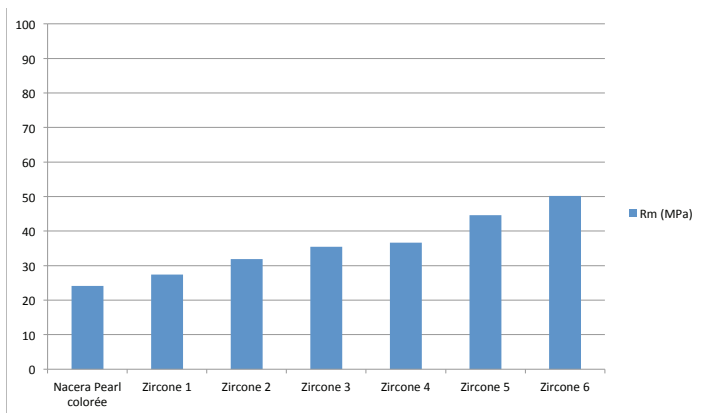


Fig. 21 : Résistance mécanique en flexion trois points de différents blocs de zircons préfrittés avant densification finale

stratification qu'en finition par la technique de maquillage permettra au patient de garder un sourire éclatant même sous lumière noire (rayonnement ultraviolet). La fluorescence de la céramique ceraMotion® Zr a été développée de façon à engendrer des propriétés de fluorescence semblables à celle d'une dent naturelle. Ce phénomène est particulièrement vrai pour les matériaux de finition de surface pour zircone monolithique. Des masses intensives fluorescentes permettent de faire évoluer la fluorescence intrinsèque de la masse sachant que le spectre de fluorescence de l'émail diffère fondamentalement en fonction de l'âge du patient.

L'utilisation de couronnes entièrement en zircone et juste polies avant la pose en bouche ne permet donc pas de copier la fluorescence naturelle des dents naturelles Fig. 17 et 18.

## Influence de la densification des blocs

La densité de la zircone pré frittée varie en fonction des conditions de pressage, du cycle thermique de pré frittage (température et temps) et de la nature de la poudre.

Ces conditions d'élaboration ont une influence notable sur l'imprégnation du matériau par des colorants de type aquarelle ainsi que sur sa fragilité à l'usinage.

Cette technique de coloration au pinceau de la zircone pré frittée se développant avec succès il est intéressant d'étudier les paramètres susceptibles de l'influencer.

On observe ainsi généralement une porosité de l'ordre de 44 à 49 % pour des tailles de pores de l'ordre d'une dizaine de microns Fig. 19 et 20. Du fait de cette porosité le retrait à la cuisson varie pour sa part de 22 à 23 % selon les fabricants de zircone.

La mesure de la résistance mécanique ou encore de la dureté des blocs préfrittés peut renseigner utilement sur la densification de ceux-ci et donner ainsi de premières indications sur son comportement lors de la coloration ou encore sur leur fragilité. On observe une dispersion assez importante des valeurs due aux conditions d'élaboration des blocs Fig. 21 et 22.

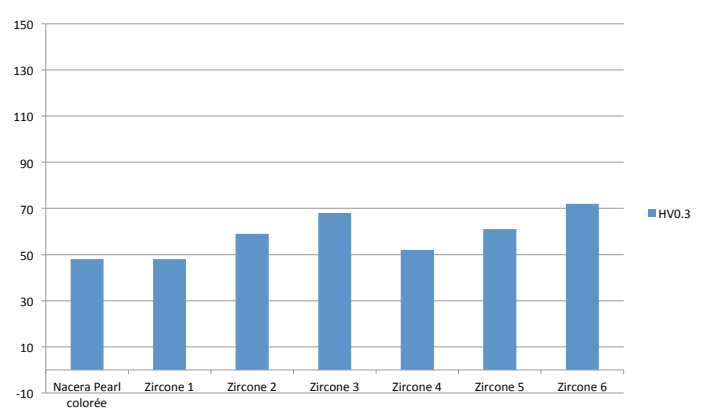


Fig. 22 : Dureté de différents blocs de zircons préfrittés avant densification finale



Fig. 23 : Coloration d'une zircone blanche par la technique dite des aquarelles

Le passage avant cuisson finale des éléments en zircone usinés dans un bain d'eau distillée avec des ultrasons permet de dégager l'armature de la poussière de zircone inhérente au processus d'élaboration. Ces résidus d'usinage pourraient limiter l'imprégnation par les colorants. Il suffit ensuite de sécher correctement les pièces prothétiques. Une armature bien nettoyée est également le gage d'une bonne adhésion de la céramique cosmétique.

## Coloration des armatures pré frittées:

La coloration de la zircone pré-frittée par la technique dite des aquarelles repose sur l'utilisation de solutions colorantes contenant des ions métalliques tels que le fer, le manganèse, le chrome, le praséodyme..... Fig 23

Ces sels métalliques permettant d'obtenir la coloration sont mélangés entre eux de sorte à obtenir la teinte la plus proche de celle du teintier de référence. Ils sont mélangés en solution à des substances solubles à haut poids moléculaire tels que des polymères. Une juste viscosité des liquides doit être recherchée afin d'optimiser la pénétration de la solution dans les pores des blocs de zircone. La nature et la teneur en polymères peuvent influencer sur la viscosité et la mouillabilité des solutions colorantes. Lors de la densification finale de la

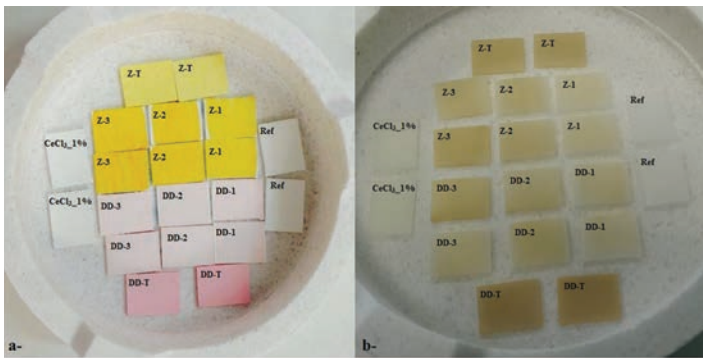


Fig. 24 : Tests de coloration par imprégnation sur différents types de zircone

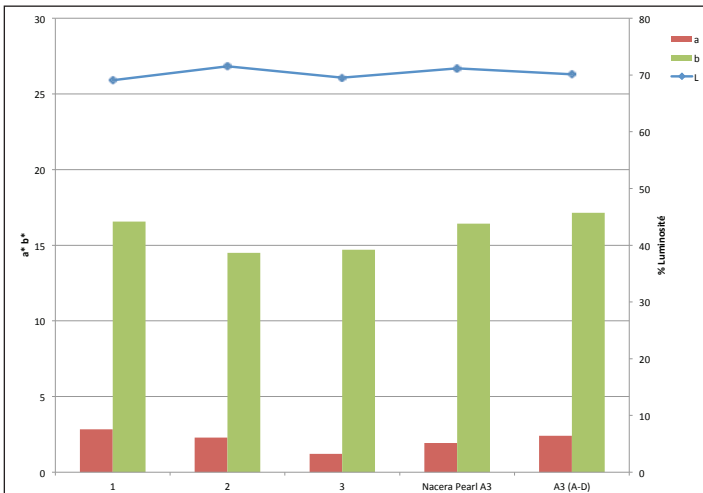


Fig. 25 : Différence de luminosité et de teinte entre différents blocs de zircone en comparaison du teintier de référence.

zircone par frittage on assiste tout d'abord à une décomposition des composants organiques puis lorsque la température augmente à une réaction entre les oxydes métalliques et la poudre de zircone donnant ainsi naissance à la coloration finale du matériau. La composition en ions métalliques et la viscosité de la solution influe sur la couleur finale, son homogénéité. Chaque type d'ions colorants engendrera une couleur préférentielle (marron pour le fer, rose pâle pour le néodyme, crème pour le cérium, orange également pour le cérium, noir pour le manganèse ou jaune foncé pour le praséodyme). Fig. 24

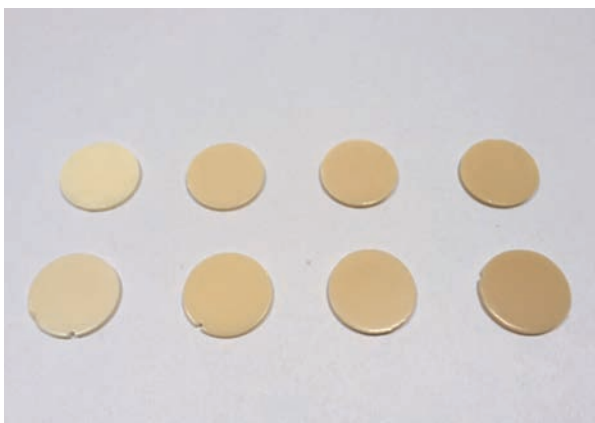


Fig. 26 : Echantillons de céramiques cosmétiques et de zircone colorées utilisées pour optimiser les teintes entre ceraMotion® Zr et zircone Nacera

La coloration engendre non seulement une modification de teintes mais également d'opacité (8)

La qualité des liquides peut également dépendre de l'ajout d'agents complexants destinés à stabiliser les sels métalliques dans leur phase d'oxydation souhaitée en solution.

Du fait de l'agressivité potentiel de ces liquides au regard des éléments chauffant des fours il convient de sécher au maximum les armatures colorées avant de leur faire subir le cycle de cuisson final.

Le chlorure de fer contenu dans certains liquides colorés pourrait être à l'origine de la dégradation des résistances de four du fait de la formation d'acide chlorhydrique (HCl)

Des recherches sont actuellement menées pour modifier la base de ces liquides

### Influence de la teinte intrinsèque de la zircone

On a vu apparaître sur le marché ces dernières années de nombreuses zircons pré colorées.

L'observation de ces teintes fait apparaître une extrême disparité de couleurs alors que les fabricants revendiquent une utilisation pour une même cible de teinte. L'observation de la figure 25 montre clairement ces disparités pour une teinte classique A3. Les blocs colorés dans la masse sont obtenus par mélange de poudres colorées et non colorées. Là aussi il existe des qualités différentes en fonction du degré de dispersion des poudres colorées au sein de la matrice blanche.

Ceci s'explique essentiellement par le fait qu'il n'existe jusqu'à ce jour que peu de collaboration entre fabricants de blocs de zircone et fournisseurs de céramique cosmétique.

A cet égard le travail mené conjointement par les équipes de recherche de Dentaurum Ceramics et de Doceram Medical est remarquable car il a permis d'associer les compétences des deux sociétés pour travailler à optimiser le rendu esthétique. Un travail approfondi de cartographie des teintes sur pastilles puis sur dent associant à la fois mesures par spectrophotométrie

et par observation visuelles ont permis de développer des teintes de zircone parfaitement en adéquation avec les teintes de céramique cosmétique. L'influence de la teinte de la racine naturelle à également été prise en compte Fig. 26.

De plus la diversité des modes de coloration de la zircone induit des différences qualitatives significatives en terme de stabilité de la coloration et de l'opacité lors des cycles thermiques Fig. 27 et 28.

### Une large variété de techniques de montage :

La diversité des zircons disponibles sur le marché autorise toute une variété de montages allant aussi bien de la réalisation de prothèses stratifiées où la zircone est seulement un substitut au métal jusqu'à la réalisation d'une couronne monolithique conçue sur ordinateur intégrant la morphologie finale des cuspidés et ne nécessitant qu'une finition de surface à l'aide de Stains ou de pâtes 2D ou 3D One Touch prêtes à l'emploi.

Différentes écoles s'affrontent sur ce sujet même si la tendance est clairement à une stratification moins importante des chapes du fait de l'utilisation d'un matériau d'infrastructure moins opaque en remplacement des dentines opaques ou des dentines Fig. 29 .

### Influence de l'adhésion

Les premières utilisations à grande échelles de la zircone ont focalisé l'attention des utilisateurs sur les risques de chipping, engendrant une demande accrue d'information sur les propriétés d'adhésion des matériaux cosmétiques sur les armatures en oxyde de zirconium. Les tests menés à l'aide de la norme ISO 9693-2 mettent en évidence des différences de comportement significatives entre les matériaux comme le montre la figure 30.

### Influence de la dureté et de l'abrasivité de surface

La dureté de la zircone 1250 Vickers (HV10) est très supérieure à celle de la dent naturelle. Ceci a engendré de nombreuses études sur les risques de dégradation à long terme des dents naturelles antagonistes.

Si la dureté est bien évidemment un élément à prendre en compte, l'abrasivité au sens large apparaît également comme un paramètre crucial.

Deux écoles s'affrontent aujourd'hui pour recommander soit un polissage fin de la surface soit l'application systématique d'une céramique cosmétique en surface (semi cut back ou finition de type glaçure).

L'avantage important d'un glaçage de surface consiste dans le fait de recouvrir intégralement la surface externe de la prothèse ce qui réduit considérablement son vieillissement à long terme et permet de copier la fluorescence naturelle des dents. La dureté de la céramique cosmétique (530HV pour ceraMotion® One Touch) est bien moindre que celle de la zircone mais surtout l'abrasivité est réduite par rapport à une zircone brute.

La finition de surface de la prothèse influence la réflexion de la

**RHEIN83 CANADA**

*Vous avez un problème?*

**RECONSTRUCTRICES SPHÈRES TITANIUM + TIN**

**MULTIUSE TITANIUM + TIN COATING**  
(plus de 1600 Vickers)

**POUR RECONSTRUIRE TOUT TYPE DE SPHÈRE**

Tailles :	
Ø A	Ø B
2.5 mm	1.9 mm
2.2 mm	1.55 mm
1.8 mm	1.4 mm

Ø1,8    Ø2,2    Ø2,5

A - Support de sphère  
B - Tige de préhension  
C - Strip holder  
D - Spatule pour le ciment

*Nous avons la solution!*

**FLEXTEN**    514.993.1818  
1 888-353-9836  
flexten@hotmail.com

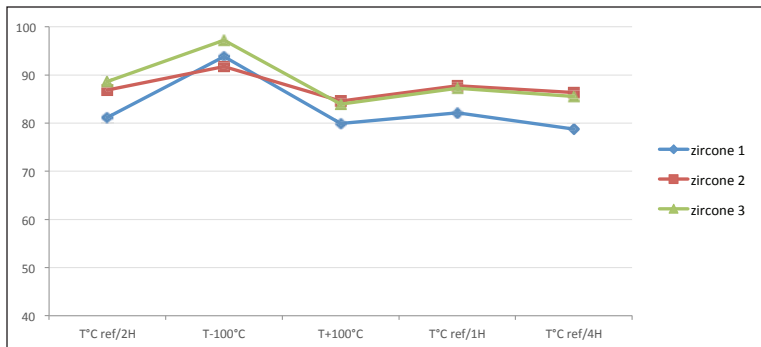


Fig. 27 : Evolution de l'opacité en fonction de la température de maintien lors du frittage final ainsi qu'en fonction du temps de palier.

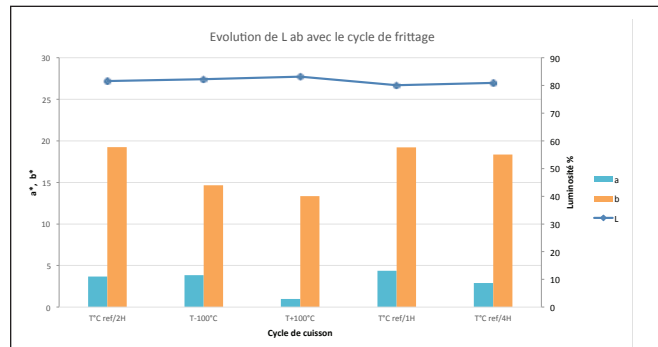


Fig. 28 : Evolution de la luminosité et de la teinte en fonction de la température de maintien lors du frittage final ainsi qu'en fonction du temps de palier.

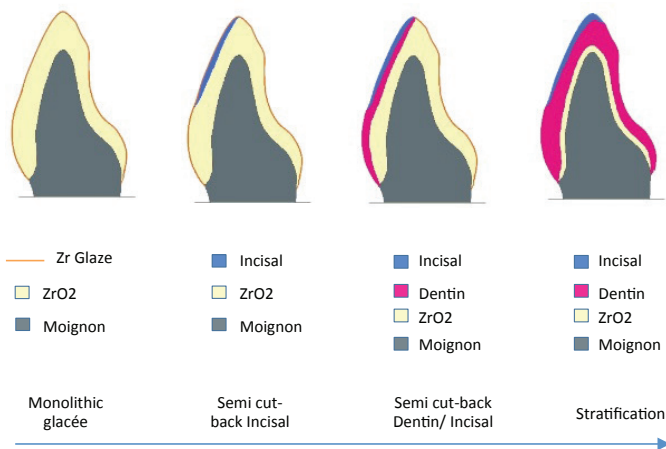


Fig. 29 : Différents schémas de montage d'une couronne sur armature zircone .

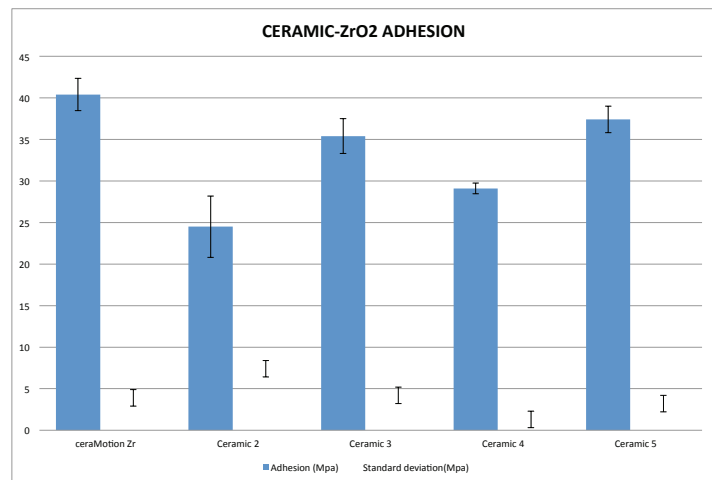


Fig. 30 : Adhésion sur zircone de différentes céramiques cosmétiques. ISO 9693(6)

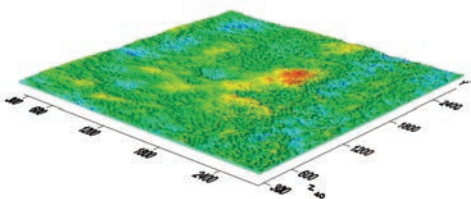


Fig. 31 : Surface brut d'usinage.

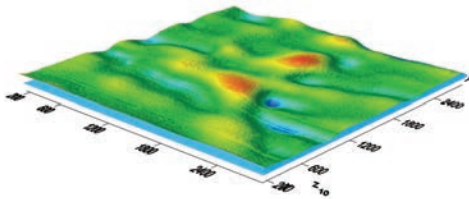


Fig. 32 : Surface après polissage mécanique fin.

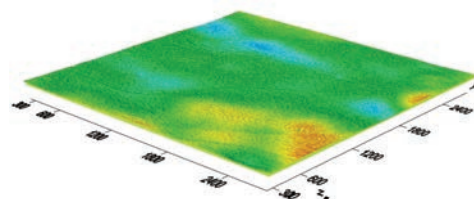


Fig. 33 : Surface après application d'une fine couche de glaçure ceraMotion® Zr.

lumière. Plus la surface sera lisse plus elle sera propice à la transmission de la lumière. Inversement une surface rugueuse aura tendance à moins transmettre la lumière au sein de la couronne. Plus la surface sera rugueuse plus l'abrasion des dents antagonistes sera également importante.

Les trois profils de rugosité ci-dessous permettent de comparer la rugosité de surface d'une chape sortie d'usinage (Fig. 31) avec celle d'une chape polie mécaniquement (Fig. 32) et celle d'une chape ayant reçu une fine couche de glaçure ceraMotion® Zr (Fig. 33).

On en déduit que l'application d'une couche de glaçure réduit la rugosité de surface tout en apportant par ailleurs une fluorescence qui n'existe pas à l'état naturel dans la zircone.

### Stabilité des propriétés mécaniques dans le temps

Le phénomène de vieillissement de la zircone par dégradation en présence d'eau a fait l'objet de nombreuses publications scientifiques (9,10).

En effet la diffusion d'eau au sein des lacunes d'oxygène entraîne une accumulation de contrainte générant la transformation de la phase quadratique du matériau en phase monoclinique. Cette variation cristallographique engendre une augmentation volumique de l'ordre de 4% entraînant un déchaussement progressif des grains d'où une microfissuration et une rugosité de surface de la zircone plus importante Fig. 34. Ce phénomène est connu sous le terme de Low Temperature Degradation (LTD).

La norme ISO 13356 (11) développée pour les implants chirurgicaux à base de zircone tétragonale stabilisée à l'yttrium propose un test de vieillissement accéléré. Sa pertinence au regard des conditions d'utilisation de la zircone dans le milieu buccal fait l'objet d'intenses discussions actuellement compte tenu du fait que ce test préconise un traitement en autoclave à 134°C sous 2 bars, température non adaptée aux conditions réelles du milieu buccal.

On voit ici clairement l'intérêt de recouvrir la zircone d'une couche de céramique cosmétique afin de créer une barrière physique à ces phénomènes de dégradation potentiels.

Ces matériaux de recouvrement doivent avoir une bonne résistance à la dissolution chimique et respecter le test de la norme ISO 6872 (dissolution maximum de 100 µg/cm<sup>2</sup> après 16 h dans une solution acide à 80°C). Les mesures effectuées sur les produits ceraMotion® One Touch font apparaître une valeur de solubilité chimique 30µg/cm<sup>2</sup> très inférieure au seuil normatif.

Ces dégradations sont donc très faibles au regard de ce qui peut être observé avec un système métallo-céramique se dégradant très sensiblement à l'interface entre le métal et la céramique du fait des infiltrations engendrant des phénomènes de corrosion.

#### Influence de la coloration sur l'opacité :

Quel que soit le type de coloration retenu pour la zircone (ajout d'oxyde métallique en poudre avant pressage, immersion dans une solution colorée ou technique aquarelle) la translucidité de la zircone est dans chaque cas modifiée par l'ajout de colorants. La nature même des ions utilisés pour la coloration de la zircone peut engendrer par ailleurs une modification de la résistance mécanique. Toutefois ces modifications éventuelles ne constituent pas un frein à l'utilisation de ces matériaux colorés car dans tous les cas les valeurs de résistance mécanique sont très largement supérieures aux valeurs requises dans les normes internationales (ISO 6872).

#### Préparation des armatures :

Comme pour tous matériaux céramique il convient d'être prudent lors du sablage afin d'éviter de soumettre le matériau à des contraintes trop sévères pouvant dégrader ses propriétés mécaniques (12).

A fortiori lorsque l'on utilise un disque diamanté susceptible d'élever fortement la température au point de contact, il conviendra de refroidir à l'eau.

En effet la zircone présente une évolution cristallographique en fonction de sa température. Lors de son refroidissement, entre 1000

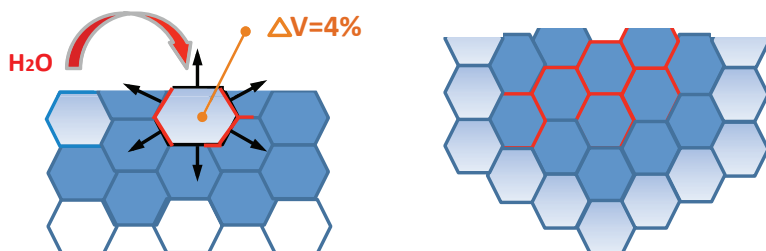


Fig. 34 : Schéma de vieillissement de la zircone en milieu humide.



Vous avez des questions?

DT CAP



Ajustable sur différentes mesures de sphère, telles que:

Ø2,5mms - Ø2,2mms  
Ø1,8mms - Ø1,7mms

Nous avons la réponse!

FLEXTEN

514 993-1818

1 888-353-9836

flexten@hotmail.com



Fig. 35 : Bloc incisif en zircone précolorée avec ajout de pâte 3D One Touch



Fig. 36 : Bloc incisif après cuisson de l'incisal 3D One Touch et de la glaçure en pâte (ajout ponctuel de Stains en fond de sillon).

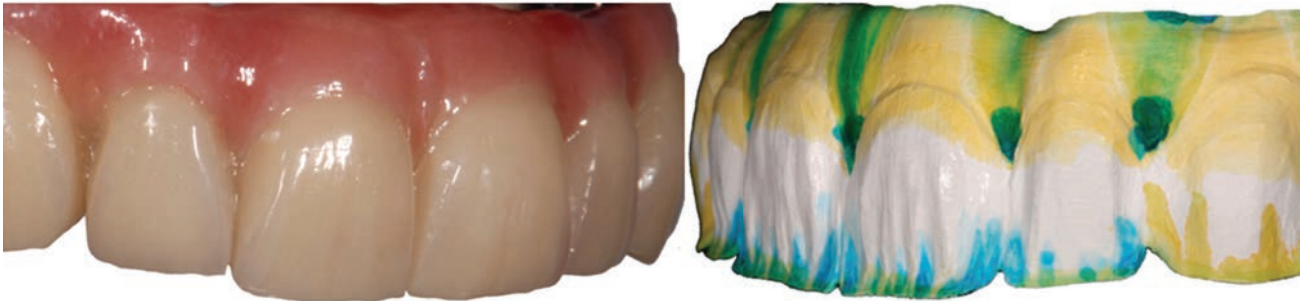


Fig. 37 : Bloc incisif traité par la technique des aquarelles en semi cut back sur la partie vestibulaire

C et 1100°C, la phase quadratique devient monoclinique. Ce changement cristallographique s'accompagne d'une variation volumique de 3% qui peut dégrader le matériau. C'est pourquoi on utilise des additifs (dopants) qui stabilisent la forme cubique ou quadratique de la zircone à température ambiante (MgO, CaO, Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>,...). Il peut être possible de retrouver la variété cristallographique initiale par régénération thermique mais l'on ne s'affranchit toutefois pas des microfissures qui auront pu être générées.

Toute variation cristallographique s'accompagne d'une variation de coefficient de dilatation. Ceci peut engendrer une incompatibilité de dilatation avec les couches de céramiques qui recouvriront cette surface.

Conserver les bonnes géométries lors de la conception de l'armature

Qu'il conçoit entièrement sur ordinateur la géométrie extérieure de sa prothèse ou bien qu'il stratifie manuellement différentes couches de céramique le prothésiste devra toujours privilégier les angles internes arrondis en particulier au niveau des interconnexions de façon à éviter tout angle vif interne source potentielle d'amorce de fissures.

Grâce à ses propriétés mécaniques la zircone peut être utilisée pour des bridges de large étendue même dans la zone des molaires. On déterminera également au cas par cas si une restauration tout céramique peut être envisagée en cas de bruxisme.

### Illustration au travers de deux cas cliniques :

Germano Rossi part ici d'une base de zircone colorée et ajoute les One Touch 3D prêts à l'emploi dans la zone palatine en remplacement des masses classiques incisal. Il complète ensuite par l'emploi de Stains classiques et de glaçure en pâte ceraMotion® Zr pour caractériser et glacer sa restauration. Les Stains en poudre peuvent être mélangés aisément avec la glaçure pâte. L'ensemble donne l'illusion d'un montage réalisé par stratification.

Ce second cas est réalisé en zircone Nacera Pearl 3 avec ajout de liquides colorés. Il associe une technique de half cut back sur la face vestibulaire à l'aide d'incisal et de dentine ceraMotion® Zr à une technique de traitement en face proximale à l'aide des One Touch 2D et 3D. L'ensemble étant recouvert de la glaçure en pâte en fine couche. La viscosité de la pâte permet d'appliquer de très fines couches de glaçure sans générer de défauts de surface.

Les pâtes 3D One Touch permettent de conserver un réel effet 3D après cuisson grâce à leur point de transition vitreuse parfaitement adapté (485°C).

L'utilisation qui en est faite ici pourrait très bien être la même sur une armature en disilicate de lithium du fait de la similitude des coefficients de dilatation.

Le glaçage étant identique entre les différentes pâtes, il est possible de les mélanger en surface tout en conservant un même aspect final après cuisson.



Fig. 38 : Face palatine traitée à l'aide du One Touch concept.

Bien qu'ayant des granulométries différentes, les pâtes 2D et 3D présentent toutes un comportement thixotropique leur permettant de bien rester en place lorsque l'on les applique sur l'armature. On peut ainsi facilement modifier la morphologie de la prothèse ou retoucher des points de contact. La transparence et la fluorescence de ces pâtes permettant par ailleurs d'apporter de la vitalité et de la profondeur.

L'auteur remercie G. Rossi, C. Quemard, JF.Ducel, B. Planchenault et V. Tessier pour leur contribution. **SQ**

*S'il vous plaît trouver la bibliographie - en ligne*

### La prothèse dentaire vit aujourd'hui un tournant clé de son histoire, un véritable changement de paradigme

Ce virage repose sur la combinaison de deux paramètres fondamentaux essentiels :

- Un changement de génération de matériaux non seulement avec l'abandon progressif du métal mais également avec l'arrivée de nouvelles générations de matériaux céramique nous amenant à revisiter nos techniques de montage traditionnelles
- Un bouleversement technologique avec l'entrée en force des technologies numériques dans les laboratoires.

C'est donc la somme de tous les progrès réalisés chaque jour par la science des matériaux et par la révolution digitale qui façonneront notre prothèse de demain.

Comme lors de toute modification en profondeur d'un secteur « industriel » ce seront ceux qui sauront être curieux de ces évolutions et s'adapter le plus rapidement à ces changements qui en tireront les premiers les bénéfices.

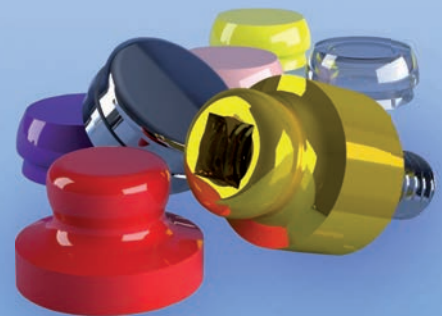
La réussite finale passera par l'association de compétences scientifiques variées afin de concevoir des systèmes tout céramique esthétiquement performants et cliniquement durables, le tout à des coûts maîtrisés.



*Vous avez réussi?*



**OT EQUATOR  
POUR IMPLANTS**  
Pilier en titane, profil bas



**OT EQUATOR  
CALCINABLE**  
Attachement unique  
pour prothèses

*Nous avons  
la satisfaction!*

