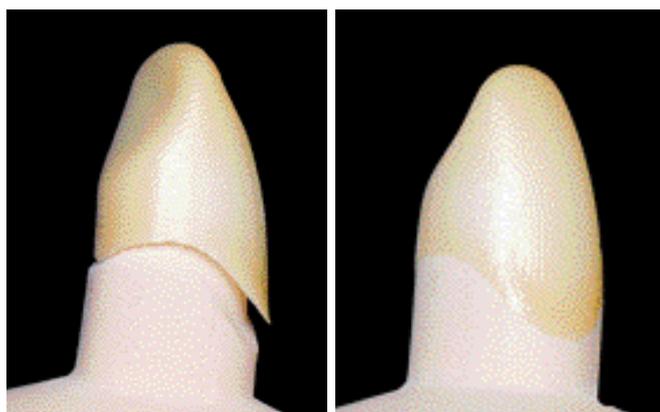


La zircone : cette méconnue

Y. MAHIAT

Prothésiste dentaire

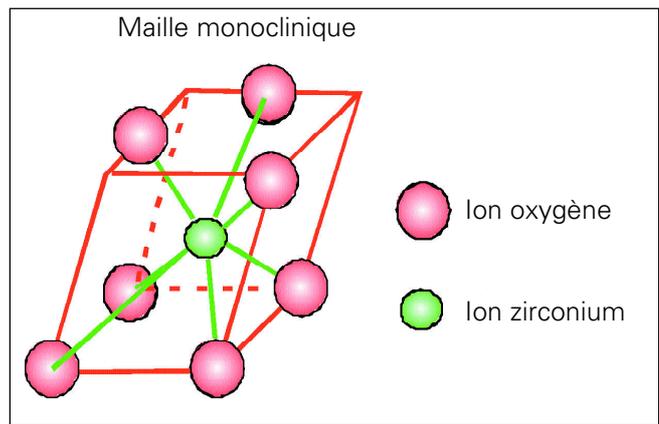


**Connaissez-vous ce matériau
dont tout le monde parle ?
Quelles sont ses structures
cristallographiques ?
Quelles en sont les propriétés
mécaniques ?
Comment réaliser des pièces
prothétiques en zircone ?
Quel est l'avenir de ce matériau ?**

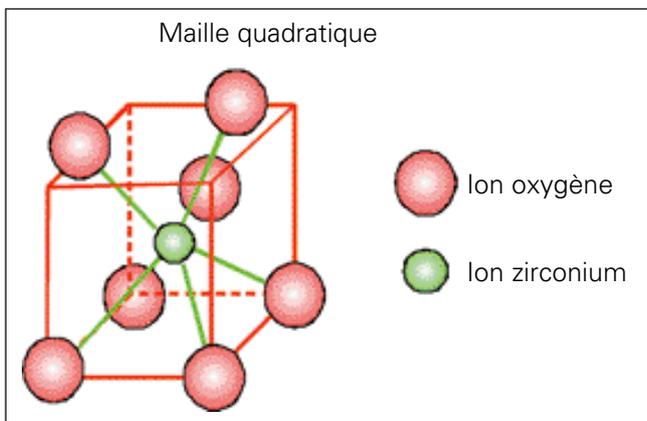
On trouve l'oxyde de zirconium (ZrO_2) à l'état naturel sous forme de minerai rare appelé Baddeleyite (fig. 1) dont les principaux gisements sont situés en Afrique du Sud. Cette source est cependant trop faible pour satisfaire à une demande de production industrielle. C'est par contre, le sable zirconifère d'Australie constitué de 67 % de silicate de zirconium qui permet de répondre à cette demande. L'utilisation de la zircone à l'état naturel se limite sous forme de poudre abrasive ou d'additif de renfort car elle se fissure. Son système cristallin est monoclinique. Le premier minerai a été découvert par Joseph Baddeley au Sri Lanka en 1892.



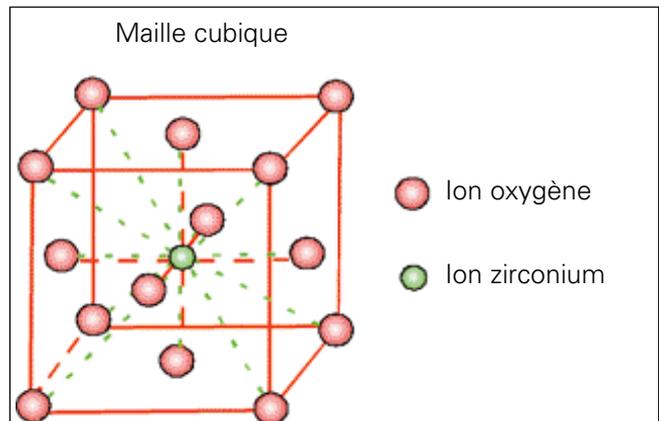
1



2



3



4

LES DIFFÉRENTES STRUCTURES CRISTALLOGRAPHIQUES DE LA ZIRCONNE

Ses différentes structures allotropiques la rendent instable, c'est pourquoi il est nécessaire de la stabiliser artificiellement. De la température ambiante jusqu'à 1170°C, sa structure est organisée sous forme de mailles monocliniques (fig. 2) et ne présente aucune propriété mécanique intéressante.

De 1170°C à 2370 sa structure se transforme en phase quadratique, dite également "tétraogonale" (fig. 3) et présente sous cette forme toutes les propriétés mécaniques recherchées de la zirconne.

Au dessus de 2370°C la structure passe en phase cubique (fig. 4), n'offrant à nouveau plus aucun intérêt quand à ses propriétés mécaniques.

Lors de son refroidissement, le phénomène s'inverse : de la phase quadratique, en descendant sous 950°C elle retrouve sa phase monoclinique et perd ses propriétés mécaniques recherchées.

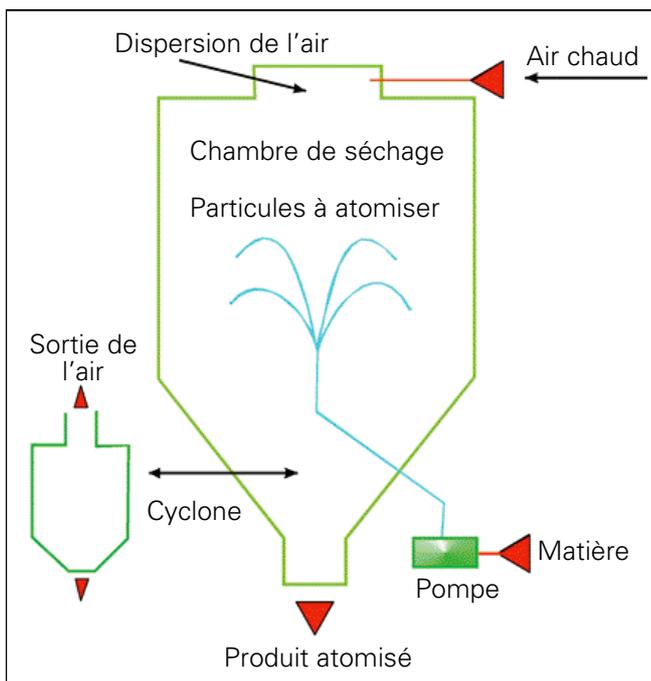
Il convient donc de forcer la structure à maintenir artificiellement sa maille quadratique en dessous de 950°C afin de conserver toutes ses propriétés mécaniques. Ce phénomène est obtenu grâce à l'apport d'oxydes qui vont agir sur la quasi-totalité du matériau. Nous serons donc en présence d'un matériau partiellement stabilisé, composé en grande partie de cristaux à mailles quadratiques et en très faible partie de cristaux à mailles monocliniques. Les meilleurs résultats, quand à la stabilité de la zirconne pour des applications mécaniques, sont obtenus avec l'oxyde d'yttrium dans une propor-

Fig. 1 Fragment de Baddeleyite.

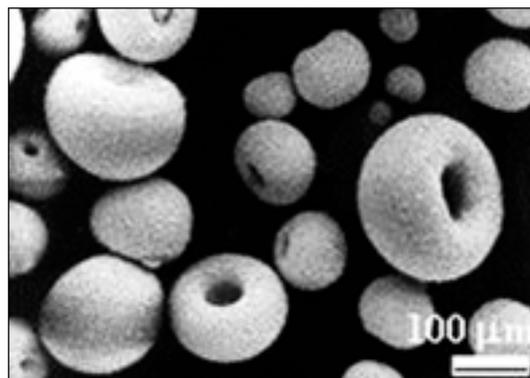
Fig. 2 Maille monoclinique

Fig. 3 Maille quadratique ou tétraogonale.

Fig. 4 Maille cubique.



5



6

Fig. 5 Principe de l'atomisation.

Fig. 6 Chaque granulé de zircone atomisé est constitué de milliers de cristallites.

tion de 5,15 % en poids. C'est la raison pour laquelle on parle de zircone yttriée partiellement stabilisée.

On retrouve la zircone stabilisée sous différentes formes :

- applications diverses : billes de broyage, sondes à oxygène (zircone à 8 % d'yttrium), lames de couteaux et de rasoirs (la performance de la lame dure 100 fois plus longtemps qu'une lame conventionnelle en acier), des outils coupants de précision, buses, composants pour fibres optiques, outils de précision etc. ...

- applications médicales : billes de prothèses de hanche (1985), éléments de prothèses de genoux de mains et d'épaules, implants dentaires, bagues transgingivales, piliers d'implants etc. ...

Fabrication de la poudre

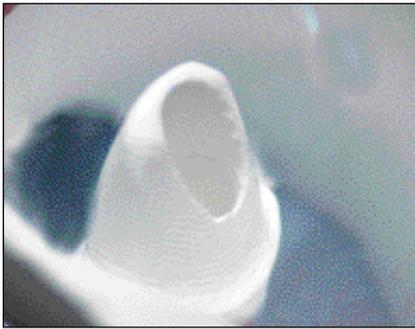
La matière première utilisée est le sable zirconifère qui contient du silicate de zirconium ($ZrSiO_4$) constitué de 67 % de zircone. Ce sable est purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à l'obtention de 93,6 % d'oxydes de zirconium (ZrO_2) minimum pour favoriser une bonne stabilité du matériau.

- Par un processus de dissolution / précipitation, on obtient un sel de chlorure auquel on additionne 5,15 % d'un sel d'yttrium.

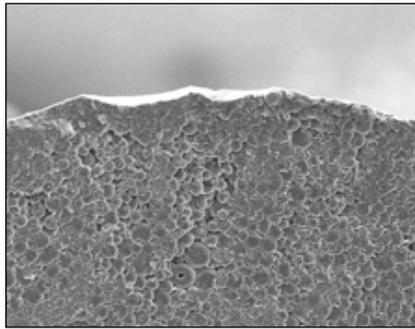
- On procède ensuite à une hydrolyse, puis à un séchage pour terminer par une calcination et obtenir ainsi une poudre qui sera enfin désagglomérée et broyée. La "taille critique" des grains doit rester aux environs de 0,6 µm après frittage, la stabilisation en phase quadratique (par l'yttrium) demeurant difficile sur des grains de dimensions supérieures.

Préparation de la poudre pour pressage

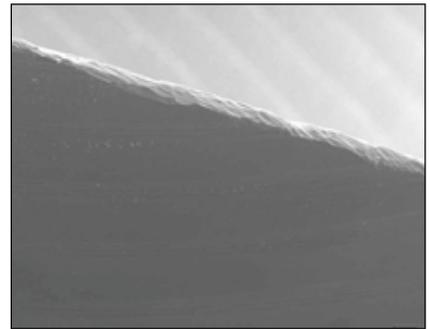
Pour travailler la poudre et la mettre en forme avant frittage, il est nécessaire d'y incorporer des éléments minéraux (dopants, colorants) et organiques tels que des lubrifiants, des plastifiants, des colles dans le cas de mise en forme par pressage isostatique et pressage unidirectionnel. Cette opération est réalisée selon le principe de l'atomisation qui consiste à transformer une matière en fines particules solides en partant d'un état liquide ou pâteux. Pour ce qui nous concerne, une barbotine est réalisée avec de la poudre de zircone et les diffé-



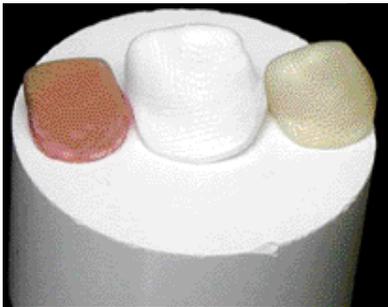
7



8



9



10

Fig. 7 Pièce usinée avant frittage (doc. Diadem).

Fig. 8 Manque de densité et d'homogénéité. Propriétés mécaniques très faibles.

Fig. 9 Bonne densité, excellentes propriétés mécaniques après frittage (doc. Diadem).

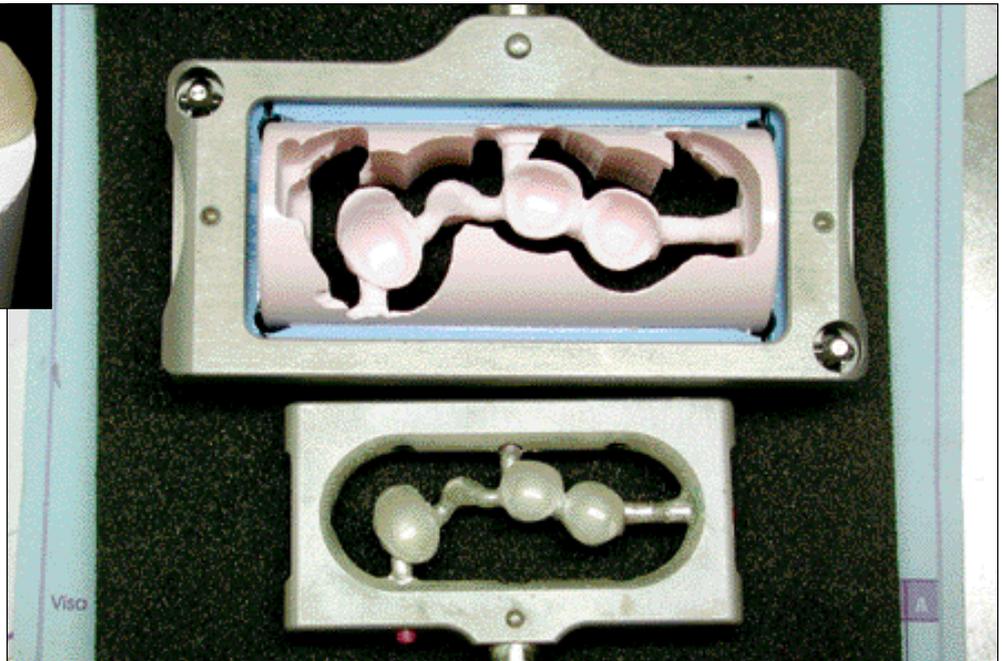
Fig. 10

a Maquette en cire posée sur un bloc en zircone avant frittage.

b Chape usinée avant frittage.

c La même chape après frittage.

Fig. 11 En bas, maquette scannée. En haut, pièce usinée dans le bloc surdimensionné de 22 % (système Cercon, photo Valprodent à Montpellier).



11

rents composants nécessaires à sa mise en forme (minéraux et organiques). Elle est ensuite propulsée dans un atomiseur au travers de buses (fig. 5) qui provoque la pulvérisation des liquides et l'apparence finale du mélange se présente après séchage sous forme de granulés sphériques microscopiques de différentes tailles (fig. 6). Cette morphologie de poudre lui procure une excellente coulabilité qui permet un remplissage aisé des moules de mise en forme.

Remarque : cette technique de séchage / pulvérisation a initialement été utilisée pour la fabrication du lait en poudre.

Préparation des blocs

La poudre atomisée est mise en forme dans des moules polymères déformables auxquels on applique une pression isostatique sur toute leur surface, pression pouvant aller jusqu'à 3000 bars). Cette opération permet d'éliminer tout espace entre les grains (matière homogène) dans le but de densifier au maximum le matériau en cru. Ceci contribue à l'obtention d'un bloc homogène dense et sans défaut présentant une bonne cohésion. Les propriétés mécaniques du matériau après frittage dépendent de la densité à l'état cru. A ce

stade, sa consistance est celle d'une craie. Un préfrittage vers 1000°C lui confère une solidité suffisante permettant un usinage aisé avec des outils appropriés (carbures de tungstène, ou diamantés) mais demandant certaines précautions pour ne pas détériorer la maquette en cours de fabrication (fig. 7).

Le frittage

Lors du frittage, la jonction entre les grains élémentaires de zircon se fera aisément s'ils sont préalablement accolés les uns aux autres, d'où l'importance d'une bonne densité et homogénéité au moment de la mise en forme par pressage isostatique. S'il subsiste des défauts entre les grains, les propriétés mécaniques du matériau en seront altérées et nous serons en présence d'un matériau fragilisé (fig. 8 et 9).

Nous retrouvons deux types de frittage :

- frittage naturel réalisé dans un four en milieu atmosphérique oxydant à une température variant entre 1350°C et 1500°C. La plupart des systèmes de fabrication de pièces prothétiques en zircon ont recours aujourd'hui à ce type de frittage.

- frittage sous pression HIP (Hot Isostatic Pressing) signifie un frittage sous haute pression isostatique. Cette opération nécessite un four particulier permettant pendant le frittage, d'exercer une pression pouvant aller jusqu'à 2000 bars sur les pièces présentes dans la chambre de chauffe.

Ce traitement thermique permet de continuer à améliorer les propriétés mécaniques en augmentant légèrement la densité du matériau, par homogénéisation de la matière (élimination des micro défauts internes).

Du fait de son coût, ce post-traitement dans l'industrie des céramiques techniques n'est utilisé que dans des cas particuliers où les résistances mécaniques doivent être ultimes (pièces mécaniques à hauts coefficients de sécurité, implants, aéronautique...)

On a donc dans notre application, recours au HIP seulement pour le frittage des blocs en grandes quantités. A ce stade de la matière, l'usinage devient très long, fastidieux et coûteux.

Aujourd'hui, cette technique a tendance à être abandonnée au profit du stade préfritté.

L'usinage des pièces prothétiques

Il existe deux modes principaux d'usinage.

L'usinage avant frittage

Il est le plus utilisé car moins onéreux à la production. L'usinage dans un bloc avant frittage est beaucoup plus rapide (une quinzaine de minutes à l'unité), use moins d'outils, fatigue moins les machines nécessitant de ce fait moins de frais de maintenance. Il convient par contre de savoir gérer le retrait et les déformations par fluage au cours du frittage pour obtenir des pièces parfaitement ajustées. Ce paramètre est parfaitement maîtrisé dans l'industrie des céramiques techniques. Le retrait est de l'ordre de 22 % dans un bloc lors du frittage (fig. 10 et fig.11).

Il existe des méthodes pour le réduire en incorporant certains éléments mais qui risquent de compromettre la densité du matériau donc ses propriétés mécaniques.

L'usinage après frittage

La gestion du retrait est éliminée, il a lieu en amont, lors du frittage du bloc. Cependant, il est de plus en plus délaissé par les fabricants du fait de son coût à la production (fig. 12). L'usinage dans un bloc fritté est souvent HIP (c'est l'intérêt majeur) nécessite beaucoup de temps (± 45/60 mn à l'unité), beaucoup d'outils impérativement diamantés travaillant toujours dans de mauvaises conditions de coupe, fatigue et use les machines,

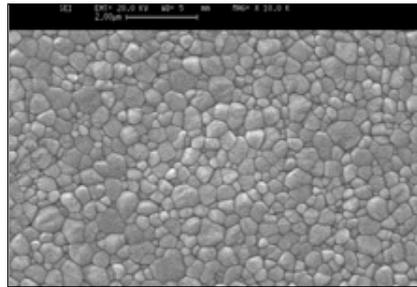
Fig. 12 Bridge usiné dans un bloc de zircon HIP (document Hint-Els).



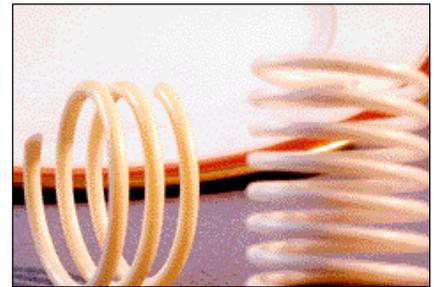
12

Fig. 13 Structure en micro grains dense et sans défaut qui confère à la zircone des propriétés mécaniques.

Fig. 14 Son module d'élasticité a permis de réaliser un ressort en zircone qui s'actionne, dans une certaine limite, sans se briser (réalisation Diadem).



13



14

entraînant une maintenance importante. La gestion de retrait par contre, est éliminée puisqu'il a lieu en amont, lors du frittage du bloc.

LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE LA ZIRCONNE

L'origine des propriétés mécaniques exceptionnelles de la zircone réside dans sa structure dense en micro grains et sans défauts.

A l'observation d'une microstructure dense d'une chape en zircone (fig.13), on ne doit détecter aucune microporosité ni aucune croissance exagérée des grains. Leur taille moyenne varie autour de 0,5µm. Les propriétés mécaniques d'une pièce usinée en zircone dépend de sa pureté, de sa densité, de sa porosité, de la taille de ses grains, de sa structure cristalline (proportion de phase tétragonale et de phase monoclinique), de ses caractéristiques géométriques, de ses tolérances et de son état de surface.

Résistance à la flexion

Elle dépend de la pureté et de la densité du matériau, de la taille critique des grains (< à 0,6µm), du taux de phase quadratique et la maîtrise du frittage.

Réunissant tous ces critères, la résistance à la flexion de la zircone atteint des limites extrêmement élevées.

Commentaire

On observe des valeurs 2 x plus élevées concernant la zircone par rapport à la céramique infiltrée et plus encore comparée à l'alumine. A titre indicatif, on peut faire un parallèle avec les alliages, tenant compte de leur appartenance à la classification des matériaux ductiles ayant un comportement à la rupture différent.

C'est grâce, entre autres, à cette résistance à la flexion très élevée qu'il est possible de réaliser des pièces prothétiques de longues portées en zircone conçues avec des sections de connexions réduites et donc plus esthétiques.

Le module d'élasticité

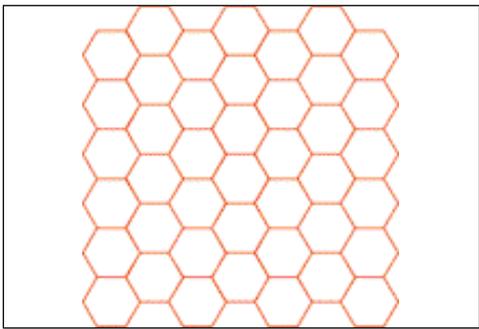
Le module d'élasticité de la zircone relativement bas, autorise une légère déformation du matériau avant rupture (fig.14), chose unique dans la classification des matériaux à rupture fragile. Ceci permet une certaine absorption des contraintes dans le matériau qui répond particulièrement bien aux tests de fatigue.

La ténacité

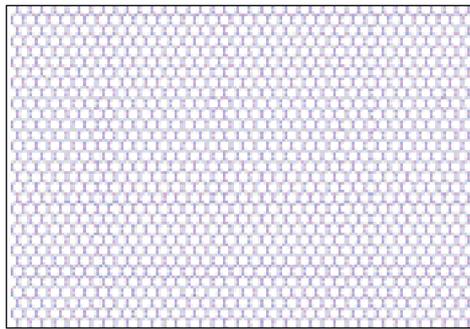
Elle caractérise le comportement d'un matériau face à la rupture en présence d'une entaille. En général, un matériau tenace est peu fragile.

La phase métastable de la zircone augmente sa résistance devant la propagation de la fissure par un phénomène d'absorption des contraintes. Les cristaux maintenus artificiellement en phase quadratique par la présence de l'Yttrium

Résistance à la flexion		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	Résist./ Flexion (Mpa)
	Zircone (non HIP)	1100 à 1150
	Alumine	300 à 600
	Céramique infiltrée	600 à 750
	Céramique dentaire renforcée pressée	350
	Céramique dentaire de stratification et verre	90 à 100
Matériaux ductiles		
	Titane	350 à 450
	Aciers	300 à 800
	Alliages précieux	250 à 500

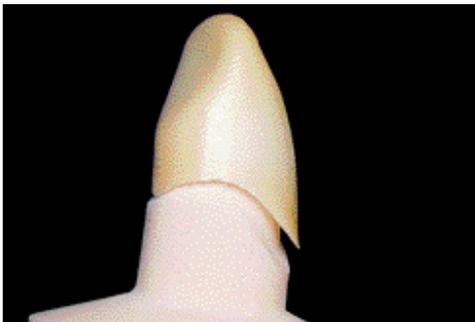


15

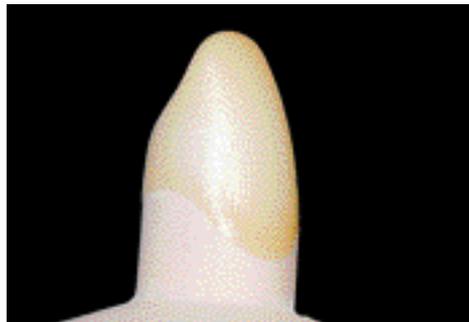


16

Fig. 15 Modélisation de la structure de l'alumine : taille des cristaux = 2,4µm.
Fig. 16 Modélisation de la structure de la zircone à la même échelle : taille des cristaux = 0,5µm.
Fig. 17 Limite cervicale fine et nette des chapes en zircone colorée.
Fig. 18 Ajustage précis et sans surcontour.



17



18

profitent de l'énergie apportée par la contrainte pour revenir en phase monoclinique et absorbent cet apport d'énergie. Cette réversion en phase monoclinique s'accompagne d'un léger grossissement des cristallites de zircone qui favorise également l'arrêt de la propagation de la fissure. Si l'énergie est trop importante, la propagation se poursuit jusqu'à la fracture.

Commentaire

La ténacité élevée du matériau lui confère un très bon comportement face à la fissuration. Cette propriété associée à la très petite taille de ces cristallites permet la réalisation de très fines pièces pouvant aller jusqu'au tranchant d'une lame de rasoir. L'industrie du Kevlar a adopté les lames en zircone qui ont une durée de vie 100 fois supérieure aux lames métalliques pour la découpe des feuilles.

Taille des grains

Les propriétés mécaniques élevées ainsi que la bonne stabilisation de la zircone dépendent de la taille critique des cristallites qui ne doit pas dépasser 0,6 µm.

Module d'élasticité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	GPa
	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductiles		
	Titane	120
	Aciers	200 à 280
	Alliages précieux	80 à 150

Ténacité		
Matériaux à rupture fragile	Matériau	MPa m ^{1/2}
	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0,70
Matériaux ductiles		
	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

Si on observe la modélisation de la structure d'une alumine haute pureté supérieure à 99,9% (fig. 15), dont la taille des cristaux est de 2,4 µm, on peut constater qu'en amincissant le matériau au plus fin, l'alumine présente une faible cohésion due à un nombre peu important de cristaux au niveau de l'arête.

Si par contre, on observe à la même échelle la modélisation de la structure d'une zircone (fig. 16) dont la taille des cristaux est de 0,5 µm, on constate qu'à épaisseur équivalente de matériau la zircone présente un nombre plus important de cristaux et par conséquent une meilleure cohésion. Ceci permet d'obtenir une arête fine et rectiligne permettant par exemple, dans l'industrie la réalisation de lames de rasoir.

Dans notre application, ceci permet la réalisation de bords fins, nets et solides (fig. 17 et 18).

La biocompatibilité

L'intérêt majeur des systèmes "tout céramique" est avant tout leur biocompatibilité et ensuite leur contribution esthétique. La zircone, ce nouveau biomatériau apporte l'un et l'autre en plus de l'extraordinaire solidité des pièces prothétiques ainsi réalisées grâce à ses propriétés mécaniques très élevées.

Le Professeur Sami Sandhaus à Lausanne travaille depuis la fin des années 1950 sur la mise en œuvre d'implants qui n'induisent pas de largage d'oxydes dans les tissus osseux contrairement aux implants métalliques. Son premier implant céramique CBS (Crystalline Bone Screw) réalisé en oxyde d'alumine a vu le jour en 1960. Ses travaux ont permis de mettre en évidence les qualités exceptionnelles des implants minéraux qui possèdent une similitude de structure avec celle du tissu osseux et s'ils sont utilisés sous forme d'oxyde de zirconium, on peut vraiment parler de biocompatibilité. La zircone TZP, 5 fois plus résistante que les matériaux précédents, a permis la réalisation de l'implant "Zircone millenium", toujours par le même inventeur.

Plus de 10 années d'expérience ont prouvé qu'à long terme, l'adaptation au milieu environnant des implants en oxyde de zirconium était exceptionnellement bonne. Les qualités de la zircone sont de premier ordre, citons-en quelques unes :

- une résistance mécanique exceptionnelle, permettant la réalisation d'implants robustes et de pièces fines,
- l'absence de corrosion *in vivo* ce qui élimine les produits de relargage disséminés dans l'organisme par les métaux,
- une inertie complète vis-à-vis des moyens d'investigation modernes comme le scanner ou l'I.R.M. dont les images sont perturbées par les implants métalliques (Pr. Sami Sandhaus).

Diminution de la prolifération bactérienne sur la zircone

Une étude réalisée par les Drs Rimondini, Cerroni, Carassi et Torricelli sur la colonisation bactérienne de surface en céramique de zircone a démontré une diminution de la prolifération bactérienne. Globalement, l'Y-TZP entraîne moins de dépôts bactériens que le Ti.

En conclusion, l'Y-TZP peut être considérée comme un matériau prometteur pour la fabrication de moignons.

Tests de biocompatibilité

Une série de tests de biocompatibilité répondant aux normes ISO, réalisée par la société Française "Biomatech" ont validé la biocompatibilité de la zircone Diazir® blanche et colorée.

- Test de cytotoxicité norme NF et ISO 10983-5.
- Test d'ames selon norme ISO 10993-3.
- Test maximalisé de sensibilisation norme NF et ISO 10993-10.
- Test d'irritation cutanée norme ISO 10993-10.
- Test de toxicité systémique aiguë norme ISO 10993-11.

Toutes les pièces prothétiques réalisées en zircone devraient aujourd'hui répondre aux normes ISO et avoir satisfait aux tests de biocompatibilité.

RÉALISATION DES PIÈCES PROTHÉTIQUES EN ZIRCON

Les pièces prothétiques doivent être usinées avant ou après frittage dans un bloc de zircone. Deux possibilités s'offrent au laboratoire de prothèse, soit il investit dans des machines, soit il confie le travail à un professionnel de l'usinage.

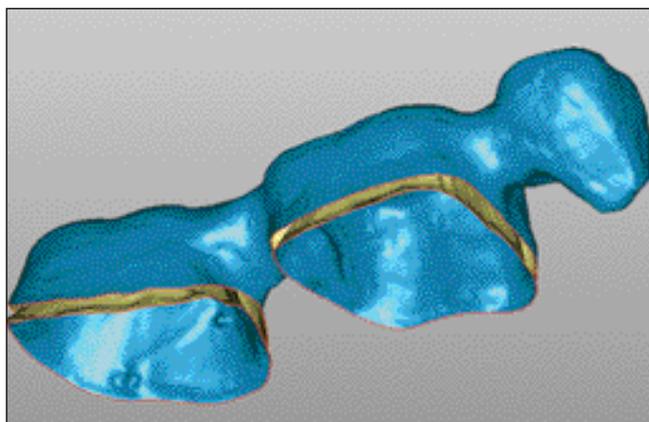
Investissement machine

Achat d'un scanner

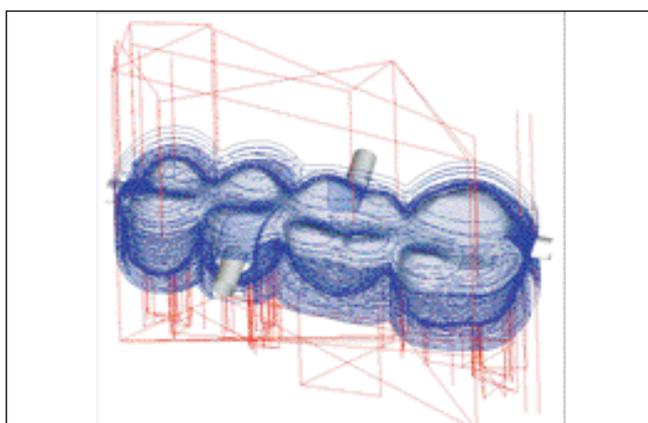
Cette formule implique le scannage à domicile et implique la formation d'une



19



20



21

personne à la manipulation du scanner. De ce manipulateur dépendra en partie le bon ajustage de la pièce finie. Les fichiers seront ensuite expédiés via internet dans un centre d'usinage.

Achat d'un système complet, scannage, usinage et frittage

Dans ce cas, le laboratoire prend en charge toutes les étapes de fabrication à domicile. Ceci représente un investissement financier important, des frais de maintenance, des mises à jour onéreuses de l'évolution du système et la formation de personnes aux différentes étapes de fabrication. Ne pas perdre de vue que ces systèmes sont moins robustes que des machines industrielles et ne pourront répondre à une forte production sans préjudices. Elles demanderont une maintenance importante.

Délégation à des professionnels de l'usinage

Ce choix permet aux laboratoires d'accéder à la technique zircon sans investissement financier, et d'acheter les pièces prothétiques à la demande. Les maquettes en cires sont réalisées au laboratoire selon la conception du prothésiste et sous son contrôle puis expédiées dans un centre d'usinage. Des techniciens et des ingénieurs en matériaux vitreux prennent en charge toutes les étapes de scannage, d'usinage, de coloration, de frittage, de contrôle qualité pour restituer un produit final garanti tant

sous l'aspect mécanique que biocompatible puisque répondant aux normes ISO.

RÉALISATION DES PIÈCES PROTHÉTIQUES

Quels que soient les systèmes, avant ou après frittage, les protocoles de préparation, de conception et d'usinage sont très semblables. En décrire un donne un aperçu sur l'ensemble du marché.

Conception de la maquette

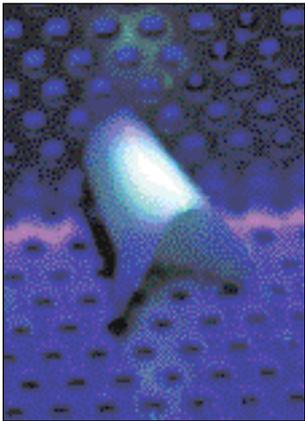
Maquette virtuelle

Après avoir scanné le maître modèle et son antagoniste, l'opérateur dessine virtuellement l'infrastructure (fig. 19) en utilisant un logiciel de conception proposé par les différents fabricants. Certains sont plus complets que d'autres et tiennent compte de l'antagoniste mais ils sont généralement figés et restrictifs dans les formes proposées par leurs

Fig. 19 Conception virtuelle d'une pièce prothétique dans son environnement (système Cynovad, photo JM. Pivard).

Fig. 20 Double scannage déterminant les volumes de l'armature à réaliser (document Diadem).

Fig. 21 Modélisation des pièces scannées.



22



23



24

Fig. 22 Le liquide fluorescent permet de signaler tout défaut sous une lumière UV (document Diadem).

Fig. 23 Contrôle de la teinte dès la première cuisson de céramique.

Fig. 24 Intégration des 11 et 21 sur piliers en zircone colorée Diadem (Dr François Jean Remiremont).

bibliothèques. Nul doute que ceci soit appelé à évoluer très rapidement, comme par exemple les formes des connexions trop souvent cylindriques, donc peu résistantes. Le fichier informatique est ensuite expédié vers un centre d'usinage.

Maquette en cire

Elle est conçue et réalisée comme pour une technique de coulée en alliage précieux, connexions secteur molaire de 3x3 mm, secteur prémolaire 2,5x3 mm et le secteur antérieur 2x3 mm.

• Scannage de la maquette

La maquette en cire est scannée puis retirée du modèle qui est à son tour scannée

pour matérialiser les limites cervicales et les volumes des piliers. Les deux images superposées déterminent les formes de l'extrados et de l'intrados ainsi que les volumes de la pièce à réaliser (fig. 20).

• Modélisation des pièces scannées

La pièce scannée est modélisée, c'est-à-dire, analysée par le logiciel qui calcule le trajet de l'outil pour la découper dans le bloc en tenant compte d'une augmentation de volume de 22 % pour compenser le retrait au frittage (fig. 21). La machine outil reçoit ces informations qui gèreront la phase d'usinage dans le bloc de zircone.

• Usinage de la pièce en zircone

Le bloc de zircone est fixé sur son support dans la machine d'usinage qui débite ensuite la pièce en suivant le trajet déterminé lors de la modélisation. Cette opération est rapide mais délicate dans le cadre d'un usinage avant frittage, par contre moins sensible mais beaucoup plus longue, lors d'un usinage après frittage.

• Coloration des pièces

Certains systèmes proposent des sels d'oxydes pour colorer la zircone par immersion avant frittage. Des temps de séchages sont à respecter pour éviter la migration des sels vers les extrêmes qui se traduit par des effets de bords (concentration de la couleur en bord cervical et pointes de cuspidés). Il est certain que nous nous orientons dans un avenir proche vers des poudres teintées lors de l'atomisation qui régleront ces problèmes.

• Frittage des pièces usinées

Les maquettes usinées sont frittées sous atmosphère à une température d'environ 1500°C dans des fours adéquats.

Cette opération est délicate et les pièces de moyennes et longues portées peuvent se déformer si certains paramètres comme la vitesse, les paliers, les températures ou le refroidissement ne sont pas appropriés. Le retrait de frittage est également conditionné à ces critères donc la précision de l'ajustage.

• Contrôle qualité des pièces

Chez "Diadem", en l'occurrence, toutes les pièces réalisées sont contrôlées par ressuage pour mettre en évidence un éventuel défaut dans la structure induit lors de l'usinage, ou du frittage. Certains

sont visibles au microscope, mais d'autres non. Le liquide fluorescent s'infiltré dans les plus petits défauts et les révèle lors de l'exposition à la lumière UV. (fig. 22). Cette opération est indispensable. Un défaut de structure se traduit systématiquement par une fracture.

Émaillage des infrastructures en zircon

Les infrastructures sont recouvertes par une stratification de céramique cosmétique pour obtenir la forme et l'esthétique finale.

Ces cosmétiques doivent impérativement être destinés à l'émaillage de la zircon pour être en compatibilité avec son coefficient de dilatation thermique qui est d'environ $10,2 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$.

Il est conseillé de respecter les directives données par chaque fabricant pour ce qui concerne le mode opératoire et les températures.

Les infrastructures en zircon colorée offrent cependant de meilleurs résultats esthétiques, car dans ce cas, les liners opaques ne sont plus indispensables. La lumière circule de ce fait très naturellement, se transmet dans le support dentaire sous-jacent et favorise considérablement l'intégration esthétique de la pièce prothétique.

Cuisson du cosmétique sans liner-opaque

- Le premier apport de poudre est une masse dentine d'une faible épaisseur qui sera surcuit de 25°C par rapport à une cuisson normale pour favoriser l'adhésion du cosmétique sur la zircon.

La teinte est contrôlée après cette première opération, permettant ainsi un ajustement, le cas échéant (fig. 23).

- Le cosmétique sera ensuite monté de façon habituelle jusqu'à la phase finale de la réalisation céramique.

Le résultat esthétique d'un montage céramique sur un support en zircon coloré est toujours très réussi (fig. 24).

CONCLUSION

Après avoir vu les propriétés mécaniques particulièrement élevées de la zircon, sa biocompatibilité évidente, son champ d'application qui s'élargit régulièrement, nous ne pouvons qu'être convaincus de son intérêt dans l'application dentaire. Ses propriétés exceptionnelles ouvrent

de nouvelles perspectives dans le domaine des restaurations prothétiques esthétiques "tout céramique".

Un recul de 9 années en Allemagne et 6 années en France permet déjà de parler de fiabilité.

On peut aujourd'hui grâce à la zircon, réunir biocompatibilité, fiabilité et esthétique.

GLOSSAIRE

BIOCOMPATIBILITÉ : *n.f.* Capacité d'un matériau à fonctionner dans une application spécifique avec une réponse favorable de l'hôte. **Ang** : *tissue tolerance*

C.F.A.O. : Conception et Fabrication Assistées par Ordinateur. La C.F.A.O. dentaire comprend l'acquisition par empreinte, scannage ou palpage, la modélisation par maquette physique ou numérique et l'usinage, par procédés-soustractifs ou additifs. **Ang** : *CAD-CAM*

FRITTAGE : *n.m.* 1. Consolidation et densification par action de la chaleur du compact granulaire plus ou moins dense soit avec ou sans fusion d'un de ses

constituants. Sous l'effet de la chaleur, les grains de poudre se soudent entre eux, ce qui confère sa cohésion à la pièce frittée. **Ang** : *fritting*

ZIRCON TYP : *n.f.* (Tetragonal Zirconia Polycrystals) Zircon dopée, principalement stabilisée en phase tétragonale. La structure tétragonale (ou quadratique) possède les meilleures propriétés mécaniques parmi les trois phases connues de la zircon. Cette dénomination désigne un matériau et n'est associée en aucun cas à un traitement thermique ou à un procédé de mise en forme. La zircon TYP peut donc se trouver à l'état préfritté, fritté ou ayant subi un traitement HIP. **Ang** : *TYP zirconia*

BIBLIOGRAPHIE

Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi C, Subcritical crack propagation in 3Y-TZP Ceramics. Static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc.* 1999 ; 11 : 3129-3138.

Garvic RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. *J Am Ceram Soc.* 1972 ; 55 : 303-5.

Mahiat Y. La matière approuvée. Ed. CRG Paris, 1998.

Rimondini L, Cerroni L, Carassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces. *Intern. J of Oral and Maxillofac Implants (JOMI)* Vol. 17 Num.6

Skinner et Phillips. Science des matériaux dentaires, 6ème éd. Julien Prélat, Paris 1971.

Stevens R. Zirconia and zirconia ceramics, 5ème ed. USA New York : Magnesium Elektron, 1986, 51.

Adresse de l'auteur :
Yves MAHIAT 111 rue Yves Montand 34080 Montpellier

A propos des ruptures des têtes de prothèses de hanches en zircone «Prozyr®»

Y. Mahiat- Montpellier

Une polémique s'installe autour des prothèses dentaires à base de zircone faisant référence aux ruptures de têtes de prothèses de hanches en zircone "Prozyr®" fabriquées par SGCAD (Saint-Gobain Céramiques Avancées Desmarquest).

L'intégralité des 17 séries de fabrication de têtes de prothèses de hanches sur lesquelles ont été constatées ces ruptures a été fabriquée entre janvier 1998 et septembre 1999. Toutes ces séries sont référencées "TH", c'est-à-dire frittées dans un four Tunnel, mis en place en janvier 1998. Ces ruptures coïncident donc avec un changement dans le process de fabrication.

On recense à ce jour, pour les têtes fabriquées de 1985 à 1997, 28 ruptures sur 330 000 têtes mises sur le marché, soit un taux de rupture < 0,01%. On constate par ailleurs 2 fois plus de ruptures sur les têtes alumine que sur les têtes zircone.

CAUSE DES RUPTURES DES SÉRIES "TH"

Conclusions finales du Conseil Scientifique Prozyr®

- Les investigations techniques ont mis en évidence un phénomène complexe, et jusqu'ici inconnu, de transformation de phase accélérée du matériau zircone, de la phase tétragonale vers la phase monoclinique, dans la zone centrale de certaines têtes céramiques.
- Aucune cause n'a pu être identifiée comme étant, à elle seule, à

l'origine du phénomène intervenant dans le mécanisme de rupture rencontré par SGCAD.

- Le rapport d'un laboratoire indépendant fait état d'une dégradation de la zircone se caractérisant par une porosité et une décohésion des grains, avec pour conséquence une fragilisation de l'implant, ces défauts existants avant implantation.

- L'AFSSAPS (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé) a considéré le 10 août 2001, que les ruptures étaient d'origines multifactorielles et pourraient avoir pour origine une étape mal maîtrisée du procédé de fabrication (mise en place du four tunnel en janvier 1998).

Le 22 juillet 2002, L'AFSSAPS rend sa décision portant sur l'interdiction de mise sur le marché, de distribution, d'exportation et d'utilisation des "lots TH" de têtes de prothèse de hanche en céramique de zircone, fabriquées par SGCAD.

Ces décisions ont conduit au rappel mondial de la totalité des prothèses de hanche à têtes en céramique de zircone de lots TH fabriqués par SGCAD à partir de janvier 1998.

Les autres types de prothèses - celles dont la tête est métallique, en céramique d'alumine ou en céramique de zircone "non TH" - ne sont pas concernés par cette décision. Dans le cas des prothèses de hanche, les problèmes recensés sont dus au couple de frottement céramique-cotyle, phénomène qui

n'est présent que dans les prothèses articulaires, ainsi qu'au diamètre des têtes qui doit être de 28 mm minimum.

Ces problèmes ne se posent évidemment pas dans le cas de prothèses dentaires.

D'autre part, les grades de zircone utilisés sont différents de celui de la zircone Prozyr® ainsi que les procédés de mise en forme et de traitements thermiques que subissaient les produits Saint-Gobain.

Remarque

Les problèmes pouvant être rencontrés suite à un changement de process montrent de façon évidente que la fabrication de la zircone doit être concentrée sur des pôles de compétences en céramique technique. Il est dangereux de multiplier les centres d'usinages dont les paramètres de fabrication et de contrôle peuvent évoluer indépendamment, augmentant ainsi le risque de dérive du procédé.

Sources

- http://agmed.sante.gouv.fr_recherche_Saint_Gobain
- <http://www.prozyr.com>
- Fractures des têtes de prothèses de hanche en zircone B.Cales, Norton Desmarquest Fine Ceramics
- La Céramique de zircone ou "La nuit tous les chats sont gris" A.Dambreville et al., (cliniques et hôpitaux).