

UNIVERSITE DE NANTES
UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

ANNEE : 2011

N° :

INTERETS ET LIMITES DE LA ZIRCON EN PROTHESE FIXEE

THESE POUR LE DIPLOME D'ETAT DE
DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée
et soutenue publiquement par :

Louis COURCIER

Né le 19 juin 1983

Le devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN
Assesseur : Monsieur le docteur Pierre LE BARS
Assesseur : Monsieur le docteur Eric CHABERLIN

Directeur de thèse : Monsieur le Docteur François BODIC

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propres à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni improbation.**

INTERETS ET LIMITES DE LA

ZIRCONE EN PROTHESE FIXEE

INTRODUCTION	6
Partie I- LA ZIRCON ET SON UTILISATION	7
1- Définition	7
2- Historique	8
3- Les utilisations de la zircone	9
1- Utilisations médicales.....	9
1- En médecine	9
2- En odontologie	9
3- Matériaux médicaux.....	10
2- Utilisations non médicales.....	10
4- Caractéristiques.....	10
1- Caractéristiques générales	10
2- Microstructure.....	11
1- Les différentes structures cristallographiques	11
1- Phase monoclinique	11
2- Phase quadratique.....	12
3- Phase cubique	13
2- Le passage phase quadratique / phase monoclinique	13
5- Fabrication de la zircone	13
1- Production	13
1- Le zircon.....	14
2- La baddeleyite	14
2- Fabrication de la poudre	14
3- Préparation des blocs	15
4- Le frittage	15
1- Le frittage naturel.....	15

2-	Le frittage sous pression HIP	15
5-	L'usinage	16
1-	L'usinage avant frittage	16
2-	L'usinage après frittage	16
6-	Les différentes formes de zircon	16
1-	La zircon comme additif	17
2-	La zircon pure	18
3-	La zircon préfrittée	19
4-	La zircon multiphasique dérivée de polymères.....	19
Partie II : PROPRIETES DE LA ZIRCON.....		20
1-	Propriétés physiques	20
1-	Résistance à la flexion	20
2-	Résistance à la compression.....	23
3-	Ténacité	24
4-	Renforcement par transformation de phase.....	25
5-	Module d'YOUNG	26
6-	Resistance à la fatigue	28
7-	résistance à l'hydro-fatigue.....	28
2-	Propriétés biologiques.....	30
1-	Biocompatibilité	30
2-	Respect du parodonte	30
3-	Propriétés carcinogènes	32
3-	Propriétés optiques et esthétiques	32
4-	Propriétés thermiques.....	33
5-	Propriétés radiologiques	33
6-	Vieillessement	34

Partie III : MISE EN OEUVRE	41
1- <i>au cabinet</i>	41
1- indications de l'utilisation de la zircone	41
2- Contre-indications de l'utilisation de la zircone	42
3- Les préparations	42
1- Rappels sur les principes généraux des préparations	42
2- Les préparations pour couronnes tout-céramique	43
3- spécificités des préparations avec chapes en zircone	47
4- La prise d'empreinte	48
5- Essayage de l'armature	50
6- Scellement /collage	51
1- Rappels	51
1- Les ciments	51
2- Les colles	51
2- Les traitements de surface	52
3- Scellement ou collage	53
2- <i>Au laboratoire</i>	55
1- Principes généraux de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	55
2- Intérêts de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	55
3- Les différentes méthodes de prise d'empreintes	55
1- Méthode par contact surfacique	55
2- Systèmes mécaniques par palpeurs	56
1- La lecture dite "universelle"	56
2- La lecture dite "à la volée"	57
3- Systèmes optiques	57
1- La méthode dite "par triangulation"	58

2-	La méthode dite par temps de vol	59
4-	La CAO	59
5-	Les différents systèmes de CFAO	60
1-	les procédés additifs.....	62
1-	procédés additifs sur une réplique de moignon.....	62
2-	Procédés additifs de formage libre par couches successives.....	63
2-	Les procédés soustractifs	63
1-	Caractéristiques générales	63
2-	Les différents systèmes	63
1-	Le système CEREC INLAB® (SIRONA)	63
2-	Le système DCS PRECIDENT®	64
3-	Le système LAVA ® (3 M).....	64
4-	Le système PROCERA® (NOBEL BIO CARE)	65
5-	Le système EVEREST® (KAVO).....	65
6-	Le système CERON® (DEGUDENT)	66
7-	Un système de fraisage manuel : le pantographe.....	66
	Partie IV : CONSEQUENCES CLINIQUES ET ANALYSE CRITIQUE.....	68
1-	Intérêt esthétique.....	68
1-	Teinte, translucidité, opacité.....	68
2-	Epaisseur de l'armature.....	70
2-	Biocompatibilité	71
3-	Intérêt mécanique	71
4-	Intérêt de la CFAO dans la réalisation des armatures.....	72
5-	Le risque de fracture	73
1-	Fracture de l'armature	73
2-	Ecaillage de la céramique cosmétique, le problème de la liaison zircone/ céramique....	74

6- Le problème des retouches	76
CONCLUSION	78
Références bibliographiques.....	79
Table des illustrations.....	90

INTRODUCTION

L'apparition de la zircone dans le domaine dentaire date du début des années 1980. Précisément, c'est dans le domaine de l'implantologie que les premières expérimentations ont eu lieu. L'évolution actuelle de la société tend vers une demande esthétique accrue. Dans ce contexte, le sourire et les dents sont le vecteur de cette beauté recherchée. L'augmentation du nombre de réalisations « tout céramique » est donc apparu progressivement depuis une dizaine d'années.

Classée parmi les matériaux à rupture fragile (55), la céramique zircone a vu son champ d'application s'élargir. Elle présente des propriétés mécaniques extrêmement intéressantes et permet d'allier résistance mécanique et qualités esthétiques. Elle peut donc être utilisée comme céramique d'infrastructure.

Fortement utilisée en chirurgie orthopédique, elle a subi une mauvaise publicité suite à la fracture de nombreuses prothèses de hanche au début des années 2000. Cela a conduit à une très forte diminution de son utilisation. Depuis cet épisode, la zircone est de nouveau utilisée. Cependant dans l'esprit de nombreux praticiens, elle jouit toujours de cette réputation de matériau cassant.

Dans un premier temps nous évoquerons les différentes formes de ce matériau ainsi que sa progressive apparition dans le domaine dentaire. Puis nous détaillerons ses propriétés. Ensuite nous nous attacherons à étudier son utilisation par les praticiens et les laboratoires. Enfin nous reviendrons sur les avantages et les désavantages que présente cette céramique dans son utilisation quotidienne en prothèse fixée.

Partie I- LA ZIRCON ET SON UTILISATION

1- Définition (4,52,57)

Le zirconium est un oxyde métallique, on le trouve en 40ème position dans le tableau périodique de Mendeleïev. A partir du zirconium, en absorbant de l'oxygène, on obtient du dioxyde de zirconium ZrO_2 qui est plus couramment nommé zircone (zirconia en anglais). A l'état naturel, on ne retrouve la zircone isolée que dans un seul minerai, la baddeleyite (ou Brasilite). Elle peut cependant être obtenue industriellement à partir du zircon (silicate de zirconium).

Le zirconium représente 0.02% du poids de la terre, ce qui en fait le 19ème élément le plus courant.

On différencie donc le zircon : silicate de zirconium et la zircone : dioxyde de zirconium.

1		2		Tableau périodique des éléments																3	4	5	6	7	0
1 H																				2 He					
3 Li		4 Be																	5 B	6 C	7 N	8 O	9 F	10 Ne	
11 Na		12 Mg																	13 Al	14 Si	15 P	16 S	17 Cl	18 Ar	
19 K		20 Ca	21 Sc	22 Ti	23 V	24 Cr	25 Mn	26 Fe	27 Co	28 Ni	29 Cu	30 Zn	31 Ga	32 Ge	33 As	34 Se	35 Br	36 Kr							
37 Rb		38 Sr	39 Y	40 Zr	41 Nb	42 Mo	43 Tc	44 Ru	45 Rh	46 Pd	47 Ag	48 Cd	49 In	50 Sn	51 Sb	52 Te	53 I	54 Xe							
55 Cs		56 Ba	57 La	72 Hf	73 Ta	74 W	75 Re	76 Os	77 Ir	78 Pt	79 Au	80 Hg	81 Tl	82 Pb	83 Bi	84 Po	85 At	86 Rn							
87 Fr		88 Ra	89 Ac	58 Ce	59 Pr	60 Nd	61 Pm	62 Sm	63 Eu	64 Gd	65 Tb	66 Dy	67 Ho	68 Er	69 Tm	70 Yb	71 Lu								
				90 Th	91 Pa	92 U	93 Np	94 Pu	95 Am	96 Cm	97 Bk	98 Cf	99 Es	100 Fm	101 Md	102 No	103 Lr								

: Radioéléments "naturels"

: Radioéléments "artificiels"

Figure 1 : tableau périodique des éléments de Mendeleïev

2- Historique (9,10)

Le zircon est un des plus anciens solides terrestres connu. Sa découverte a eu lieu en Australie. Il a été daté à 4.3 milliards d'années. Le nom zircon a une origine ancienne, il vient de l'arabe " zarkoen " et du persan " zargûn " qui signifie couleur d'or.

La découverte du zirconium date de 1789. On la doit au chimiste Allemand Martin Heinrich KLAPROTH (Wernigerode 1743-Berlin 1817). Il découvrit la zircone sous sa forme d'oxyde métallique et la classa donc parmi les métaux. On lui doit aussi d'autres découvertes comme : l'uranium (1789), le chrome (1789), la strontiane (1792), le cérium (1803) et le titane.

En 1824, le zirconium est isolé et purifié par le suédois : Jöns Jacob BERZELIUS.

En 1892, Joseph BADDELEY mis à jour le premier gisement de zircone à l'état naturel au Sri Lanka. Ce minerai se nomme donc Baddeleyite, du nom de son découvreur.



Figure 2 : Fragment de Baddeleyite (MAHIAT, 2006)

En 1925, la zircone est préparée pour la première fois à l'état pur par décomposition d'iodure de zirconium.

On l'exploite actuellement dans les pays suivant : Australie, Afrique du sud, Floride, Ukraine, Brésil, Canada, Birmanie, Russie, Kazakhstan, Inde, Sri Lanka, Thaïlande, Cambodge, Madagascar et Vietnam. La production mondiale est de 7000 tonnes par an.

L'oxyde de zirconium est obtenu à partir de sable zirconfère australien, constitué de 67% de silicate de zirconium, qui sera purifié au cours de différentes étapes chimiques et thermiques afin d'obtenir 93.3% d'oxyde de zirconium.

La première utilisation de l'oxyde de zirconium dans le domaine médical a été faite en 1969 en chirurgie orthopédique. Elle consistait en la réalisation de têtes de prothèses de hanches. Elles furent testées sur des singes, aucune réponse ne fut constatée. Jusqu'en 1990, la plupart des études se firent *in vivo* sur les muscles et sur les os, avec aucun résultat défavorable. A partir de 1990, les études faites *in vitro* vinrent confirmer les résultats précédemment obtenus. (57)

Dans le secteur dentaire, la zircone fait son apparition dans les années 1978-80 avec les premiers implants réalisés par le fabricant Frialit. Puis en 1988, le professeur SADOUD réalise les premières communications au symposium de céramique et en 1989 il publie un communiqué sur l'alumine + zircone dopée à l'yttrium. A partir des années 1990, la zircone s'est étendue à tout le domaine dentaire, notamment en odontologie avec les tenons en zircone, en implantologie avec la confection de faux moignons et enfin en orthodontie avec la réalisation des brackets. (10)

3- Les utilisations de la zircone

On l'a donc vu, de par ses caractéristiques, le matériau zircone présente de nombreuses applications, que ce soit dans le domaine médical ou non médical.

1- Utilisations médicales

1- En médecine

La zircone est utilisée depuis 1969 dans le secteur de l'orthopédie. Elle sert à réaliser des têtes de prothèses de hanches.

2- En odontologie (46)

Depuis une dizaine d'années, l'utilisation du matériau zircone s'est développée en odontologie. Ses indications sont de plus en plus nombreuses. Les connaissances sur ce matériau ont permis de l'utiliser dans différents domaines de notre activité. Longtemps, la zircone a été un matériau inaccessible pour la dentisterie et notamment pour la prothèse dentaire car elle ne correspondait pas aux procédés classiques de fabrication (coulée, frittage ou pressage). Dans le secteur prothétique, la zircone permet la réalisation de

systèmes céramo-céramiques. Son utilisation se fait aussi bien dans les secteurs antérieurs que dans les secteurs postérieurs. Les prothèses peuvent être unitaires, plurales ou à recouvrement partiel. Elle est aussi utilisée dans la confection de facettes. Dans le secteur de l'implantologie, la zircone peut être utilisée soit comme pilier, soit comme implant.

3- Matériaux médicaux (46)

La zircone est aussi utilisée dans la confection du matériel dentaire. On trouve actuellement des gammes de fraises en zircone, ainsi que des séries de forets pour l'implantologie. En chirurgie, on l'utilise pour faire des instruments comme des bistouris, des pinces ou des élévateurs périostés. On réalise aujourd'hui aussi des contentions et des brackets orthodontiques. L'oxyde de zirconium est aussi utilisé pour la réalisation de tenons radiculaires. D'un point de vue esthétique, cela semble donner un résultat correct puisque la teinte translucide des tenons permet une diffusion plus profonde de la lumière. Mais mécaniquement, cela ne semble pas intéressant car le module d'élasticité est trop élevé par rapport à la dentine. De plus poser un tenon en zircone est un traitement quasi irréversible.

2- Utilisations non médicales (46,55)

La zircone présente de nombreuses utilisations dans le domaine de l'industrie. Sa principale utilisation est le nucléaire (civil et militaire) où elle est utilisée comme enveloppe des combustibles fissiles et dans les cylindres des combustibles nucléaires.

Elle est aussi utilisée pour réaliser des billes de broyage, des sondes à hydrogène (Y-TZP à 8%). On la retrouve dans la confection de lame de couteaux et de rasoirs. La performance de la lame dure 100 fois plus longtemps qu'une lame classique. La zircone sert aussi dans la fabrication de composants pour fibres optiques, d'outils de précision etc....

4- Caractéristiques

1- Caractéristiques générales (59)

Le dioxyde de zirconium est une céramique polycristalline pure de haute densité. Cette catégorie de céramique est caractérisée par une absence de phase vitreuse. Leur structure polycristalline pure représente la dernière évolution des matériaux céramiques d'armature. Il en existe deux : l'alumine Procéra® et la zircone.

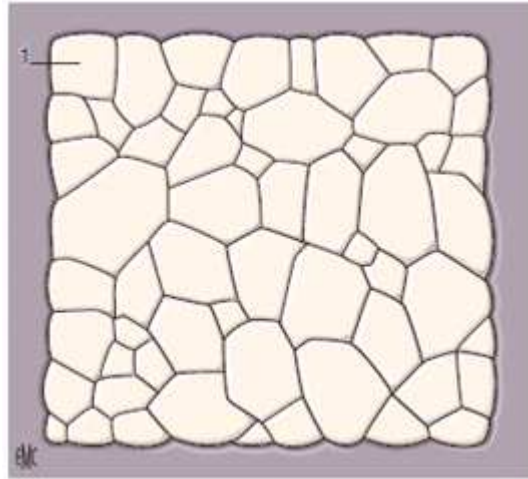


Figure 3 : Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (1-charge) (MARGOSSIAN et LABORDE, EMC 2007)

2- Microstructure (4,52)

1- Les différentes structures cristallographiques

En fonction de la température, la zircone se présente sous trois formes structurelles différentes. Ces différentes formes sont appelées phases. La zircone n'a plus les mêmes propriétés en fonction de la phase dans laquelle elle se trouve. Les trois phases sont : la phase monoclinique, la phase quadratique et la phase cubique.

1- Phase monoclinique

La zircone se présente sous cette phase entre 0°C et 1170°C. Sa structure cristalline est composée de tétraèdres à cotés parallélépipédiques. Sous cette phase, la zircone est stable mais elle ne présente pas énormément d'intérêts mécaniques.

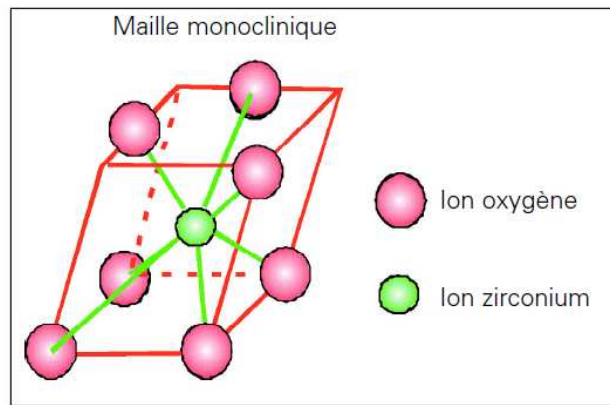


Figure 4 : Maille monoclinique (MAHIAT , 2006)

2- Phase quadratique

De 1171°C à 2370°C, la zirconie se retrouve dans une structure métastable. Sa forme cristalline est composée de cristaux tétraonaux à angles droits. C'est cette phase qui présente les meilleures propriétés. Pour permettre son utilisation à température ambiante, on y additionne une faible quantité (3 à 5%) d'oxyde (MgO , CaO ou Y_2O_3). C'est ce dernier, l'oxyde d'yttrium qui est le plus utilisé pour les zircons dentaires. On parle donc d'Y-TZP pour : zirconie partiellement stabilisée à l'yttrium. Cette phase est aussi appelée phase tétraonale.

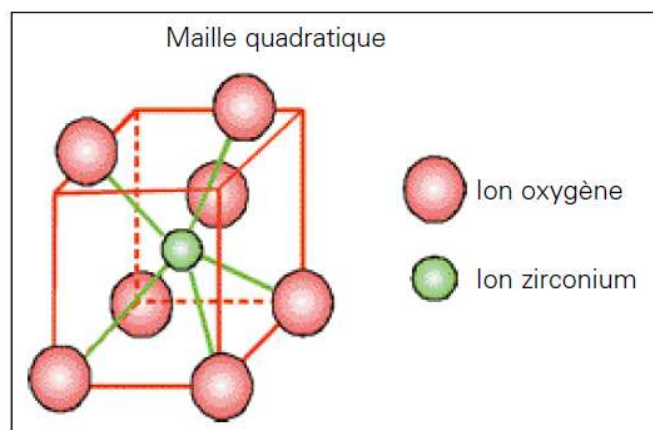


Figure 5 : maille quadratique ou tétraonale (MAHIAT , 2006)

3- Phase cubique

De 2371°C à 2690°C (point de fusion), la zircon est constituée de cristaux cubiques. Ils se maintiennent jusqu'au point de fusion. Dans cette configuration, la zircon ne présente à nouveau aucun intérêt mécanique.

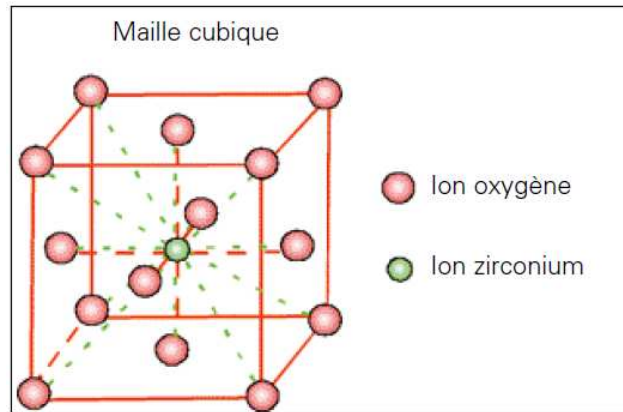


Figure 6 : maille cubique (MAHIAT , 2006)

2- Le passage phase quadratique / phase monoclinique (18)

Lors du refroidissement, à partir de 950°C, on a un passage de la phase tétragonale à la phase monoclinique, lorsque la zircon n'est pas stabilisée. Cette transformation s'accompagne d'une légère augmentation de volume (4 à 5%) car la taille des cristaux en phase monoclinique est légèrement supérieure à celle des cristaux de zircon sous la forme tétragonale.

5- Fabrication de la zircon

1- Production (10)

Comme vu dans une précédente partie la zircon est produite dans une douzaine de pays. Les principaux producteurs sont l'Australie, l'Afrique du sud, le Brésil et la Floride. La production mondiale s'élève à 7000 tonnes.

En France, les principales ressources se situent en Bretagne. Nous ne fabriquons que des alliages de zirconium pour les réacteurs nucléaires.

Pour produire de la zircone industriellement, on pourrait l'extraire d'un nombre important de minerais. Or actuellement, elle n'est produite qu'à partir du zircon et de la baddeleyite.

1- Le zircon (4)

Le zircon est donc une forme naturelle de silicate de zirconium. Il représente la plus grande source de production de zircone mondiale. Il n'y a pas d'exploitation spécifique de zircon. On le retrouve dans les composants des sables utilisés dans la production du titane : le zircon est donc une sous-production.

Le sable et le gravier contenant le zircon sont tout d'abord épurés. Ensuite, ce dernier est séparé des autres minerais par magnétisme, enfin il est lavé à l'acide. On obtient du zircon plus ou moins pur. Les fractions les plus pures sont utilisées pour faire du zirconium métallique, la zircone est elle fabriquée à partir des fractions les moins pures. On a deux procédés pour obtenir de la zircone. Le premier est le chauffage. En effet, à partir de 1540°C, le silicate de zirconium donne deux composés : la silice et la zircone. Le deuxième est par précipitation, il permet d'obtenir de la zircone plus pure que par chauffage.

2- La baddeleyite

La baddeleyite est donc la seule source naturelle connue de zircone. Les principaux gisements de baddeleyite se trouvent au Brésil et en Floride. Contrairement au zircon, la baddeleyite est majoritairement formée de zircone pure. Il n'est donc pas nécessaire de purifier ce minerai. Le seul processus de raffinage consiste à concasser le gravier et le sable pour former une poudre dont la granulométrie est contrôlée par tamisage. La baddeleyite a pour origine le zircon qui se serait décomposé en mélange $\text{SiO}_2 - \text{ZrO}_2$ en atmosphère humide.

2- Fabrication de la poudre (56)

On a donc vu que par différents processus de décompositions chimiques et thermiques du sable zirconifère, on obtient de l'oxyde de zirconium. Le but de cette étape est de purifier ce sable, contenant 67% de zircone à 93.6% d'oxyde de zirconium. Cette concentration est le seuil minimum pour obtenir une bonne stabilité de la zircone.

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

Ensuite, cette solution est hydrolysée, séchée et enfin calcinée dans le but d'obtenir une poudre qui sera désagglomérée et broyée. Il faut obtenir des grains ayant une taille qui n'excède pas $0.6\mu\text{m}$, la stabilisation en phase tétragonale par l'oxyde d'yttrium étant difficile au-delà de cette taille.

3- Préparation des blocs (56)

A la poudre ainsi obtenue, on ajoute différents composants minéraux (dopants, colorants) et organiques (lubrifiants, plastifiants) nécessaires à sa mise en forme. Cette étape est réalisée par un procédé d'atomisation (opération de transformation d'une matière liquide ou pâteuse en fine particules solides). La poudre obtenue se présente à l'état microscopique sous la forme de granulés sphériques de différentes tailles. Cette morphologie lui donne une excellente coulabilité qui permet un remplissage simplifié des moules de mise en forme. Une fois les moules remplis, on leur applique une pression isostatique (pouvant aller jusqu'à 3000 bars). Cette opération a pour but de densifier au maximum les blocs de zircone avant le frittage en éliminant tout les espaces entre les grains. Les propriétés du matériau après frittage dépendent de sa densité à l'état cru. A ce stade, la zircone a un état crayeux.

4- Le frittage (56)

Le frittage est un procédé de fabrication de pièce consistant à chauffer une poudre sans la mener jusqu'à la fusion. Sous l'effet de la chaleur, les grains se soudent entre eux, ce qui forme la cohésion de la pièce. La qualité du matériau à cette étape est primordiale car si des défauts sont présents, le matériau final sera fragilisé. Lors du frittage, l'action mécanique produit donc un retrait qui est de l'ordre de 22%. On a deux types de frittage.

1- Le frittage naturel

Il est réalisé dans un four en milieu atmosphérique oxydant à une température variant entre 1350°C et 1500°C . C'est ce type de frittage qui est le plus utilisé actuellement pour fabriquer les pièces prothétiques en zircone.

2- Le frittage sous pression HIP

HIP signifie "Hot Isostatic Pressing", (frittage sous haute pression atmosphérique) il est réalisé dans un four spécial qui permet d'exercer pendant cette opération une pression de 2000 bars. Cela permet d'améliorer les propriétés du matériau en augmentant encore sa densité par homogénéisation interne (élimination des micro-défauts internes).

Pendant le frittage, le matériau est réarrangé, en général par contraction linéaire, de 15 à 25% avec une augmentation correspondante de la densité. Par cette méthode, on aboutit à un volume de contraction supérieur à 40%. (52)

Actuellement, à cause de son coût, cette technique est délaissée au profit de la précédente. On la réserve pour le frittage des blocs en grande quantité.

5- L'usinage (9,59)

On a deux types d'usinage.

1- L'usinage avant frittage

C'est celui le plus utilisé pour les céramiques. En effet, il est plus rapide (une quinzaine de minute par bloc) et moins coûteux car les outils et les machines sont moins usés. Mais le problème est que lors du frittage suite à cet usinage il se produit un retrait de taille du matériau de 22%. Il convient de bien anticiper ce retrait afin d'obtenir des pièces prothétiques parfaitement ajustées. Actuellement, l'industrie maîtrise parfaitement ce retrait en utilisant un logiciel puissant qui surdimensionne les pièces prothétiques.

2- L'usinage après frittage

Comme il se réalise après le frittage, il n'y a pas de retrait. C'est donc un paramètre qu'il ne faut pas gérer. Le problème est son temps de réalisation (45/60 minutes) et son coût. En effet, les blocs frittés sont beaucoup plus denses donc l'usure des outils et des machines est beaucoup plus importante. Il faut utiliser impérativement des fraises diamantées. Son grand intérêt est qu'il n'engendre pas de retrait, donc le produit est parfaitement ajusté. Il permet d'usiner des blocs HIP donc plus résistants. Il est moins utilisé que le précédent dans le domaine dentaire mais reste la référence pour les pièces prothétiques de hanche.

6- Les différentes formes de zircone

Habituellement, la zircone est présentée sous forme de blocs. Elle est produite industriellement selon quatre procédés.

- La zircone utilisée comme additif; elle est dite infiltrée.
- La zircone pure ; elle est frittée en une seule étape, c'est une zircone Y-TZP
- La zircone préfrittée ; elle sera frittée en deux étapes et passera par une étape "crue", c'est aussi une zircone Y-TZP

-La zircone multiphasique dérivée de polymères ; c'est de la zircone pure associée à des acides siliciques.

En dentaire, la forme la plus utilisée est la forme stabilisée à l'oxyde d'yttrium. C'est une zircone tétragonale partiellement stabilisée à l'yttrium (Y-TZP).

1- La zircone comme additif (48,52)

C'est actuellement une des formes de zircone les plus utilisées dans le domaine dentaire. On l'utilise pour renforcer l'alumine. Elle est intégrée à l'alumine sous sa forme pure (sans oxyde d'yttrium). On la retrouve dans l'in-ceram Zirconia®. C'est une zircone d'infrastructure mise au point par SADOON. Ce matériau est composé à 30% d'oxyde de zirconium, le reste d'oxyde d'alumine.

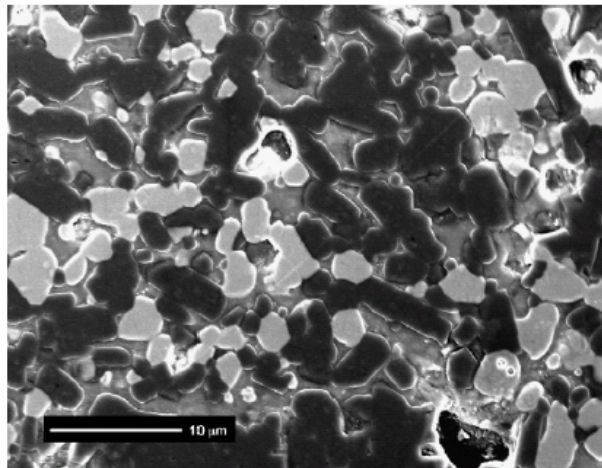


Figure 7: Structure de l'in-ceram Zirconia® en microscopie électronique (DENRY et KELLY, 2008)

Cette céramique est composée d'une phase vitreuse qui entoure et sépare les cristaux de zircone (zone claires) et les cristaux d'alumine qui apparaissent plus sombres. L'in-ceram zirconia® est d'abord préfrittée puis infiltrée de verre après usinage.

Aujourd'hui, l'association alumine/zircone est très utilisée dans le domaine dentaire (réalisation d'inlay core, de bridge, de bridge sur intermédiaires)

La zircone contenue dans l'alumine permet d'augmenter les propriétés de celle-ci. (résistance à la flexion et ténacité). Comparativement, in-ceram Zirconia® possède une résistance à la flexion de 700 MPa contre 500 MPa pour in-ceram Alumina®. Néanmoins, l'in-ceram Zirconia présente des inconvénients : sa résistance à la flexion reste faible en

comparaison par rapport à la zircone Y-TZP (1000 MPa) et d'autre part, du fait de son opacité, elle ne permet pas une transmission lumineuse esthétique.

2- La zircone pure (48,52)

La zircone est reconnue comme étant pure lorsqu'elle se compose à 93.6% d'oxyde de zirconium (ZrO_2). Elle est obtenue après un processus de dissolution/précipitation. Les traces restantes d'oxyde d'alumine (Al_2O_3) ne doivent pas dépasser 0.5%.

Afin d'obtenir une résistance maximale de la zircone, il faut s'approcher le plus possible de sa densité maximale théorique soit 6,1. Pour cela, il faut que les grains soient le plus proche possible les uns des autres et qu'il y ait une absence de porosité. Pour atteindre ce but, la zircone est réduite sous forme de poudre homogène avec des particules submicroniques. Elle subit ensuite un frittage sous pression HIP .

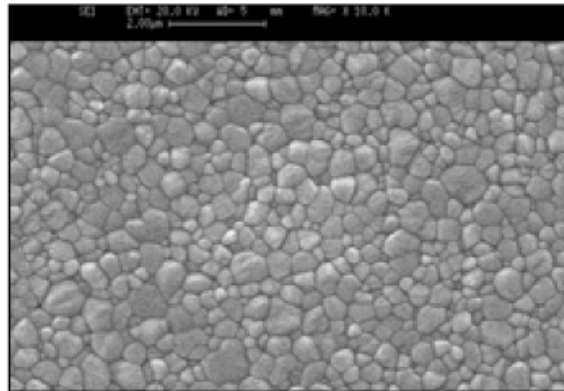


Figure 8 : Structure en micro grains dense et sans défauts qui confère à la zircone des propriétés mécaniques remarquables. (MAHIAT, 2006)

La zircone obtenue par cette méthode est très résistante mais sa mise en œuvre, du fait de sa forte densité reste délicate. Il faut des machines très puissantes pour l'usiner. Cette forme de zircone est très utilisée dans la réalisation des prothèses de hanche.

3- La zircone préfrittée (48, 52)

Pour remédier au problème de l'usinage de la zircone pure frittée par procédé HIP, on a mis au point une zircone préfrittée ou "tendre".

Les blocs de zircone Y-TZP sont compressés isostatiquement une première fois mais à une température inférieure à celle qui permet d'atteindre la densification totale du matériau. A ce stade, on parle de zircone préfrittée ou microporeuse ou crue.

L'usinage de cette zircone dans cet état est beaucoup plus rapide et moins consommateur d'outils. Ensuite, quand l'usinage a été effectué, la chape est frittée une seconde fois dans sa forme définitive à une température comprise entre 1300 et 1500°C pendant 6 à 7 heures pour lui conférer toutes ses qualités mécaniques. On l'a vu ce second frittage entraîne une réduction de volume de 20 à 30% qui doit être pris en compte par les logiciels de CAO/CFAO.

4- La zircone multiphasique dérivée de polymères (52)

C'est une forme de zircone obtenue par décomposition thermo-oxydative des silicones. Dans ce procédé, les silicones par addition par exemple sont mélangés à des poudres de céramique et transformés par pression à chaud en blocs plastiques. Ce bloc est facilement usiné et passé dans un four. Des acides siliciques amorphes (SiO_2) sont alors produits par le polymère chauffé.

Les acides peuvent être transformés en céramique multiphasique ($\text{ZrO}_2/\text{SiO}_2$) avec d'autres composants qui parfois s'oxydent eux-mêmes, c'est le cas du silicate de zircone proposé par KaVo Everest®. Bien que la céramique multiphasique contienne presque toujours une phase vitreuse, l'avantage de ce système est que la contraction de frittage peut parfois être compensée par des réactions d'oxydation responsables d'une augmentation de volume.

Cette forme de zircone reste encore peu utilisée.

En résumé, on voit que la zircone peut être soit l'élément principal soit un simple additif. On va le voir, la zircone pure présente les meilleures propriétés mécaniques et il semblerait légitime qu'elle soit la plus utilisée dans le domaine dentaire. Mais du fait de sa grande densité, son usinage est très difficile, c'est pourquoi on lui préférera la forme préfrittée.

Partie II : PROPRIETES DE LA ZIRCONE

1- Propriétés physiques (55)

La zircone est une céramique hautement résistante comparée aux autres céramiques. C'est pour cela que l'on peut la comparer à l'acier. On va voir que par ses propriétés, elle peut être utilisée aussi bien dans le secteur antérieur que postérieur. Elle tient ses propriétés mécaniques exceptionnelles de sa structure dense en micro grains et sans défaut. Pour obtenir ces résultats, la taille moyenne des grains ne doit pas dépasser 0.5 μm .

Les différents critères qui peuvent influencer sur les propriétés mécaniques de la zircone sont :

- La pureté de sa densité
- La porosité
- La taille de ses grains
- La structure cristalline (proportion de phase tétragonale et de phase monoclinique)
- Les caractéristiques géométriques
- L'état de surface

1- Résistance à la flexion (2,25,44,50,55,65,81)

D'après une étude de FILSER et coll. (2001), on note que la résistance en flexion de la zircone varie entre 900 et 1200 MPa. Ces valeurs sont très supérieures aux chiffres de résistances obtenus pour les autres céramiques dentaires, comme le montre le graphique suivant, d'après THINSHERT et coll. (2001), on s'aperçoit que la zircone a une résistance deux fois supérieure aux céramiques infiltrées et encore plus par rapport à l'alumine.

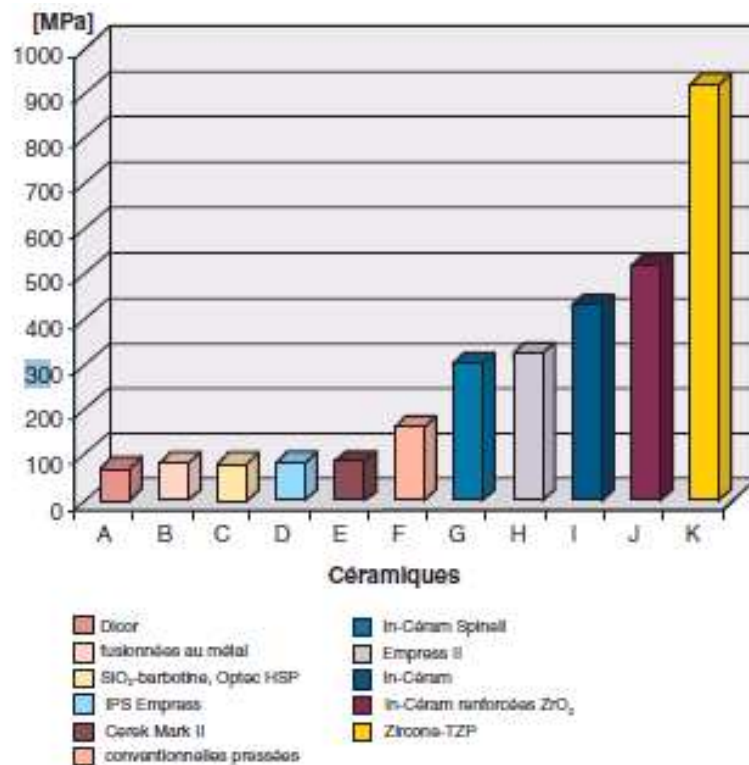


Figure 9 : Qualités mécaniques des céramiques : résistance en flexion (POUJADE et coll, 2008)

Lorsque l'on compare trois études (ATT et coll. en 2008, LARSSON et coll. en 2007 et RAIGRODSKY et coll. en 2006) réalisées sur la résistance à la flexion entre un bridge de 4 éléments en Y-TZP et un bridge de 4 éléments en alumine, les résultats montrent que la zircone a une résistance variant entre 1000 et 1200 MPa tandis que les valeurs de résistance de l'alumine restent au maximum à 600-700 MPa.

Les valeurs de résistance à la flexion varient de 700 MPa pour l'In Céram Zirconia®, 1000 MPa pour la zircone TZP et 1200 MPa pour la zircone HIP.

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

Tableau 1 : Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie (MAHIAT, 2006)

Cependant, il ne faut pas traiter la résistance mécanique seulement sous l'aspect résistance à la flexion. En effet, les matériaux céramiques ont des valeurs 5 à 10 fois supérieures en compression qu'en flexion ou en tension. (52)

Les résultats obtenus sont énormément modifiés par les tests utilisés (flexion en 3 ou 4 points) et par la géométries des différentes formes testées. A ces éléments, se rajoute la présence de micro défauts de structure de 1 à 10 μm dans la céramique infiltrée ou même dans les céramiques TZP. (52) Une étude de KOSMAC et coll. (1999) a montré que la résistance en flexion de plusieurs zircons stabilisés à l'oxyde d'yttrium pouvait être significativement réduite par une finition de surface sous spray ou à sec. Le sablage à l'alumine et le polissage avec des fraises à grains fins (entre 50 et 150 μm) peuvent également avoir une influence sur la résistance en flexion. Le sablage provoque un passage des grains tétraonaux en grains monoclinaux et place donc la région en compression. Les propriétés en sont renforcées, mais le salage entraîne aussi la création de micro-défauts à la surface de la chape ce qui a pour conséquence d'amorcer des fractures. Le polissage quand à lui n'apporte rien puisqu'il ne provoque aucun passage en maille monoclinique et crée des micro-défauts. On en conclue que l'influence des finitions de surface sur les propriétés mécaniques de la zircone n'est pas immédiate et est le résultat de la création de micro défauts à la surface de l'infrastructure qui entrainera à postériori une fracture. Ce point sera approfondi dans une partie ultérieure.(43)

2- Résistance à la compression (42,53,77)

Les forces de compression, décrites dans la littérature par de nombreux auteurs, au niveau postérieur se situent à 500 N. (41)

LUTHY compare différents types de restaurations céramiques. Après mise en charge, il obtient les résultats suivants :

- Restaurations céramiques renforcées au disilicate de lithium : 282 N
- Restauration alumineuse : 518 N
- Restauration en zircone : 755 N

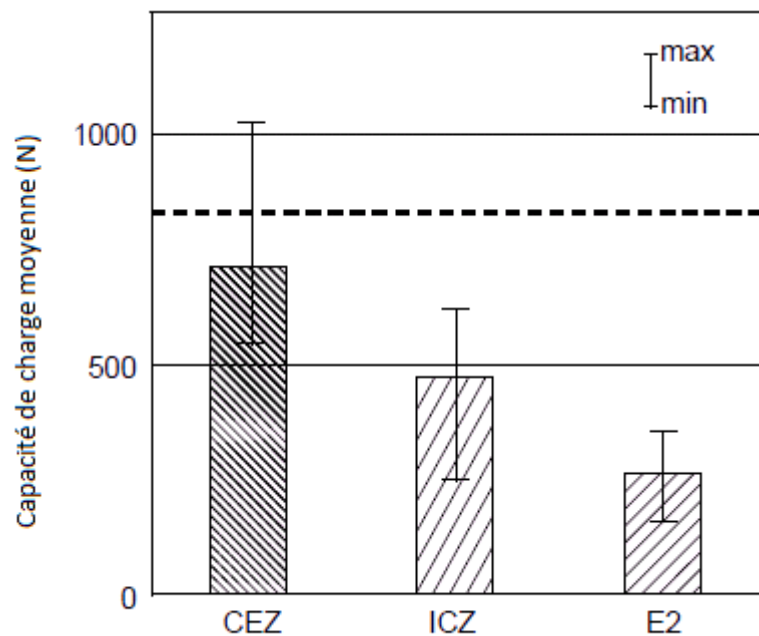


Figure 10 : capacité de charge moyenne de différentes céramiques (LUTHY et coll., 2005)

(Avec CEZ : restauration en zircone, ICZ : restauration en alumine, E2 : Restaurations céramiques renforcées au disilicate de lithium.)

L'utilisation de la zircone est donc possible pour la réalisation de bridges de 4 éléments dans le secteur postérieur. Les bridges en alumine obtiennent des valeurs moyennes pour la réalisation de telles superstructures, leur indication semble limitée. (53)

D'après KOKUBO et coll. (2007), les forces de mastication au niveau des secteurs molaire peuvent atteindre 800N en cas de para fonctions telles que le bruxisme. Il démontre que les

bridges en zircone sont tout à fait adaptés car ils peuvent supporter des charges allant jusqu'à 1000 N. On note que FILSER et coll. (2001) donnent des résultats de résistance plus élevés (jusqu'à 1200 N). (25,42,76)

Toujours selon KOKUBO et coll. (2207), le design de l'infrastructure du bridge influence sa capacité de résistance à la compression verticale.

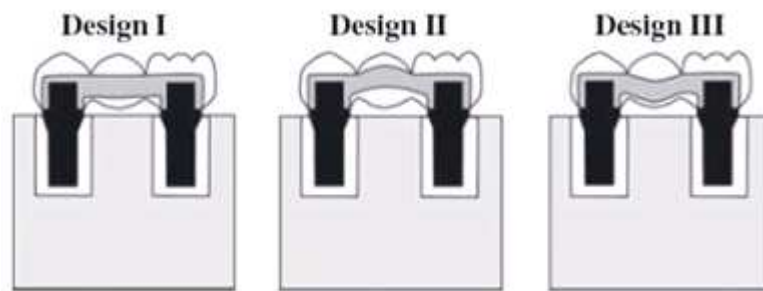


Figure 11 : trois différents types de dessin d'infrastructure.(KOKUBO et coll., 2007)

Il a donc étudié la mise en charge de 3 types d'infrastructures. Les résultats montrent que le design n°2 est le plus résistant. Il peut en effet supporter des charges allant jusqu'à 2475 N. La première fêlure apparaissant à 1387 N pour le design n°2 et respectivement 1292 N et 1039 N pour les design n°1 et 3. La forme retenue pour l'infrastructure de bridge est donc une forme convexe en direction occlusale. (42)

3- Ténacité

La ténacité d'un matériau illustre son comportement face à la rupture en présence d'une entaille, sa capacité à s'opposer à la propagation des fissures. La ténacité évoque la résistance à la fracture. Elle s'exprime en $\text{MPa.m}^{1/2}$. Elle s'exprime par le coefficient K_{IC} . En général, un matériau tenace est peu fragile.

$$K_{IC} = \sigma_b(Y\sqrt{a})$$

Avec :

- K_{IC} : coefficient de résistance à la fracture
- σ_b : tension de la fracture
- Y : facteur géométrique
- a : dimension du défaut

Donc d'après la formule, plus un défaut est petit, plus la ténacité est élevée.

Selon les études de SUTTOR (2004) et de CHRISTEL et coll. (1989), les zircons HIP et Y-TZP n'ont pas le même K_{IC} . Pour la zircone Y-TZP, il varie entre 5 et 10 MPa.m^{1/2}, pour la zircone HIP, il est de 9 à 10 MPa.m^{1/2}. D'autres auteurs comme TAKAGI lui attribue un K_{IC} de 8.4 MPa.m^{1/2}. Ces valeurs restent sensiblement proches. On note donc que la ténacité de la zircone est supérieure à celle de l'alumine (entre 3 et 4 MPa.m^{1/2}) et que la zircone HIP a une ténacité supérieure à la zircone préfrittée. (13,52,78)

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

Tableau 2: ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006)

4- Renforcement par transformation de phase (31,55)

Cette propriété est une des bases de la grande résistance mécanique de la zircone, elle a été découverte par GARVIE et coll. en 1975. Elle est aussi appelée "procédé de renforcement par micro-fissuration". C'est une propriété extrêmement importante pour nous car c'est grâce à elle que la zircone résiste parfaitement à la fissuration et donc à la fracture.

Le principe est que la phase métastable augmente sa résistance face à la propagation des fissures par un phénomène d'absorption des contraintes. En effet, les cristaux qui étaient maintenus artificiellement sous cette structure tétragonale (phase instable à température ambiante) par la présence d'yttrium profitent de cet apport d'énergie provoqué par la fissuration pour retourner en phase monoclinique (phase stable à température ambiante). Lors de ce passage, il se produit un léger grossissement des cristaux de zircone (entre 3% et 5%), ce qui facilite l'arrêt de la propagation de la fissure. Les cristaux monoclinaux, plus

volumineux que les cristaux tétraonaux, placent donc la région en compression et évitent la propagation de la fêlure. Bien sûr en cas d'apport d'énergie trop important, la fissure se poursuit jusqu'à la fracture.

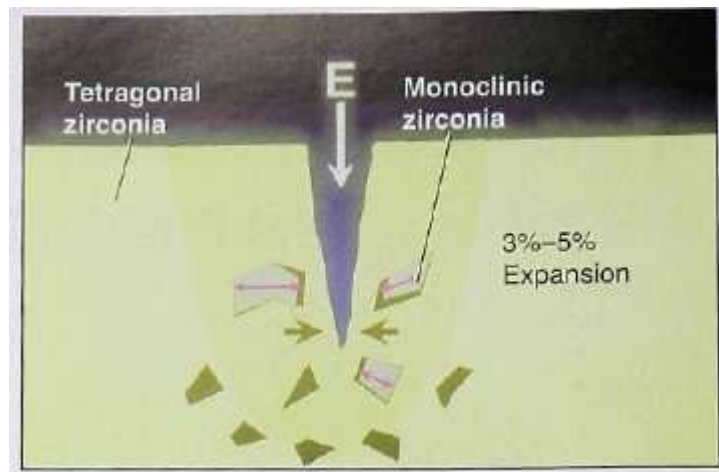


Figure 12 : Renforcement par transformation de phase. (SORENSEN, 2003)

On s'aperçoit donc que les retouches sur des chapes sont impossibles, puisqu'on peut les assimiler à des fissures qui potentiellement peuvent se transformer en fracture. Ces fissures deviennent ainsi des potentielles amorce de fractures. C'est le principal défaut des céramiques.(52)

5- Module d'YOUNG (55)

Le module d'YOUNG est aussi appelé module d'élasticité. Il caractérise la déformation d'un matériau sous une contrainte donnée. Plus celui-ci est haut, moins le matériau subit de déformation sous une contrainte donnée. Il est donc très cassant.

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

Tableau 3 : Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006)

D'après ce tableau, l'oxyde de zirconium a un module d'élasticité de 220 GPa. Par rapport à l'alumine, la zircone tolère donc beaucoup plus de déformation. Ce module d'élasticité bas est un fait unique dans les matériaux à rupture fragile qui sont des matériaux généralement "cassants". Le module d'YOUNG de la zircone lui permet donc d'absorber une certaine partie des contraintes et donc autorise une légère déformation avant la fracture. Ce module d'YOUNG relativement bas permet à la zircone de bien répondre aux tests de fatigue.

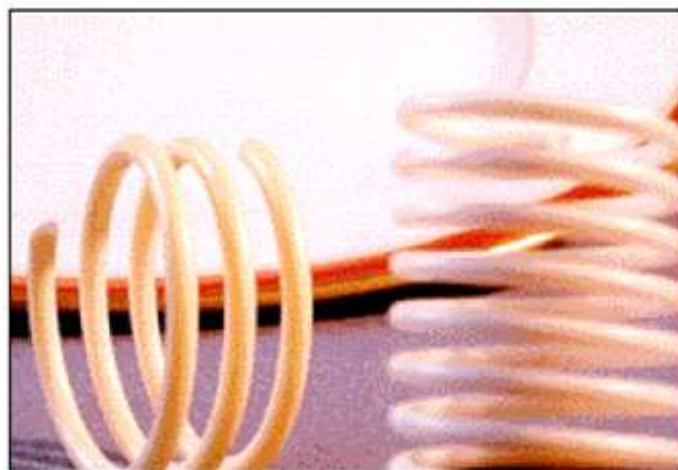


Figure 13 : Ressort en zircone : réalisation Diadem. (MAHIAT, 2006)

6- Resistance à la fatigue (62)

La résistance à la fatigue d'un matériau détermine sa capacité à assurer sa fonction dans le temps. Cet aspect est important à contrôler car lors de la réalisation de nos prothèses, il faut avoir une vision à long terme. Les restaurations prothétiques que nous sommes amenés à concevoir doivent durer dans le temps.

D'après une étude de PITTAYACHAWAN et coll. (2007), après une mise en charge à 25% de la charge maximale et ce pendant 20000 cycles (ce qui correspond à des conditions d'utilisation moyennes), la résistance en flexion bi-axiale des bridges en Y-TZP diminue de 10%. La zircone résiste donc très bien à une utilisation physiologique dans le temps.

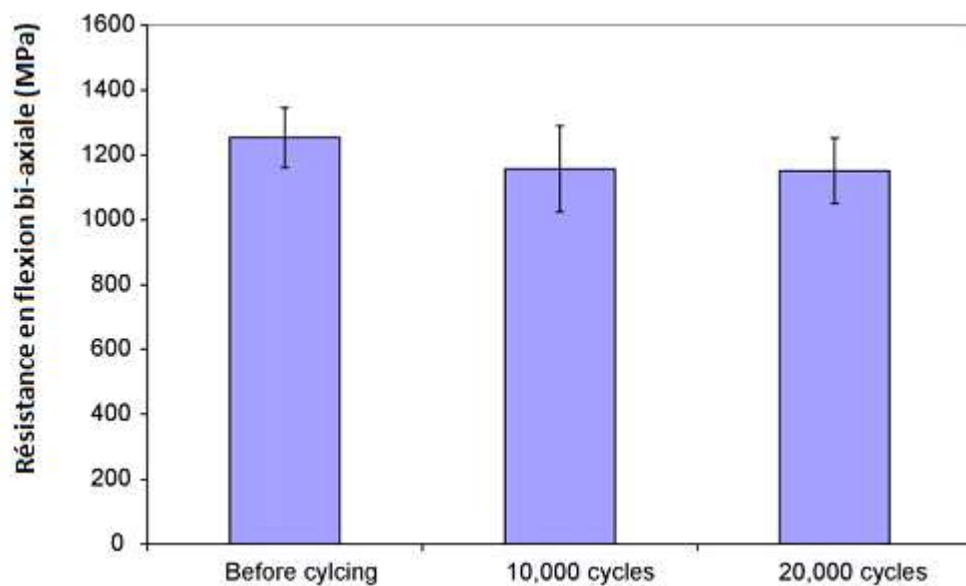


Figure 14 : Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue (PITTAYACHAWAN et coll., 2007)

7- résistance à l'hydro-fatigue (48,60,74,79)

Les reconstitutions prothétiques que l'on va réaliser seront mises en place dans la cavité buccale. Or la présence de la salive va avoir une action de diminution des capacités (résistance à la flexion, etc....) des prothèses dentaires. Une étude de Sorensen démontre que, après une semaine d'immersion dans ces fluides, toutes les céramiques ont une diminution de leurs propriétés de 20 à 30%. (Empress 1 (leucite) : -22%, Empress 2 (disilicate de lithium) : -19%, in ceram alumina : -31%) Seule la zircone ne varie pratiquement pas. Les échantillons de céramiques vont voir leur solidité diminuer par la propagation de fissures. On parle de fissuration par contrainte de corrosion. La zircone Y-TZP est adaptée au

vieillissement dans un milieu buccal. On sait que l'in-ceram zirconia® contient une phase vitreuse. Dans cette étude, on s'aperçoit que sa résistance chute de 10%.

Ceramic system	Type of ceramic	Air storage		Water storage	
		Mean	SD	Mean	SD
Empress (Ivoclar)	Leucite	147	26	114	23
Empress 2 (Ivoclar)	Lithium disilicate	337	30	271	43
In-Ceram (Vident)	Alumina	535	85	370	101
In-Ceram	30% zirconia, 70% alumina	704	93	663	99
Lava (3M Espe)	Zirconia	1048	133	1095	46

Figure 15 : valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau. (SORENSEN, 2003)

Une autre étude de PAPANAGIATOU et coll. en 2006 vient confirmer ces résultats. Les auteurs de cette étude ont vieilli artificiellement des échantillons de zircone dans l'eau pendant 24 heures ou 7 jours. Ils les ont ensuite testé en flexion sur 3 points. Lors de l'observation des résultats, ils n'ont pas noté de modification significative de résistance en flexion entre les échantillons non vieillis et ceux vieillis artificiellement. Donc pour PAPANAGIATOU et coll., l'eau n'aurait pas d'influence sur la résistance de la zircone. Il note cependant, après observation des échantillons vieillis, une transformation de phase à la surface des barres de zircone et note que cette transformation est accélérée par le temps et la température.

Ce phénomène appelé vieillissement fera l'objet d'une partie traitée en II.6. les auteurs précisent que ce vieillissement n'altérerait pas la résistance en flexion des chapes de zircone.

TANAKA et coll. (2003) ont eux aussi testé cette résistance après vieillissement et ont noté une diminution de la résistance en flexion de 1360 à 1050 MPa. Ils notent également la présence de cristaux monoclonaux à la surface des échantillons vieillis. Cependant, ils précisent que les valeurs obtenues après vieillissement restent acceptables pour envisager d'utiliser la zircone comme céramique d'armature.

2- Propriétés biologiques

1- Biocompatibilité (48)

La zircone appartient à la classification des céramiques inertes. Elle est donc extrêmement biocompatible. D'après COMBES, " l'inertie chimique des matériaux céramiques permet de minimiser les réactions de l'hôte ". Donc la stabilité de la structure chimique de la zircone lui confère une excellente biocompatibilité. Les céramiques sont beaucoup plus stables que les résines ou les métaux car elles ne subissent pas de dégradation par corrosion.

Du fait de sa biocompatibilité, la zircone présente de nombreuses qualités (52):

- Haute résistance à la corrosion
- Inertie chimique
- Absence de flash au scanner et à l'IRM
- Absence de toxicité
- Absence de bimétallisme
- Excellente tolérance tissulaire
- Meilleures propriétés antiplaque dentaire
- Très faible coefficient d'effritement

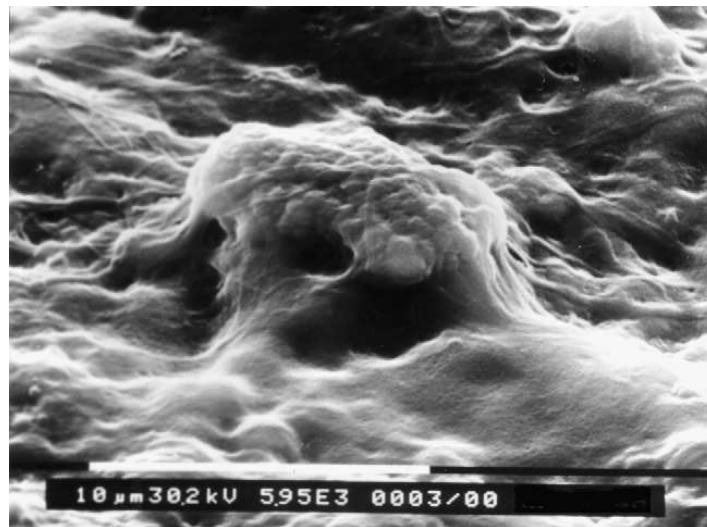
2- Respect du parodonte (37,39,40,45,58,71)

Les qualités esthétiques de la zircone rendent ce matériau hautement mimétique. Contrairement aux couronnes céramo-métalliques, il n'est donc pas nécessaire d'enfouir le joint prothétique dans le sillon gingival. Une limite juxta voire supra-gingivale peut être envisagée. L'espace biologique est ainsi d'autant plus préservé. Il n'y a pas d'agression parodontale due à la présence du joint métallique et à l'enfouissement des limites, préparation que l'on réalise habituellement avec une coiffe céramo-métallique afin d'obtenir un rendu esthétique correct. Cette propriété est aussi utile dans le but d'avoir un accès aux limites du moignon prothétique facilité lors de la prise d'empreinte. La lecture faite par le prothésiste en sera d'autant plus précise et simplifiée.

L'adhérence du biofilm est beaucoup plus faible sur la zircone que sur les couronnes céramo-métalliques. C'est un atout considérable car cela entraîne moins de plaque dentaire et donc moins d'inflammation gingivale par rapport à une couronne céramo-métallique.

D'après les études de KOHAL et coll. (2004, 2006), avec le temps on a toujours une présence de récession gingivale au niveau de nos reconstitutions et donc une apparition d'un liséré

métallique. C'est une source importante de doléances de nos patients car ce liseré est souvent peu esthétique. On voit que, quelque soit l'alliage dans lequel est réalisée l'armature métallique, il n'y a aucune attache d'hémi-desmosomes gingivaux permettant une ré-attache. C'est pour cela qu'on a une apparition de ce liseré. Selon KOU et coll. (2006), la rugosité de surface est un élément déterminant de cette ré-attache, il doit être apporté une très grande minutie à l'état de surface final qui doit être parfaitement poli. Dans leurs publications, JUNG et coll. (2007) et SALDANA et coll. (2007) montrent que la zircone permet, elle cette ré-attache. Les hémi-desmosomes forment une néo-attache avec l'oxyde de zirconium qui s'assimile à une attache rampante.



**Figure 16 : Observation au microscope électronique d'une culture de fibroblaste sur une surface en zircone.
(MANICONE et coll., 2007)**

RAFFAELI et coll. (2008) ont montré qu'il est possible à des fibroblastes d'adhérer à la surface de la zircone. De plus la capacité des cellules n'est en rien altérée car ils produisent encore de la fibronectine. On peut en déduire que la zircone est parfaitement tolérée par le tissu conjonctif. SALDANA et coll. (2007) ont étudié une zircone ultra fine afin d'améliorer encore ses performances. Ils ont comparé une zircone avec des grains fins de 0.24 μm et d'une dureté vickers de 172 avec une zircone conventionnelle (taille des grains : 0.4 μm ; dureté Vickers 98). Cette étude leur a permis de démontrer qu'en plus d'une augmentation de ses propriétés mécaniques, la biocompatibilité restait haute malgré la diminution de la taille des grains.

3- Propriétés carcinogènes

La biocompatibilité d'un matériau passe par son caractère "non carcinogène". Les études *in vitro* menées par COVACCI et coll. (1999) puis par SILVA et coll. (2002) montrent que l'oxyde de zirconium placé dans un organisme ne peut entraîner de mutation génique. Il n'a aucun pouvoir oncogène sur les fibroblastes. (15,73)

3- Propriétés optiques et esthétiques (51,52,58)

Les systèmes céramo-céramiques se sont essentiellement développés dans un but esthétique afin d'obtenir des reconstitutions prothétiques d'une couleur et d'une forme la plus proche possible de la dent naturelle.

La couleur naturelle de l'oxyde de zirconium varie du blanc à l'ivoire. Elle est variable en fonction de la densité du matériau. Plus la zircone est dense, plus elle est translucide. Dans un matériau translucide, la lumière circule facilement.

Comparée aux autres céramiques, la zircone est plus opaque et n'est donc pas la céramique de choix en ce qui concerne le secteur antérieur. Son aspect esthétique est tout de même nettement supérieur aux systèmes céramo-métalliques. Une étude de EDELHOFF et SORENSEN en 2002 a permis de classer les différentes céramiques d'armature en fonction de leur translucidité. Les résultats obtenus sont les suivants : (du plus au moins translucide) In-Céram spinell® (céramique infiltrée) > empress II® (vitrocéramique) > Procéra® (céramique alumineuse polycristalline) > zircone Y-TZP préfrittée ou HIP > In-Céram zirconia® (céramique alumine 70% zircone 30%). Les chapes contenant de la zircone sont les moins translucides. (24)

L'opacité de la zircone présente toutefois un intérêt lorsqu'il s'agit de masquer un pilier fortement coloré ou un inlay core métallique.

Cliniquement, la zircone apparaît blanche. C'est un paramètre important car cela peut perturber le rendu esthétique des couronnes en leur donnant trop de clarté. Il est donc possible de modifier la teinte de la zircone en lui ajoutant des dopants avant le frittage. Cela entraînera toutefois une diminution des qualités mécaniques. Actuellement, des fabricants proposent une gamme de neuf teintes différentes.

L'épaisseur de l'armature est une composante très importante de l'aspect esthétique et de la translucidité de l'armature (24). En effet d'après HAUPTMANN et coll. (2000), il est

important de noter qu'une faible épaisseur de céramique opaque sera autant voir plus translucide qu'une céramique plus translucide à la base mais assemblée en couches épaisses. Une chape en zircone Lava® de 0.5 mm d'épaisseur aura la même translucidité qu'une céramique Empress II® de 0.8 mm. Quand une épaisseur de l'armature augmente de 0.5 à 1.5 mm, l'opacité de cette même chape passe de 65 à 85%. C'est un paramètre important à maîtriser car nos armatures dans le cas de couronnes unitaires auront une taille moyenne de 0.8 à 0.9 mm mais pourront passer à 1.5 mm dans le cas de connexions de bridges. Donc tout pontique de bridge sera nécessairement plus opaque que l'armature au niveau des dents supports. (34)

4- Propriétés thermiques (18,52,54,81)

La zircone comme toutes les céramiques est un faible conducteur thermique. Elle permet donc d'isoler le complexe pulpaire et ainsi de créer des prothèses sur dents vivantes. La conductivité thermique de la zircone est de 2 W/m.K. La présence de lacunes d'oxygène dans sa structure (intégrés avec les ions yttrium) explique ce coefficient bas. La zircone est donc un très bon isolant thermique et n'a aucun effet galvanique, différence importante avec les systèmes céramo-métalliques.

Le coefficient de dilatation thermique de la zircone se situe entre 10.5 et $11 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. les céramiques cosmétiques doivent avoir le même coefficient afin de limiter les fractures. En effet si la différence de coefficient entre les deux céramiques dépasse 1×10^{-6} , la céramique est mise en compression cela entraîne un risque de fracture.

5- Propriétés radiologiques (13)

Un autre intérêt de la zircone est sa radio-opacité. Elle est donc très utile au niveau implantaire. De plus, la zircone présente un intérêt majeur, c'est qu'elle n'engendre pas de flash lors d'un IRM ou d'un scanner.

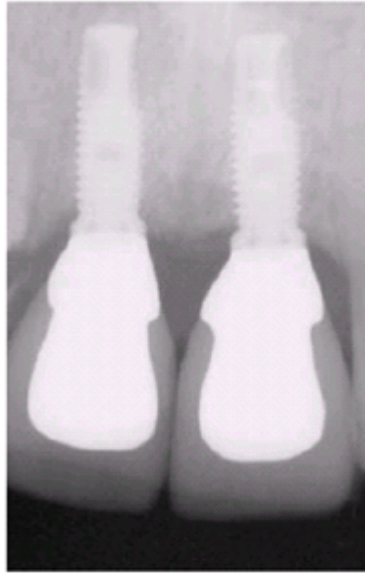


Figure 17 : Aspect radiographique des chapes en zircone. (MARGOSSIAN et LABORDE, 2007)

On peut noter la différence de radio opacité entre le titane et la zircone.

6- Vieillissement (11,31,86)

La zircone Y-TZP souffre d'un phénomène de dégradation à basse température appelé le vieillissement. On parle de LTD " Low Temperature Degradation". Ce phénomène a été découvert par KOBAYASHY et coll.au début des années 1980. Le vieillissement de la zircone se produit d'abord en surface et se propage ensuite en profondeur. C'est une réaction isotherme qui provoque le passage des grains de zircone de la phase tétragonale à la phase monoclinique avec comme conséquence logique une augmentation de volume et donc une apparition d'une rugosité de surface.

D'après CHEVALIER (2006), l'eau serait considérée comme une contrainte qui agirait au contact de l'armature, en provoquant sa microfissuration et permettant ainsi sa pénétration en profondeur. Ce phénomène serait responsable du vieillissement accéléré de la zircone, ce qui majorerait le risque de fracture de l'armature avec le temps.

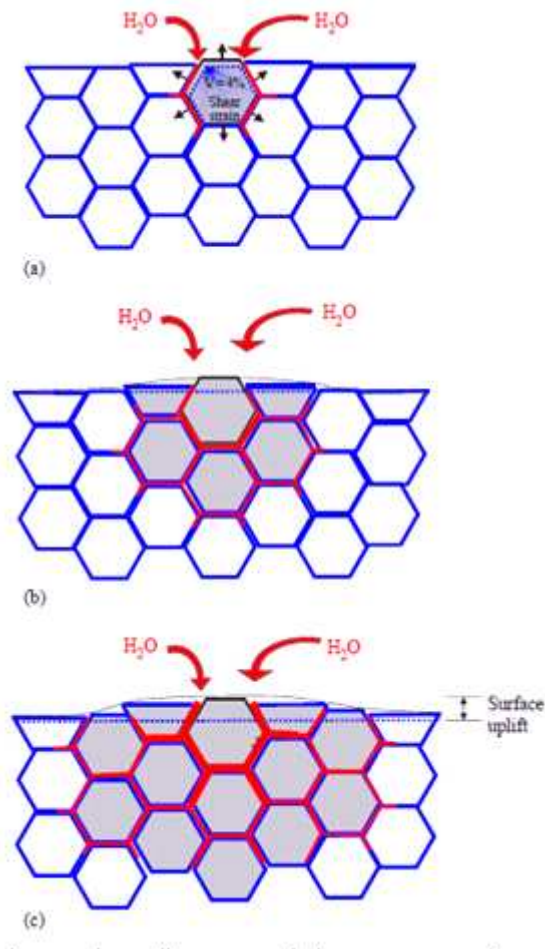


Figure 18 : Etapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau (CHEVALIER, 2006)

Le principe général du vieillissement:

- Etape 1 : passage d'un grain de zircone placé en surface du matériau de la phase tétragonale à la phase monoclinique sous l'action des molécules d'eau
- Etape 2 : augmentation de volume et microfissuration due à la différence de taille entre les phases monoclinique et tétragonale.
- Etape 3 : passage de l'eau dans les microfissurations et extension de la fissure en profondeur.

Si la cause première de l'action de l'eau sur le passage phase tétragonale/phase monoclinique n'est pas parfaitement connue et que plusieurs hypothèses s'opposent, les principes généraux et les conséquences sont acceptés par tous les auteurs.

- Le vieillissement est causé par un passage phase quadratique/phase monoclinique avec une microfissuration.
- Il progresse de la surface vers la profondeur du matériau.
- Trois déterminants le favorisent et l'accélèrent : l'eau , la taille des grains, les stabilisants.
- Le seuil où le vieillissement est le plus rapide est situé entre 250°et 300°C.
- Les effets du vieillissement sont la réduction des propriétés mécaniques du matériau et la majoration du risque de fracture.

Les théories qui s'opposent sur la source du vieillissement sont la corrosion par l'eau, la transformation sous contrainte, la déstabilisation, le vieillissement provoqué par les anions oxygène.

- ✓ La corrosion par l'eau

Deux théories s'affrontent, celle de SATO et coll. et celle de YOSHIMURA et coll.

Pour SATO et coll., la cause première est l'existence à la base de micro-défauts de surface à partir desquels les molécules d'eau vont pouvoir agir en rompant la liaison Zr-O-Zr .On obtiendrait des groupement Zr-O-H. de proche en proche, l'eau va pouvoir agir sur les liaisons et progresser en profondeur. Ainsi, une augmentation de la taille des défauts va se produire ce qui va avoir pour conséquence d'entraîner un relâchement des contraintes mécaniques qui stabilisent la phase tétragonale. Le passage en phase monoclinique peut donc se produire.

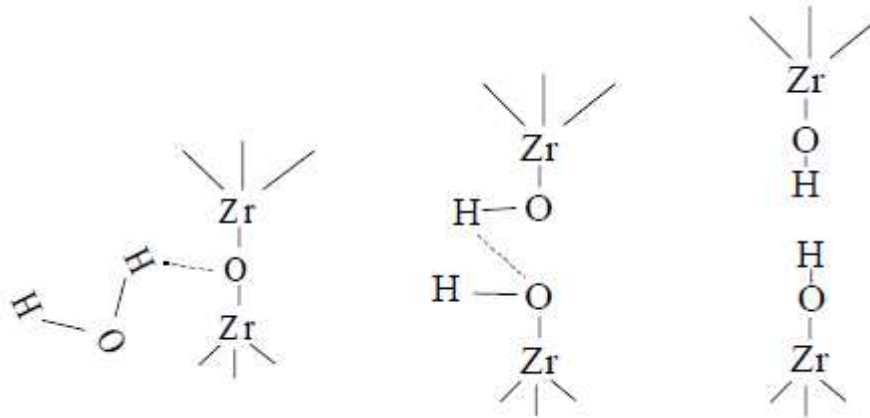


Figure 19 :Mécanisme du vieillissement selon Sato (GREMILLARD, 2002)

Pour YOSHIMURA et coll., le vieillissement serait provoqué par une adsorption des molécules d'eau à la surface de la zircone. Cela aurait pour conséquence de créer des sites sous contrainte par la formation de liaisons Zr-O-H. Puis une accumulation des contraintes se produit ce qui va entraîner le passage de la phase tétragonale en monoclinique avec une microfissuration et ainsi un accès de l'eau en profondeur et une progression de la dégradation.

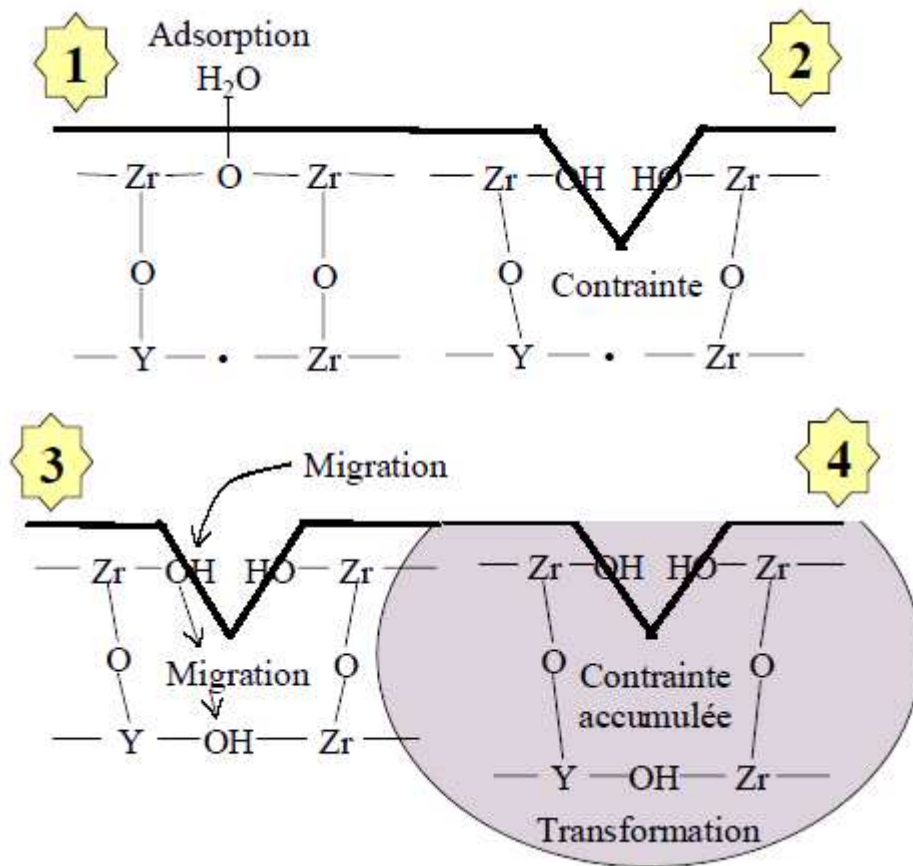


Figure 20 : Mécanisme du vieillissement par corrosion selon Yoshimura (GREMILARD, 2002)

✓ La déstabilisation

Ce mécanisme est proposé par LANGE et coll. Il repose entre une interaction entre l'eau et les ions Yttrium. Ces derniers migreraient à la surface de la zircone afin d'établir des liaisons avec les molécules d'eau et de former des cristallites d'hydroxyde d'yttrium ($\alpha-Y(OH)_3$). La conséquence serait de créer des zones appauvries en yttrium et donc déstabilisées. Le passage vers la phase monoclinique peut donc avoir lieu. Ces zones de grains en phase monoclinique vont croître de proche en proche et créer des microfissurations.

✓ La transformation sous contrainte

Ce mécanisme est proposé par SCHAUMDER et SCHUBERT. Ils supposent que la transformation phase tétragonale/phase monoclinique est due à une corrosion sous contrainte par les molécules d'eau. Il se produirait également une formation de cristallites d'hydroxyde d'yttrium ($\alpha-Y(OH)_3$) par diffusion de molécules d'eau dans la matrice via les lacunes d'oxygène. Le résultat obtenu est, comme dans le mécanisme proposé par LANGE et

coll., un appauvrissement de certaines régions en yttrium, donc une déstabilisation locale du matériau et un retour des grains à la phase monoclinique.

✓ le vieillissement provoqué par les anions oxygène

Ce mécanisme est proposé par LEPISTO et MANTYLA. Ils suggèrent que la dissolution de la zirconie s'effectue au niveau du joint entre les grains. L'eau réagit avec les lacunes d'oxygène pour produire des ions hydrogènes interstitiels et des ions oxygènes annihilant les lacunes et conduisant à la déstabilisation de la phase quadratique vers la phase monoclinique.

Tous ces mécanismes aboutissent donc la même conclusion : la microfissuration de la chape de zirconie à long terme. On l'a vu, il existe des déterminants qui vont influencer ce vieillissement.

– L'eau

Comme dit précédemment, les différents mécanismes proposés mettent tous en jeu l'eau, celle-ci étant un précurseur du vieillissement. Ce dernier a aussi lieu dans l'air avec une vitesse beaucoup plus lente. Cela est certainement dû à la présence de molécule d'eau dans l'air car aucun vieillissement n'est observé dans le vide. Nos chapes en zirconie placées dans le milieu buccal seront donc soumises à un vieillissement à long terme. Cependant, on l'a vu précédemment, selon une étude de SORENSEN (2003), ce vieillissement est faible. Le risque de fissure puis de fracture par contrainte de corrosion est cependant réel.

– La température

La vitesse de vieillissement de la zirconie est maximale au niveau d'une température comprise entre 250° et 300°C. Le passage de la zirconie pendant 1 heure dans un autoclave à 134°C ferait vieillir cette dernière de 3 à 4 années (11). De plus, DAMBREVILLE et coll. en 1998 montrent également que passer un échantillon de zirconie pendant 5 heures dans une autoclave à 200°C, ce qui équivaut à une durée de vie *in vivo* de 20 ans, provoquait seulement l'apparition de 2 à 3% de phase monoclinique. Le vieillissement est donc assez faible. Il faut cependant voir ce que cela donne dans des conditions *in vivo*.

On l'a vu précédemment, TANAKA et coll. (2003) ont testé la résistance en flexion après vieillissement et ont noté une diminution de 1360 à 1050 MPa. Ces valeurs restent acceptables pour envisager d'utiliser la zirconie comme céramique d'armature.

– La taille des grains

La relation entre les propriétés mécaniques de la zircone et le vieillissement en fonction de la taille des grains est largement étudiée. Si l'augmentation de la taille des grains améliore la ténacité et sa résistance à la propagation des fissures, elle a une conséquence néfaste sur le vieillissement. Plus les grains sont de taille importante, plus le vieillissement est rapide.

On note qu'il existe deux tailles de grain critiques :

1. $S(\min)$ est celle sous laquelle aucune transformation ne peut être possible. Elle varie selon les auteurs.
2. $S(\max)$ est la taille des grains au dessus de laquelle, la transformation de la phase quadratique à la phase monoclinique a lieu spontanément. Elle est de $0.6 \mu\text{m}$.

On retient donc que le vieillissement est plus rapide quand la taille des grains augmente car la stabilité de la phase tétragonale diminue et qu'il existe une taille critique des grains en dessous de laquelle aucune transformation ne peut avoir lieu. Elle est d'environ $0.3 \mu\text{m}$.

On voit se dessiner une hypothèse testée par WAHLEN et coll. Mettre une couche de grains fin en surface afin de limiter le vieillissement et mettre des grains de taille plus importante en profondeur afin de conserver toutes les propriétés mécaniques de la zircone. L'intérêt de cette technique est limité car son usinage produit énormément de défauts de surface et donc un état de surface incompatible avec son utilisation.

– Les stabilisants

Le rôle des stabilisants (yttrium) est de maintenir la zircone dans sa phase quadratique. Ils jouent donc un double rôle : sur le vieillissement et sur les propriétés mécaniques en maintenant le matériau dans cette configuration optimale. Augmenter la quantité de stabilisant a pour effet d'améliorer le vieillissement de la zircone en passant une partie des grains en phase cubique qui, elle, ne se transforme pas. Mais cela engendre donc des propriétés mécaniques plus faibles.

Il faut donc avoir un équilibre juste entre vieillissement et propriétés mécaniques.

Partie III : MISE EN OEUVRE

1- au cabinet

1- indications de l'utilisation de la zircone (26,36,49,61)

Les couronnes céramo-céramiques se sont développées en dentisterie dans un but essentiel d'améliorer le rendu esthétique de nos reconstitutions. Les laboratoires ont créé pour cela une gamme de matériaux qui va de la céramique feldspathique à la céramique frittée en passant par les céramiques infiltrées. On le sait toutes ces différentes céramiques n'ont pas les mêmes propriétés et donc pas les mêmes indications.

Les indications tiendront compte de deux paramètres essentiels : l'esthétique et les propriétés mécaniques.

Selon FRADEANI et BARDUCCI (2010), la zircone est indiquée dans le cas de reconstitutions unitaires et dans la réalisation de bridges jusqu'à 14 éléments. Perelmuter précise que les bridges en armature zircone sont indiqués jusqu'à deux intermédiaires. Au-delà, il faut préférer avoir recours à l'implantologie quand cela est possible.

La translucidité de la zircone étant plus faible que celle de l'alumine, son indication dans les secteurs antérieurs est limitée. Elle est parfaitement indiquée pour les secteurs postérieurs.

Cependant, il préconise tout de même d'utiliser des armatures en zircone au niveau du secteur antérieur dans le cas de dents ou de piliers dyschromiés, porteur de restauration type inlay core ou de restauration avec des amalgames volumineux. Dans ces cas, sa faible translucidité devient un avantage afin de masquer les dents supports.

2- Contre-indications de l'utilisation de la zircone (36,61)

la zircone présente également des contre-indications communes à tout les systèmes céramo-céramiques.

- Les parafunctions

C'est l'ennemi de la couronne céramo-céramique. Elle entraîne la création de micro traumatisme et un écaillage de la céramique. Cela peut aller jusqu'à la fracture de l'élément prothétique à partir du défaut de surface ainsi créé.

Il est important de noter que nos restaurations qu'elles soient céramo-métalliques ou céramo-céramiques doivent être bien équilibrées car en cas de surfonction, c'est la dent qui sera abrasée et non la céramique.

- La bricomanie

C'est une forme sévère de bruxisme. C'est une contre-indication totale

- Manque de hauteur coronaire

C'est une contre-indication partielle. En effet il est impossible lors de la préparation des bridges notamment de réaliser des embrasures proximales. Cela entraîne aussi une fragilité par manque d'épaisseur des matériaux. Cependant c'est une contre-indication partielle car il est possible d'augmenter la hauteur clinique des préparations par une chirurgie d'élongation coronaire.

3- Les préparations

1- Rappels sur les principes généraux des préparations

Quelque soit le type de prothèse réalisé, les principes de préparations reposent sur trois éléments fondamentaux : la rétention, la stabilisation et la sustentation.

- La rétention

La rétention est une force qui s'oppose aux forces de désinsertion de la prothèse fixée. Elle s'applique dans l'axe de la préparation. Elle s'oppose donc aux trois forces qui la

composent : traction (force de désinsertion), cisaillement (glissement de la prothèse) et compression (force d'enfouissement).

Elle est influencée par plusieurs éléments. Le degré de convergence des parois de la préparation, la hauteur résiduelle des parois après préparation, les ciments ou colles utilisés.

- La sustentation

La sustentation est la force qui s'oppose à l'enfoncement de la prothèse. Ce sont les surfaces de contact entre la dent restaurée et la couronne qui s'oppose à la sustentation. La taille du congé et de la surface occlusale résiduelle permettent de s'opposer efficacement à la sustentation.

- La stabilisation

La stabilisation est la force qui s'oppose aux mouvements effectués par la restauration dans le plan horizontal. Ces forces sont dues aux mouvements masticatoires et occlusaux.

Les préparations doivent, afin de respecter ce principe, présenter au niveau de la face occlusale deux faces préparées en V afin de stabiliser la prothèse. Par définition, les dents à restaurer sont souvent délabrées et ne présentent pas toutes les caractéristiques permettant d'assurer la stabilisation (couronne clinique résiduelle après préparation trop courte, cuspidés manquantes, conicité excessive). Afin de pallier ce problème, le praticien doit réaliser des artifices afin de pouvoir augmenter la stabilisation. Ce sont les puits, les rainures, les cannelures, les boîtes et les tenons.

Ces artifices, en plus d'augmenter la stabilisation, permettent d'améliorer la rétention.

Il est important de noter que lors de préparations sur dents vivantes, en raison d'une proximité trop importante de la pulpe, ces artifices sont difficiles à réaliser.

2- Les préparations pour couronnes tout-céramique (5,49,61,69)

Afin de réaliser des restaurations prothétiques pérennes, il nous faut concevoir des réalisations homothétiques. Tous les grands principes de préparations doivent être respectés. Il faut cependant adapter nos préparations aux matériaux utilisés pour la restauration.

Pour tout type de réhabilitation céramo-céramique, on doit respecter les principes suivants :

- Mise de dépouille marquée de 10° à 14° afin de faciliter la mise en forme au laboratoire (cela correspond à une dépouille allant de 5 à 7° par face). On s'aperçoit qu'en réalité les préparations ont une dépouille allant plutôt de 20° à 25°. Cela reste acceptable en terme de rétention.
- Réduction aux formes anatomiques (homothétie).
- Suppression des angles vifs qui doivent être arrondis afin d'éviter les concentrations nuisibles à la reproduction des formes et à la fracture de la céramique.

On prépare dans l'ordre chronologique les faces occlusales, vestibulaires, linguales/palatines puis proximales.

- la face occlusale

La préparation se fait à l'aide de fraises diamantées montées sur un contre-angle bague rouge ou une turbine.

Des stries de pénétration sont réalisées afin de contrôler l'épaisseur de tissu dentaire enlevée. une réduction de 2 mm est souhaitée. Il doit être plat ou légèrement incliné en lingual afin de s'opposer au force de cisaillement.

- la face vestibulaire

La réduction de cette face doit être suffisante afin de pouvoir placer la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique.

Elle est donc de 1.2 mm à 1.5 mm. cela correspond à 7/10^{ème} à 1 mm pour la céramique cosmétique et 4 à 5/10^{ème} pour la chape.

Afin d'obtenir un mimétisme encore plus parfait, on peut faire légèrement varier l'épaisseur de façon décroissante. Elle peut être de 2 mm en zone occlusale, de 1.5 mm en zone médiane et de 1 mm en zone cervicale. Il est donc nécessaire de respecter le principe de double angulation. Cela permet également de suivre les principes d'homothétie.

Elle peut se préparer avec une fraise à congé ou une fraise à épaulement en fonction du type de limite périphérique choisie.

- la face linguale

Au niveau des dents antérieures, on choisira une fraise olive diamantée. Pour les dents postérieures, on utilisera une fraise à congé ou à épaulement diamantées.

La réduction peut être légèrement plus faible en lingual qu'en vestibulaire car le rendu esthétique est moins important dans cette zone. L'épaisseur de céramique cosmétique peut donc être diminuée.

La face palatine des incisives centrales doit être correctement réalisée. Il faut enlever suffisamment de tissu dentaire afin que le prothésiste puisse loger la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique.

- les faces proximales

Elles seront réalisées grâce à des fraises diamantées à congé ou à épaulement. Leur épaisseur varie entre 1.2 mm et 1.5 mm. Comme pour la face linguale elle peut être réduite légèrement. Cela présente en outre l'avantage de pouvoir se tenir à distance des cornes pulpaire dans le cadre de préparations sur dents vivantes.

Les différentes faces sont ensuite reliées entre elles harmonieusement.

- les limites de la préparation

- choix du type de limite

Le consensus actuel préconise une limite cervicale de type congé large quart de rond ou épaulement à angle interne arrondi. Les congés plats, les préparations en biseau et les chanfreins sont contre indiqués pour les restaurations tout-céramique.

Ces types de finition permettent d'obtenir :

- ✓ Une excellente faisabilité clinique par des instruments diamantés, de forme adaptées aux types de limites cervicales, qu'ils soient rotatifs, soniques ou ultrasoniques. Les deux formes choisies (congé large, quart de rond ou épaulement à angle interne arrondi) favorisent la continuité de la limite cervicale en rapport avec le feston de la gencive marginale.

- ✓ Une facilité d'enregistrement, car ce type de finition favorise la rhéologie des matériaux d'empreinte.
- ✓ Une excellente lisibilité au laboratoire.
- ✓ Une épaisseur importante de céramique dès la limite cervicale, minorant l'incidence néfaste de l'infrastructure au niveau cervical.
- ✓ La résistance en compression de la céramique qui diminue les risques d'amorce de fêlures.
- ✓ La bonne gestion des profils d'émergence prothétique et la qualité des états de surface au niveau marginal de la restauration.

– position de la limite cervicale

La position de la limite cervicale des procédés céramo-céramique par rapport au parodonte marginal est conditionnée par les paramètres suivants :

- ✓ La maîtrise des manœuvres d'hygiène et du contrôle de plaque.
- ✓ La facilité de réalisation et d'accès aux limites cervicales.
- ✓ La nécessité de valider des objectifs de rétention stabilisation.
- ✓ L'intégration esthétique.
- ✓ Le type de matériau utilisé et la nécessité de pose d'un champ opératoire étanche.
- ✓ L'adéquation de l'intégrité résiduelle, du type de prothèse et de son mode d'assemblage.

1. Limite supra gingivale

Elle facilite la réalisation prothétique en permettant un accès immédiat et direct aux limites de préparation, sans pénétration sulculaire. C'est la situation la plus favorable au niveau parodontal, dans la mesure où le joint dentoprothétique se situe à distance du parodonte marginal. De plus, cette situation est la plus économe en tissus dentaires et privilégie la conservation de la vitalité pulpaire. En effet, l'apicalisation des limites cervicales engendre

nécessairement une mutilation tissulaire supplémentaire et ce d'autant plus lorsque la dent est conique. (indice de LE HUCHE élevé).

Le problème de cette limite est qu'elle ne permet pas de masquer l'aspect disgracieux lié au substrat dentaire dyschromié et inesthétique.

2. limite intra sulculaire

Dans les secteurs sensibles au niveau esthétique, le recours à ce type de finitions se justifie fréquemment pour des raisons de perte de substance dentaire, de validation des impératifs mécaniques de rétention stabilisation, de la nécessité de masquage d'un pilier disgracieux.

La pérennité du joint dentoprothétique en situation intra sulculaire s'inscrit dans une démarche clinique et technique très minutieuse et rigoureuse. Elle est soumise au maintien d'un état de santé parodontal exempt de toute inflammation, éventuellement à la modification du biotope parodontal en présence de déficit de tissus kératinisés (hauteur, épaisseur), au strict respect d'un protocole d'accès aux limites atraumatique (tel cordonnets rétracteurs, écarteur gingival de Maillefer), minimisant les traumatismes appliqués aux tissus marginaux et au choix de procédures, de techniques et de matériaux biocompatibles.

3- spécificités des préparations avec chapes en zircone

les préparations pour les restaurations prothétiques avec des chapes en zircone ne présentent pas de particularités par rapport aux préparations pour couronnes tout-céramique.

Elles doivent impérativement respecter les principes de préparation pour couronnes fixées (rétention, sustentation, stabilisation) ainsi que ceux pour les couronnes céramo-céramiques : mise de dépouille de minimum 6° par face, respect des principes d'homothétie, suppression rigoureuse de tout les angles vifs.

Il convient de respecter les épaisseurs de préparation car une sous-préparation entraînerait un déficit de place. Dans ce cas, le céramiste ne peut correctement exploiter notre préparation et s'il reste dans une morphologie correcte, l'épaisseur de matériau qu'il va monter sera trop faible ce qui entraînera soit des risques importants de fracture si l'on se situe en secteur occlusal, soit un effet esthétique médiocre par manque de matériau si on se situe en secteur antérieur. Si le céramiste prend le parti de ne pas respecter la morphologie de la préparation et choisit de conserver des épaisseurs de matériau correctes, alors dans ce

cas on aura un effet de surcontour et une modification des fonctions de guidage avec tout les risques que cela peut entraîner.

En conclusion, il est important de noter que la préparation pour une couronne tout-céramique revêt une importance capitale et détermine la réussite de la restauration du point de vue esthétique et mécanique. La préparation doit se trouver au juste milieu entre l'économie tissulaire dans le cadre de la préservation de la vitalité pulpaire et enlever suffisamment de matériau afin de conserver un rendu bon esthétique.

4- La prise d'empreinte

C'est une étape clé de la réalisation prothétique. Le but est de reproduire le plus fidèlement possible les préparations réalisées, d'enregistrer parfaitement les limites périphériques du moignon, de connaître la position des dents adjacentes ainsi que celle des dents antagonistes et de pouvoir transmettre toutes ces données au laboratoire de prothèse avec le moins de déformation possible.

Actuellement, il existe trois types de prise d'empreinte. La première est celle que nous utilisons traditionnellement. Elle est appelée : méthode par contact surfacique ou méthode chimico-manuelle. Ensuite il existe un système avec un palpeur mécanique, c'est la méthode par contact ponctuel. Enfin une dernière solution de prise d'empreinte se fait avec l'aide de systèmes optiques. C'est la méthode par empreinte optique.

C'est trois différentes méthodes seront décrites dans une prochaine partie.

La plupart des systèmes de conception et de fabrication assistée par ordinateur (CFAO) réalisent une lecture des modèles positifs unitaires (MPU) après un processus classique de prise d'empreinte. Seuls deux systèmes utilisent actuellement des sondes endobuccales, il s'agit des systèmes "CEREC chair side" de SIRONA et "LAVA" de 3M ESPE. L'apport de la CFAO n'a donc pas encore modifié nos habitudes puisque c'est au niveau du laboratoire que les étapes vont être différentes. (61)

On peut cependant noter que la précision pour les empreintes classiques et par palpeurs mécaniques varie entre 20 et 50 μm , tandis qu'avec des empreintes par systèmes optiques on obtient une précision pouvant aller jusqu'à 5 μm . Mais la multiplication des angles de vue fait que l'on perd en précision et que l'on arrive à des valeurs aux alentours de 20 μm . (21)

Dans une étude, CHRISTENSEN (2008) compare les méthodes chimico-manuelles et optiques. Il y fait une analyse de différents problèmes rencontrés. (14)

- La gestion des tissus mous, l'accès aux limites

Dans ce domaine, les deux systèmes d'empreintes se valent. En effet, une caméra ne pourra pas mieux lire les limites que l'œil humain. Il faut utiliser toutes les techniques d'accès aux limites connues afin d'optimiser cette étape. En cas de limites intrasculaires, l'absence de visibilité va nuire à l'efficacité de la lecture optique.

- Choix du porte empreinte

C'est un élément déterminant de la réussite de l'empreinte avec une technique chimico-manuelle. En effet, un porte empreinte non adapté que ce soit cliniquement ou avec la technique utilisée donnera toujours un résultat imparfait. Ce choix est donc déterminant. Pour les empreintes optiques, on n'utilise pas de porte empreinte, donc le problème ne se pose pas.

- Liaison porte empreinte et matériau à empreinte

Le problème rencontré provient de la séparation entre le matériau à empreinte et le porte empreinte. Ils proviennent du fait que l'on n'utilise pas ou mal les adhésifs conseillés pour les différents matériaux à empreintes. La qualité de l'empreinte est donc détériorée du fait du mouvement d'arrachement du matériau lors du retrait du porte empreinte. Pour y remédier il faut donc utiliser les bons agents de liaison et aussi utiliser de portes empreintes perforés. Pour l'empreinte optique, ce problème est éliminé car on n'utilise pas de porte empreinte. La qualité des empreintes ne s'en trouve donc pas altérée.

- Déformation des empreintes

C'est un paramètre important de la prise d'empreinte, car les matériaux ne sont pas stables dans le temps. Il peut aussi y avoir des variations volumétriques lors de la coulée des modèles en plâtre. Les conditions de stockage et de transport influencent aussi sur la déformation de l'empreinte.

Les données d'une empreinte optique sont numérisées. Le stockage dans le temps et le transport de ces données vers un laboratoire de prothèse via les systèmes informatiques ne posent donc pas de problème.

- Phase de laboratoire

Le traitement d'une empreinte manuelle dans un laboratoire de prothèse est une succession de phase d'interventions humaines. Les sources d'erreurs potentielles sont donc ainsi multipliées. Lors de la coulée des empreintes le prothésiste peut créer des bulles, rendant l'empreinte inutilisable, les modèles peuvent être abîmés voire cassés par des chocs. Le problème des empreintes classiques est qu'elles sont uniques et qu'on ne peut les couler qu'une seule fois. Si le résultat n'est pas parfait à chaque étape, la qualité de la réalisation prothétique sera altérée. On voit donc que si on multiplie le nombre d'interventions humaines, c'est autant de sources d'erreurs potentielles.

Les données des empreintes optiques sont numérisées, donc si on a un problème lors de la réalisation des MPU ou s'il se produit une fracture, on peut à nouveau créer un second modèle. L'intérêt des empreintes optiques est donc remarquable.

5- Essayage de l'armature (69)

Une fois l'armature réalisée au laboratoire, il est préférable de faire un essayage de la chape avant de monter la céramique cosmétique. Pour cela, l'utilisation d'un silicone fluide tel le "fit Checker®" est recommandée. Il permet de visualiser les zones où la chape est inadaptée à la préparation. Il faut retirer rapidement le matériau de l'intrados de l'armature car celui-ci durci rapidement et si cette action n'est pas rapidement effectuée, on risque plus facilement de léser l'intrados et de créer des fissures. Toutes les zones qui présentent une pression excessive doivent être retouchées. SADANA et coll. (2005) préconisent de retoucher la préparation plutôt que l'intrados de la chape.

Après l'essai clinique, l'intrados doit être nettoyé. Les auteurs recommandent d'appliquer de l'acide phosphorique à 35% pendant une durée de 15 secondes et de rincer abondamment à l'eau. L'agent de mordantage n'a pas d'action sur la céramique mais il dissout et nettoie les divers contaminants de la surface de l'intrados et notamment ceux d'origine organique. Cette méthode est plus efficace que l'utilisation d'autres produits comme l'alcool ou l'acétone.

Il est aussi important de nettoyer la surface externe de la chape avant le montage de la céramique cosmétique. En effet, cette surface est contaminée que ce soit au laboratoire ou au cabinet. Une méthode simple est un passage dans de la vapeur. Si on suspecte une contamination par élément volatil, un cycle de dégazage peut être prescrit.

6- Scellement /collage

1- Rappels (3,61,69)

1- Les ciments

On a trois types de ciments de scellement.

- Le ciment orthophosphate de zinc

C'est de loin le plus ancien système de scellement. Il a comme grand intérêt d'avoir un recul clinique de plus de 100 ans. Son coût est faible, son emploi aisé et bien maîtrisé par tous les chirurgiens dentistes car chacun en fait un usage quotidien. De plus il est bactériostatique. Son inconvénient est d'avoir des propriétés mécaniques faibles.

- Le ciment polycarboxylate de zinc

Son intérêt est essentiellement le scellement provisoire. Il est sensible à la dégradation hydrique.

- Les ciments verre ionomère (CVI)

Leur pouvoir adhésif à la surface dentaire se fait par les ions calcium. Ils ont aussi un pouvoir bactériostatique créé la présence d'ions fluorures.

Les CVI sont très hydrophiles, on a donc créé les CVI MAR. Ce sont des CVI auxquels on a rajouté un monomère acrylique hydrophobe et amorceur de la polymérisation. Ils présentent la particularité d'avoir une double réaction de prise de type acide-base et polymérisation. Cela permet d'isoler de la salive la réaction de prise.

Les ciments peuvent s'utiliser avec ou sans prétraitement de surface. Il a été également montré que les CVI MAR augmentaient la résistance en compression des chapes en zircone.

2- Les colles

Les colles ont un durcissement par polymérisation de monomères acryliques. Ce sont toujours des résines. Elles sont en général hydrophobes.

C'est une technique en évolution car les premières devaient avoir un protocole de mise en œuvre rigoureux de part leur totale hydrophobie. Puis elles ont eu une amélioration avec l'arrivée sur le marché de colle type Panavia® qui possède un potentiel adhésif propre. Enfin actuellement, on a des matériaux tels que le Relix Unicem® ou le Maxcem® qui ont un protocole totalement simplifié (ce sont souvent des seringues auto mélangeuses) ce qui facilite leur utilisation.

Le collage permet d'obtenir une adaptation marginale plus précise , réduit les micro défauts et augmente la résistance à la fracture et la rétention.

Il existe donc trois types de colles

- Les résines composites qui ont un double mécanisme de polymérisation : photonique et chimique.
- Les colles à potentiel adhésif propre ; ce sont les colles à base de 10-MDP (panavia®) ou de résine 4-Meta (Superbond®). Il existe une réaction entre ces monomères acides et les substrats sur lesquels elles sont posées.
- Les colles auto-adhésives et auto-mordançantes (RelyX Unicem®, MaxCem®, BisCem®. Elles ne nécessitent aucun traitement de surface des substrats.

2- Les traitements de surface (3,27,49,69)

L'intérêt de réaliser un traitement de surface de l'intrados de la chape prothétique est de lui conférer un aspect plus rugueux afin de faciliter l'adhésion et donc la rétention. ils permettent également de décontaminer la surface prothétique.

Pour réaliser ces traitements, on a mis au point plusieurs méthodes.

La méthode classique utilisée pour les traitements de surface des chapes en céramiques feldspathiques est un mordantage par l'acide fluorhydrique. On a une réaction avec la phase vitreuse de cette céramique. On l'a vu, la zircone ne possède pas de phase vitreuse, donc de par sa composition, ce type de traitement ne peut avoir aucune incidence sur la surface de nos chapes en zircone. (5,61)

Le sablage par la poudre d'alumine est à éviter car il crée des micro défauts de surface. On le sait, d'après une étude de KOSMAC et coll. (1999) sur les finitions de surface, ces traitements

par sablage sont autant d'amorces de fêlures puis de fractures de la chape à plus ou moins long terme. (33, 43,61)

Une autre méthode consiste en un dépôt de silice par réaction tribochimique aussi appelé sablage réactif. (système Rocatec®). Par cette méthode, on dépose sur l'intrados de la chape une couche de silice par sablage. La silice va réagir par la suite avec le silane qui joue un rôle d'intermédiaire entre la chape et la résine adhésive contenue dans la colle. Le silane se lie au groupement OH présent à la surface du matériau par liaison covalente. Ces groupements sont apportés par la silice. A la surface de la zircone, il n'y a pas de silice, donc peu de groupement OH, il faut donc que cette dernière soit apportée chimiquement ou mécaniquement. Pour la zircone, ce procédé fonctionne mais il perd en stabilité après les différents cycles de thermocyclages. De plus le sablage provoque ici aussi des conséquences néfastes sur les résistances mécaniques de la zircone. (61)

Une méthode récente consiste en un dépôt de silice par pyrolyse (pyrosyl pen®) puis par un traitement aux silanes. Cela semble être le meilleur car il présente l'avantage de ne pas réaliser de sablage. Il est important de noter qu'actuellement il n'y a encore que peu d'études réalisées sur cette méthode. (61) En outre, les interrogations sur les effets délétères des traitements de surface mécaniques sont justifiées et n'ont pas encore reçu de réponse fiable et consensuelle. (17)

3- Scellement ou collage (3,5,17,32,61,69)

Pour les colles possédant leur propre potentiel adhésif à base de 10-MDP (type Panavia® ou Superbond®), le monomère a la capacité de se lier aux surfaces prothétiques. Ces deux types de colle présentent une efficacité certaine dans le collage de la zircone avec une supériorité du Panavia® par rapport au Superbond®

Pour les colles auto-adhésives, telle RelyX Unicem®, des études récentes les placent au même niveau que le Panavia®. Leur limite reste la ténacité et pour cela, les fabricants eux-mêmes recommandent de ne pas les utiliser pour les bridges. On sait aussi que ces colles sont plus visqueuses que les colles à base de MDP, cela leur permet d'atteindre une adhérence plus élevée mais leur mise en œuvre lors du traitement de surface nécessite une pression d'air plus élevée. Les risques d'entraîner des amorces de fracture augmentent en conséquence.

D'après DEJOU et LABORDE (2010), une réduction de la pression d'air est souhaitable dans les étapes de traitement de surface afin de minimiser les risques de fêlure dans un but de pérenniser au maximum les reconstitutions. Cette réduction est envisageable dans le cadre

de l'utilisation des colles à base de MDP mais pas dans celui des colles auto-adhésives (sauf si on utilise auparavant un primer à base de MDP (type : Clearfil® Ceramic primer)).

Les potentiels d'adhésion des colles semblent aussi diminués par le vieillissement hydrique quel que soit le type de traitement utilisé. Cependant, l'hydrophilie des CVI MAR présente aussi un inconvénient car la présence d'eau lors du scellement fait que celle-ci peut diffuser dans le joint et créer une expansion et entraîner l'éclatement de la chape. Son intérêt se situe donc surtout dans le cas de limites intrasulculaires et quand l'étanchéité du collage est pratiquement impossible à obtenir.

Lorsqu'une faible adhésion est recherchée, les infrastructures en zircone peuvent également être scellées avec tous les types de ciment. Cependant, il est important de noter qu'en raison de leur forte opacité, les ciments au phosphate de zinc ne sont pas intéressants à utiliser. L'intérêt esthétique de la reconstitution tout céramique se trouve dans ce cas fortement diminuée. (26) Dans ce cas, ce n'est plus les qualités adhésives du ciment ou de la colle qui deviennent le principal paramètre mais plutôt la mise en œuvre du ciment ou de la colle, sa simplicité d'utilisation et l'habitude du praticien à l'utiliser.

En conclusion, il faut différencier deux grandes situations cliniques, la première lorsqu'il faut rechercher une très forte adhésion, la seconde lorsque l'adhésion élevée n'est pas nécessaire.

DEJOU et LABORDE (2010) recommandent dans le cas de la première situation d'utiliser une colle de type Panavia® ou Clearfil Esthetic Cement®. GUASTALLA (2009) précise que seul une colle (type Panavia®), donne des résultats convaincants sur l'adhésion de la zircone. Pour la seconde situation clinique, c'est la simplicité de mise en œuvre qui prévaut et donc ils recommandent d'utiliser soit un CVIMAR type Fuji® plus, soit une colle auto-adhésive type RelyX Unicem 2®.

Il est cependant important de noter qu'actuellement il n'existe aucun consensus sur un moyen efficace, simple et sûr d'obtenir une adhérence élevée sur des prothèses à infrastructure en zircone.

2- Au laboratoire

1- Principes généraux de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (84)

CFAO signifie : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (en anglais CAD-CAM computer assisted design, computer assisted manufacturing). Elle désigne une technique de fabrication qui par le biais d'un ordinateur, et donc du numérique, permet de standardiser la réalisation de tâches répétitives. Cela permet, à partir d'un modèle numérique de produire un objet en série.

L'utilisation de cette technique de production adaptée au domaine de la prothèse dentaire revient à DURET. C'est lui qui dès 1973 a été le premier à la mettre en œuvre.

Les premières empreintes optiques ont été réalisées en 1982, les premières couronnes unitaires en 1985.

2- Intérêts de la Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (21)

La réalisation de prothèse dentaire par un prothésiste entraîne un enchaînement de gestes répétitifs. L'apport de la CFAO dans le domaine dentaire permet de simplifier et d'optimiser toutes ces tâches.

Ensuite, elle permet de séquencer la procédure de fabrication et donc de réduire la chaîne d'imprécision (déformation lors de la coulée de l'empreinte, du maître modèle, de l'alliage, ou de la confection de la maquette en cire).

3- Les différentes méthodes de prise d'empreintes (21)

Actuellement, on utilise trois types de prise d'empreinte.

- La méthode par contact surfacique (ou chimico-manuelle)
- La méthode par contact ponctuel (ou mécanique)
- La méthode par empreinte optique (ou ondulatoire)

1- Méthode par contact surfacique

C'est la méthode la plus utilisée en odontologie, car c'est la plus ancienne ; elle représente la prise d'empreinte traditionnelle.

On l'utilise aujourd'hui en CFAO car les autres méthodes d'empreintes directement réalisées en bouche ne sont pas encore très fiables. Lorsque ces techniques auront atteint un niveau de fiabilité élevé et que toutes les prothèses dentaires seront réalisées par usinage, cette technique tendra à disparaître.

C'est en fait un élastomère placé dans un porte empreinte qui vient enregistrer la forme de la préparation. Les propriétés du matériau utilisé permettent de « figer » la préparation. Ensuite, à partir de cette empreinte, on coule un modèle en plâtre. Jusqu'à présent c'est le procédé classique de réalisation des prothèses dentaires. Pour les systèmes de CFAO, ce modèle en plâtre va servir de support de lecture.

2- Systèmes mécaniques par palpeurs

Décrite pour la première fois en 1977 par MUSHABAC, cette méthode est aussi appelée méthode par micropalpage. Son principe repose sur l'utilisation d'un micro palpeur qui vient enregistrer la surface de l'empreinte par contact direct. Les informations relevées (position X/Y/Z du capteur) sont transmises à un ordinateur qui couplé à un système de CFAO va pouvoir réaliser la prothèse. Cette méthode est rapide et fiable.

On a la divise en deux sous catégories.

Dans les deux méthodes, les informations enregistrées sont digitales. On réalise une numérisation de l'empreinte. Chaque point (X, Y, Z) correspond à une position différente du palpeur par rapport à la position de référence 000 qui est le point de départ de la lecture.

1- La lecture dite "universelle"

Le système PROCERA utilise cette méthode.

Dans cette méthode, l'opérateur n'intervient pas, il place juste le modèle. Ensuite, le palpeur balaye l'empreinte selon un axe et à partir d'un point de départ qui aura comme coordonnées de références 000. Ces coordonnées sont aussi le point de retour du palpeur, ceci pour éviter les erreurs de calibrage ou de dérive.

L'intérêt de cette méthode est qu'elle est rapide ne demande que très peu d'intervention humaine.

2- La lecture dite "à la volée"

La différence avec la précédente vient du fait que c'est un opérateur qui va manuellement faire évoluer le bras articulé qui vient toucher l'objet à mesurer.

Son intérêt est lié au fait que l'on peut enregistrer des mesures précises et variées telles que des contre-dépouilles ou des surfaces irrégulières.

L'inconvénient est que sa réalisation nécessite une manipulation fastidieuse.

Elle est utilisée par le système BEGO.

Actuellement, cette méthode par micropalpeur bien qu'elle donne de bons résultats semble être délaissée au profit de l'empreinte optique dont les perspectives d'avenir sont plus grandes. (22)

3- Systèmes optiques

C'est la seule méthode fiable avec laquelle on peut réaliser des empreintes optiques directement en bouche. L'intérêt est donc de diminuer le nombre d'étapes et donc par la même occasion de diminuer le nombre d'erreurs.

C'est une technique d'empreinte rapide et précise.

Il existe plusieurs types de techniques. Deux sont appliquées en dentisterie.

- La méthode dite par triangulation
- La méthode dite par temps de vol

Quelque soit la méthode utilisée, le principe général des techniques optiques est le même. Il consiste en la projection d'une onde optique sur un objet que l'on veut enregistrer puis en la mesure de la déformation de l'onde que cet objet nous renvoie. Comme on connaît l'onde optique de base appelée rayon de référence ou rayon incident, on peut calculer l'onde renvoyée. Pour mettre en œuvre cette technique, les outils utilisés sont :

1. Un émetteur de lumière
2. Un récepteur associé à un convertisseur transformant l'information optique en information numérique.
3. Un système de traitement d'information d'image.

1- La méthode dite "par triangulation"

Elle repose sur le principe de la vision oculaire (méthode de la stéréoscopie). Comme pour notre vision, deux caméras enregistrent une image que l'on superpose. On obtient une vue en trois dimensions. On peut aussi remplacer une caméra par un émetteur d'ondes et une autre caméra enregistre la déformation de l'onde émise. Le système peut améliorer la précision en augmentant le nombre de caméras et de rayons incidents. Afin que cette méthode fonctionne, il faut respecter un angle minimum de 8° entre l'émetteur et le récepteur pour obtenir une précision correcte.

En fonction des systèmes de CFAO utilisés, la taille de l'onde émise est différente.

- Méthode par projection d'un point lumineux et lecture d'une caméra

On l'utilise dans le système GC®. Le principe est le balayage de l'empreinte par un point lumineux (le point lumineux est assimilé au micropalpeur). La caméra enregistre la déformation et la position du point lumineux. L'enregistrement de tout le balayage de points nous donne une numérisation de l'objet.

- Méthode par projection d'une ligne lumineuse

Cette méthode est utilisée par le système CERCON® et l'appareil DSC titane. Le point lumineux est remplacé par une ligne lumineuse.

L'avantage de ce système est qu'il est beaucoup plus rapide que le précédent par contre le capteur utilisé est beaucoup plus complexe, le logiciel de traitement d'image l'est également.

- Méthode par projection d'un masque

Les systèmes utilisant cette méthode sont plus perfectionnés, ce sont les systèmes LAVA®, DIGIDENT®, et EVEREST®. La technique consiste en la projection d'un ensemble de lignes parallèles noires et blanches de largeur variable. Un masque est un ensemble de lignes parallèles, une projection de 3 à 5 masques pour donner une image. Cette technique est donc très rapide.

– Système jouant sur la modulation de l'onde

Actuellement, cette méthode est utilisée par le système CEREC®. Son principe repose sur l'utilisation de la modulation de l'onde émise. L'onde lumineuse décrit une sinusoïdale, on crée des interférences entre la lumière émise et la lumière réfléchi. Ensuite on mesure cette interférence, et on obtient les trois dimensions de l'objet mesuré. Il est possible, avec cette méthode d'obtenir une précision de 10 µm.

2- La méthode dite par temps de vol

Son principe se base sur la mesure du temps qui s'écoule entre l'émission d'un rayon et son retour à l'émetteur, (plus le temps est long, plus le point est éloigné). Cette méthode a pour intérêt de pouvoir aligner le rayon incident et le rayon réfléchi sur le même axe (contrairement aux différentes méthodes par triangulation où l'on a vu que l'on devait respecter un angle de 8°). Cela permet de supprimer les zones d'ombres ainsi que toutes les zones de contre dépouille. Ce système est encore peu utilisé en dentisterie, mais présente de nombreux intérêts et a donc certainement un avenir pour la réalisation des prothèses dentaires.

4- La CAO

CAO : conception assistée par ordinateur.

Une fois l'empreinte numérisée, le prothésiste réalise la conception du modèle numérique de la future prothèse.

A partir d'une bibliothèque numérique de préformes, le prothésiste adapte au modèle virtuel la préforme choisie ; il faut en faire varier le volume, les limites cervicales, l'adaptation du point de contact, l'adaptation de la surface occlusale afin d'obtenir une couronne parfaitement ajustée à l'anatomie particulière de chaque dentition. La CAO permet de réaliser des couronnes unitaires ainsi que des bridges avec leurs connexions.

La conception d'une couronne unitaire peut durer entre 1 et 5 minutes en fonction de la difficulté et des aptitudes du prothésiste

On l'a dit, la face occlusale est une étape particulièrement délicate à réaliser. Il faut qu'elle soit conçue en phase statique et validée en phase dynamique afin que sa morphologie n'interfère pas dans les mouvements mandibulaires. Il faut donc réaliser une empreinte de l'antagoniste que l'on scanne. Ensuite grâce à des logiciels, on peut modéliser l'occlusion

statique et dynamique. Actuellement un système tel que E40 DENTIST system® gère parfaitement cette difficulté et donne un schéma adapté et virtuel de la fonction occlusale. L'intérêt de l'informatique est que le dentiste peut contrôler cette phase avant l'usinage directement sur ordinateur et ainsi valider la réalisation prothétique.

Les logiciels de CAO et de CFAO utilisant la zircone ont une caractéristique en plus des autres logiciels de CAO et de CFAO. Ils permettent de faire varier le volume de 5 à 30 % en fonction des fabricants afin de pouvoir contrecarrer la phase de rétraction lors du frittage. Sans cet outil informatique, la zircone TZP ne serait pas utilisable comme matériau de prothèse dentaire. (61)

5- Les différents systèmes de CFAO

Une fois la phase de CAO réalisée, on passe à la phase de CFAO. Elle consiste en l'usinage de la pièce prothétique par la machine outil en fonction des données numériques données par la CAO. La machine outil va donc transformer des données numériques en mouvements analogiques.

Les blocs d'usinage travaillent sur 3 axes : avant/arrière, haut/bas, gauche/droite. Ils représentent les mouvements de la pièce à usiner par rapport à la machine outil. Afin d'améliorer la précision des pièces prothétiques, et notamment celle de la face occlusale, de diminuer le temps de fraisage et de diminuer l'usure des outils. Certains laboratoires ont procédé à l'apport de 2 autres axes, l'axe de rotation du plateau, permettant de faire pivoter ce dernier de 420°, et l'axe de rotation de la broche porte outil qui le fait pivoter de 240°. En plus des intérêts vus précédemment de l'apport de deux axes de coupes, cela permet aussi une meilleure qualité finale de surface de la pièce prothétique. La précision d'adaptation peut varier de 29 µm à 65 µm selon les systèmes utilisés. (6,7)

Il existe actuellement deux méthodes de CFAO : la méthode directe et la méthode indirecte.

- La méthode dite directe

Elle est dite directe car toutes les étapes de la réalisation prothétique sont réalisées directement au cabinet, de la prise d'empreinte à la pose de la couronne, le laboratoire n'intervient plus. C'est une solution qui reste marginale et encore peu répandue dans les cabinets dentaires actuellement. C'est une méthode qui est chronophage, selon RAYNAL, sa durée peut aller jusqu'à 90 minutes à condition de parfaitement maîtriser l'enchaînement des étapes (traitement endodontique, réalisation de la préparation, enregistrement de l'empreinte, réalisation de la CAO) elle demande en outre un apprentissage supplémentaire

pour le praticien important : maîtrise de l’empreinte optique, maîtrise du logiciel de CAO et de CFAO, apprentissage des techniques de maquillage. (29,30)

Cette méthode est utilisée par les systèmes "LAVA" de 3M ESPE et "CEREC chair side" de SIRONA. Les indications de ce procédé sont limitées à la fabrication d'onlays, inlays et de couronnes unitaires ainsi qu'à la réalisation de bridges de faible étendue. Le choix des teintes reste limité. (20)

Les avantages de cette méthode sont :

- Le praticien reste maître de sa réalisation et de toutes les étapes prothétiques. Les intermédiaires sont supprimés. Les sources d’erreurs dues à l’intervention de plusieurs personnes sont supprimées.
- Il n’y a pas de phase de temporisation
- On a une réduction du risque de contamination bactérienne car la prothèse ne sort pas du cabinet.
- Le risque de fracture diminue puisque la pose de la réalisation prothétique se fait en une seule séance.
- On a un gain de temps du fait de la réduction du nombre de séances.
- Les patients semblent être satisfaits du gain de temps, la rapidité du traitement et de la réduction du nombre de séances.

Par ailleurs, elle présente certains défauts :

- Il faut modifier l’organisation du cabinet
- Le praticien doit passer par une phase d’apprentissage (maîtrise de l’empreinte et du logiciel), les étapes techniques doivent être parfaitement maîtrisées pour s’enchaîner de façon optimale.
- Le coût de ce matériel représente un investissement pour le cabinet qu’il faut être sûr de pouvoir rentabiliser. (66)

- La méthode dite indirecte

Cette méthode suit un procédé classique de réalisation prothétique. Seules les étapes de laboratoire vont être modifiées. Au cabinet, le praticien réalise la préparation et une empreinte de celle-ci. Elle peut être chimico-manuelle ou optique. Il transmet ensuite ces données au laboratoire de prothèse ; c’est à ce moment qu’intervient la CFAO.

Il existe plusieurs types de CFAO que l'on peut classer en deux groupes : les procédés additifs et les procédés soustractifs.

1- les procédés additifs

1- procédés additifs sur une réplique de moignon

actuellement, il existe deux systèmes WOLCERAM® et PROCERA®.

Le système WOLCERAM® est proposé par la société WOL-DENT. Son unité de fabrication permet de réaliser des armatures de prothèse unitaires, de bridges de trois éléments et des piliers implantaires multimarques. Elle utilise essentiellement des matériaux In-Ceram de Vita sous forme de barbotine. Le principe du système repose sur l'électrophorèse. Par cette action, on dépose sur les MPU une couche de barbotine composée d'In-Ceram Zirconia ou Alumina. Le temps pour obtenir une chape de 0.5 mm d'épaisseur à partir du moment où le MPU est placé dans le bain d'électrophorèse est de 25 secondes. Cette technique est intéressante car est proche des conceptions des systèmes céramo-métallique. En outre, sa réalisation est simple. Son faible coût est aussi un avantage non négligeable. Cependant, ce système présente un inconvénient qui est la formation de porosités dans l'intrados de la chape. Cela risque d'entraîner des fissures et donc des fractures. (28,61)

Le système PROCERA® est développé par la société NOBEL BIO CARE. C'est un des leaders de la CFAO.

Classiquement, le MPU est coulé. Avec un logiciel de scannage, le technicien de laboratoire va scanner ce MPU. Puis il va réaliser une maquette en cire. Ce "waxing" va être à son tour scanné. Toutes ces informations numériques sont envoyées au centre d'usinage situé en Suède afin de réaliser l'usinage de la chape.

On va le voir NOBEL propose aussi un procédé d'usinage par soustraction.

L'intérêt de cette méthode par addition est trouvé lorsqu'il est nécessaire de compenser des porte-à-faux trop importants notamment dans certains cas de dents antérieures ou d'éléments d'implants. (61,72)

2- Procédés additifs de formage libre par couches successives (84)

Ces procédés sont moins développés dans le domaine dentaire. C'est une fabrication sans MPU. Il en existe actuellement trois types.

Le premier est une impression en trois dimensions de cire thermoplastique. Cela ressemble au système des imprimantes à jet d'encre. La projection des gouttelettes de cire thermoplastique se fait par des micro-buses. Les gouttelettes ainsi accumulées forment une maquette de la prothèse à couler. (PRO WAX®)

Le second est le frittage sélectif par laser qui génère des couches tridimensionnelles par appositions successives de couches de poudre de matériaux métalliques qui sont frittés par laser (MEDIAFACTURING®).

Le dernier est la stéréolithographie. On utilise pour cela une résine liquide qui est polymérisée de façon très précise à l'aide d'un laser à partir d'une pièce produite par CAO. Cette technique permet de fabriquer des armatures qui seront ensuite coulées en alliages (PERFACTORY®).

2- Les procédés soustractifs

1- Caractéristiques générales

C'est un procédé qui permet d'usiner des blocs de matières par enlèvement de la matière avec des machines à commandes numériques. (85)

L'usinage peut se faire sur des blocs frittés ou préfrittés.

2- Les différents systèmes

De nombreux systèmes sont présents sur le marché, ici ne seront décrits que les principaux.

1- Le système CEREC INLAB® (SIRONA)

CEREC INLAB® est une évolution du système CEREC III®. Il est issu des travaux de MOERSMAN et BRANDESTINI. Il existe une version spéciale pour les cabinets dentaires déjà vue précédemment : le CEREC 3D chair side®.

SIRONA utilise des blocs de zircone préfrittée avec différentes teintes et de différentes tailles. La gamme est de 6 teintes. Les blocs sont de différentes tailles afin de pouvoir réaliser des reconstitutions prothétiques variées ; les indications du CEREC INLAB® sont variées :

- Bridge 3 éléments (antérieur et postérieur)
- Couronne unitaire (antérieure et postérieure)

Le joint dento-prothétique est de 65 µm.

L'usinage se fait sur des blocs surdimensionnés et le frittage a lieu dans un four spécifique. (61,67,84)

2- Le système DCS PRECIDENT®

Ce système a été développé par SCHREUDER et est actuellement détenu par la société BIEN AIR.

C'est un système très complet car il peut réaliser des infrastructures de prothèses unitaires, plurales et implantaire. Il peut en outre usiner un très large choix de matériaux.

Actuellement, il ne permet pas d'usiner la zircone préfrittée. Par contre il est possible avec ce système d'usiner la zircone HIP.

Son intérêt est donc de pouvoir servir un très large choix de matériaux mais son inconvénient, en ce qui nous concerne, est de ne pouvoir usiner la zircone préfrittée. En effet, il est très consommateur d'outils lorsqu'il faut usiner de la zircone HIP. (30,61)

3- Le système LAVA® (3 M)

Ce système est diffusé par la société 3M ESPE depuis 2001. Il présente les trois systèmes d'empreintes optiques (LAVA SYSTEM®).

Il présente un logiciel de CAO qui permet de modéliser avec des zircons en phase crue. Ce laboratoire a opté pour usiner une zircone TZP préfrittée. La chape sera par la suite sintérisée, cela entraînera une réduction de la taille de 20%. Mais l'intérêt est que cela évite de créer des lésions en surface de la chape. La machine outil est très perfectionnée et peut usiner plusieurs blocs de zircone en parallèle. Le frittage dure 6 à 7 heures.

Le joint dento-prothétique est de 65 µm.

Le laboratoire propose une gamme de plusieurs teintes en fonction de la prothèse souhaitée.

Il est possible de réaliser des bridges jusqu'à quatre éléments que ce soit en secteur antérieur ou postérieur. (61,67,89)

4- Le système PROCERA® (NOBEL BIO CARE)

On l'a vu, Nobel est un des leaders de la CFAO dentaire. Il dispose d'un centre d'usinage situé à GOTTEBORG en suède.

Outre la conception avec un procédé par addition, NOBEL a aussi développé un procédé par soustraction.

Le laboratoire reçoit l'empreinte et coule le modèle en plâtre. Il doit ensuite réaliser le scannage du modèle. Cette opération se réalise à l'aide d'un palpeur couplé avec un logiciel de CFAO. Il en existe deux types, le "PICCOLO®" (très simple d'utilisation) et le "FORTE®" plus complexe. On devrait voir apparaître prochainement un système de lecture optique.

Une fois l'empreinte numérisée, le laboratoire ou le centre d'usinage réalise la modélisation de la chape grâce au PROCERA SOFTWARE®. Puis cette modélisation est envoyée via internet au centre d'usinage qui procède à l'usinage de la chape. Un grand atout de NOBEL est que la chape est retournée sous trois jours au laboratoire.

Les indications du système PROCERA® vont de la coiffe unitaire aux coiffes sur implants en passant par la chape de bridge de plusieurs éléments. (61,72)

5- Le système EVEREST® (KAVO)

Ce système, on l'a vu précédemment, est constitué d'une machine outil qui possède cinq axes de fraisage.

Le système EVEREST® possède des indications variées. Il peut usiner des couronnes unitaires, plurales, des coiffes d'implant, ainsi que des inlays.

Il peut usiner autant la zircone préfritée que la zircone HIP. (61)

6- Le système CERON® (DEGUDENT)

La société DEGUDENT est une filiale de la société DENTSPLY. C'est elle la première qui a proposé l'usinage des blocs de zircone TZP "crue".

Elle a deux objectifs :

- Créer des machines ne faisant pas appel à la CAO afin de maintenir les étapes de maquette en cire et donc de ne pas changer le travail du laboratoire.
- Pouvoir réaliser des bridges céramo-céramiques en zircone d'une taille allant jusqu'à six éléments.

La machine outil proposée par DEGUDENT est composée d'un seul bloc, avec une unité de lecture qui "lit" la maquette en cire, un centre d'usinage à trois axes et d'un four.

Actuellement, la société DEGUDENT diversifie son offre et permet de scanner ses empreintes et de les envoyer via internet dans des centres spécialisés d'usinages si on ne dispose pas de logiciel de CAO, soit de les modéliser soi-même, et ensuite de les envoyer aux centres d'usinage. (61,80)

7- Un système de fraisage manuel : le pantographe (63)

C'est un outil développé par STEGER et actuellement proposé par la société ZIRKONZAHN. Il est aussi appelé le ZIRKOGRAPH®.

C'est le seul procédé utilisant un usinage manuel de la zircone. Il donne encore la possibilité au technicien de laboratoire d'exprimer son talent et de valoriser son travail.

De plus ce système est relativement bon marché et présente donc un faible investissement pour un laboratoire.

Son mode de fonctionnement repose sur le principe de l'homothétie pour conserver les proportions entre la pièce originale et la copie. D'une armature en composite, le prothésiste va réaliser une copie surdimensionnée en zircone afin de pallier le coefficient de rétractation dû au frittage.

Le champ d'application du pantographe est très large, il s'étend de la couronne unitaire simple à la réalisation de bridges complets de 14 éléments transvissés sur implants en prenant compte les axes divergents des puits de serrage. Comme c'est une technique

opérateur dépendant, il faut au prothésiste un temps d'apprentissage important avant de pouvoir se lancer dans de telles réalisations.

Pour le praticien, la prise d'empreinte est classique. Il envoie celle-ci au laboratoire de prothèse qui réalise la coulée de l'empreinte et les MPU. A partir du modèle en plâtre, le prothésiste réalise une couronne unitaire ou un bridge en composite. Cette armature peut être essayée en bouche afin de valider le travail et de lui apporter les éventuelles retouches. C'est un des grands avantages de ce système car on peut le modifier rapidement si un épaulement est à reprendre ou si l'espace disponible pour l'occlusion est insuffisant. On a aussi la possibilité de sectionner une connexion de bridge en cas de bascule et de la recoller en bouche dans une position totalement passive.

L'opérateur place ensuite la préparation dans un bloc de polyuréthane et la colle avec de la cyanolithe. Il place ce disque sur le premier plateau du ZIRKOGRAF®.

Les deux plateaux sont montés sur un axe central et peuvent basculer dans tout les sens. Cela permet d'usiner toutes les zones, ainsi que celles en contre-dépouilles et aussi bien l'intrados et l'extrados de l'armature.

Sous l'autre bras, il place un bloc de zircone. Ensuite il lui suffit, avec l'aide du premier bras de palper les contours de la restauration prothétique en composite, le second bras réalise le fraisage du bloc de zircone. L'opérateur dispose d'une gamme d'outils passifs de même diamètre que les fraises qu'il place sur le moteur du zirkograph®. L'armature obtenue est surdimensionnée d'environ 25 à 30% et prête à être placée dans le four de frittage.

La partie cosmétique est réalisée avec une céramique ICE qui a une température de cuisson de 820°C.

Partie IV : CONSEQUENCES CLINIQUES ET ANALYSE CRITIQUE

1- Intérêt esthétique (24,51,52, 68,88)

C'est l'intérêt majeur des reconstitutions céramo céramique. Face à la demande esthétique de plus en plus importante de nos patients, ces systèmes se sont considérablement développés.

1- Teinte, translucidité, opacité

La zircone répond donc au cahier des charges "esthétique". Cependant il est important de noter que ce n'est pas la céramique d'armature idéale dans le secteur antérieur du fait de sa faible translucidité. En effet, selon EDELHOFF et SORENSEN (2002), la zircone est plus opaque que les céramiques infiltrées et les vitrocéramiques. Sur un critère purement esthétique, les vitrocéramiques (type Empress) sont plus indiquées que les couronnes avec chapes en zircone. Une étude comparative entre la zircone et l'alumine nous apprend que l'alumine transmet 72% de la lumière alors que la zircone n'en transmet seulement que 48%.

Elle présente cependant un avantage dans certaines situation clinique, comme masquer un pilier dyschromié ou un inlay core métallique; l'opacité de la chape ici permet de masquer la dent support et donc d'obtenir le rendu esthétique souhaité. En fonction de l'indication souhaitée, la zircone peut avoir un fort intérêt dans le secteur antérieur.





**Figure 21 : restauration de 25/26 par des chapes en zircone, la décoloration de 25 est totalement masquée.
(MANICONE et coll., 2007)**

L'opacité est une donnée primordiale. elle est le résultat du rapport entre l'intensité lumineuse réfléchie et l'intensité lumineuse transmise. Plus le matériau est opaque, moins la lumière est transmise, donc plus la prothèse apparaît sombre. Actuellement, les laboratoires proposent de colorer les chapes en zircone ce qui a comme conséquence de pouvoir étendre le champ d'application de ces chapes. On peut donc afin de faire varier la translucidité des chapes en zircone en jouant sur leur coloration. Cela permet un mimétisme accru avec les différentes formes de préparations coronaires destinées à recevoir nos reconstitutions céramo-céramiques avec armature en zircone : dent pulpée ou non, reconstitutions foulées ou coulées en métal ou en zircone.

YOSHIDA (2009) recommande de toujours réaliser un essayage in situ afin de pouvoir valider le projet de réhabilitation prothétique. En effet dans le secteur antérieur, la demande esthétique que ce soit au niveau de la teinte ou de la morphologie est très importante. Il faut donc valider la reconstitution avant scellement ou collage définitif.

On le sait, la zircone a une couleur blanche, la luminosité de cette chape pose problème pour adapter parfaitement la couleur des reconstitutions. Si l'indication d'une chape en zircone dans le secteur antérieur est posée l'adaptation de la couleur avec les dents adjacentes doit être parfaite afin d'obtenir un rendu esthétique maximum. Aussi, EDAKAWA (2009) propose de recouvrir la chape d'un "opaque liner" afin de diminuer cette luminosité. Si cela est nécessaire, on peut appliquer plusieurs couches. Il faut bien prendre en compte la particularité de chaque cas et savoir adapter la couleur afin d'obtenir un résultat esthétique parfait dans toutes les situations cliniques. (23)

Le résultat esthétique d'une couronne restera toujours très subjectif que ce soit au niveau de la teinte ou de la forme. Il est important de noter que l'expérience des opérateurs, praticien et prothésiste, sera primordiale dans la réussite de la reconstitution. L'observation de la teinte et de la forme naturelle des dents et leur transmission au laboratoire sont essentielles. Les techniques modernes de communication : photographies numériques et transmission via internet, constituent un apport important. Mais le sens artistique du prothésiste, son habileté et son expérience restent déterminants pour le résultat final. De plus, l'observation de nombreux paramètres tels que : la ligne du sourire, le type de parodonte, lors de l'examen clinique est une étape aussi primordiale que le choix du matériau dans la réussite esthétique du projet. L'utilisation de la zircone est un paramètre de cette réussite. Elle peut présenter un intérêt dans son utilisation dans le secteur antérieur.

2- Epaisseur de l'armature (34)

On l'a vu l'épaisseur de l'armature est un paramètre important dans le rendu esthétique. Selon HAUPTMANN et coll. (2000), une armature épaisse n'aura pas la même opacité qu'une armature de faible épaisseur. Il est intéressant de noter que des céramiques translucides peuvent tout de même masquer des dents supports colorées en jouant sur l'épaisseur de la chape. A l'inverse, des céramiques d'infrastructure ayant déjà une opacité assez prononcée ne nécessiteront pas l'augmentation de l'épaisseur de matériau.

La zircone est donc intéressante dans le cas où un manque de place associé à une forte dyschromie du pilier est compliqué à gérer.

Enfin, lors de la réalisation d'intermédiaires de bridge, il faut veiller également à ce que la teinte et la translucidité des piliers soit uniforme, l'épaisseur des intermédiaires étant plus importante que celle des chapes support de bridge. Là encore, c'est toute l'habileté du prothésiste qui va faire la différence lors du masquage de la céramique d'infrastructure.

2- Biocompatibilité (35)

Le mimétisme de la zircone permet aussi de pouvoir placer la limite de la préparation, même au niveau du secteur antérieur, en supra gingival. L'absence de joint métallique visible permet cette indication. Sa parfaite biocompatibilité permet également de ne pas créer avec le temps de récession gingivale, ce qui dans le cadre de reconstitution céramo-métallique se produit fréquemment avec le temps et est une source très importante de doléances de nos patients. Enfin, l'absence de métal annihile le risque de poly métallisme buccal avec les autres restaurations déjà présentes en bouche.

Selon un rapport de l'HAS publié en mai 2008, on aurait des complications suite à la pose de prothèses céramo-céramiques dans 8% des cas. Alors que dans le cas des céramo-métalliques, on est à 11% des cas. Cette différence est en partie expliquée par l'excellente intégration biologique des céramiques dentaires, ce qui confirme la parfaite biocompatibilité de la zircone et en fait un matériau de choix pour nos reconstitutions qu'elles soient antérieures ou postérieures.

3- Intérêt mécanique (41,42,53)

La résistance à la flexion de la zircone varie de 900 à 1200 Mpa selon les auteurs. Sa résistance en compression est de 750 à 1200 N pour la zircone HIP. la zircone est donc actuellement la meilleure céramique d'armature au niveau de ses propriétés mécaniques. Les forces de mastication étant au maximum de 800 N elle peut être utilisée dans les secteurs postérieurs.

Par sa résistance, la zircone permet donc l'utilisation du "tout-céramique" dans les secteurs postérieurs. C'est la seule céramique d'infrastructure qui permet cette utilisation. L'alumine, avec des valeurs allant jusqu'à 500 N ne peut être indiquée pour ces restaurations. La zircone peut elle convenir même dans le cadre d'un contexte occluso-articulaire déficient.

Une des propriétés majeures de la zircone est le renforcement par transformation de phase. On l'a vu, cela permet à la zircone d'absorber une partie des contraintes au fond des fissures sans se fracturer. En outre, son module d'YOUNG relativement bas (220 GPa) fait que la zircone peut tolérer une légère déformation avant rupture. C'est cette propriété qui lui a

valu l'appellation d' "acier céramique" et qui nous permet de l'utiliser comme matériau d'infrastructure.

4- Intérêt de la CFAO dans la réalisation des armatures (6,20,47,61)

La zircone est un matériau uniquement usinable, la CFAO est donc le seul moyen de réaliser des chapes en zircone. De plus, la zircone présente un retrait lors de son frittage, seule une machine outil couplée à un ordinateur peut calculer le retrait lié à ce frittage. La CFAO est donc le seul moyen d'utiliser la zircone en odontologie.

Intégrer dans nos plans de traitement cette céramique de haute technologie engendre certaines conséquences sur le fonctionnement du cabinet et sur l'image que le praticien et son équipe vont donner aux patients. En effet, utiliser ce type de matériau et de technologie donne un aspect novateur au cabinet. De plus, on s'aperçoit qu'il est de plus en plus important d'avoir un échange avec le patient. L'informatisation de notre activité va pouvoir considérablement améliorer ce dialogue. Il est évident que si un praticien opte pour un système de CFAO directe, il peut largement expliquer et associer le patient à toutes les étapes de confection de la prothèse dentaire.

Le coût de cette technique est encore actuellement un frein à l'investissement dans ces systèmes. Pour exemple, un ensemble de CFAO complet coûte en moyenne 100 000 euros. Un système de chez Kavo Everest® coûte 150 000 euros tandis qu'un système CEREC®, en fonction de la vitesse d'usinage, coûte entre 87 000 et 97 000 euros. Une étude raisonnable doit être faite quant à la rentabilité que peuvent avoir ces systèmes par rapport à la gestion d'un cabinet. Cet investissement est sans doute plus envisageable dans un cabinet de groupe. Il ne faut pas oublier que le nombre de couronnes réalisées par mois ne doit plus seulement assurer le fonctionnement économique du cabinet, mais aussi couvrir le coût de l'investissement dans ce matériel. A l'inverse, la CFAO indirecte supprime ce risque lié à l'investissement mais le praticien se prive aussi de l'intérêt lié au "prestige" de l'équipement.

Le praticien doit de plus intégrer dans son investissement, le temps d'apprentissage durant lequel il ne sera pas parfaitement opérationnel et "rentable".

L'avancée rapide de ces nouvelles technologies semble aussi inversement être un frein dans l'investissement vers ces technologies. Un système très perfectionné au moment de son achat deviendra vite obsolète. Le plus sûr est d'investir dans un système modulable et améliorable dans le temps. De plus, la maintenance à effectuer va être de plus en plus sophistiquée. Les problèmes rencontrés avec des systèmes de CFAO sont les mêmes que

ceux rencontrés lors de l'utilisation d'un cabinet totalement informatisé. Si une défaillance du système survient, c'est toute la journée de rendez vous qui risque d'être annulée.

Il existe cependant une difficulté pour la zone à usiner au niveau des angles de la préparation. La tailles des outils de coupe fait que la CFAO perd en précision à ce niveau. Il faut donc que le praticien veille au maximum à arrondir les angles de ses préparations afin de diminuer les zones d'imprécision. Ces zones moins précises engendreront une épaisseur de ciment ou de colle moins homogène et donc une tenue moins efficace de la chape. On le verra, la zircone ne peut pas être retouchée. Ces imprécisions sont donc problématiques.

Au-delà de ces problèmes techniques, la CFAO permet une grande avancée technique dans le domaine dentaire. La précision des travaux effectués (allant de 29 à 65 μm) permet une adaptation parfaite des chapes. L'informatisation apporte la rigueur de la conception et la reproductibilité des actes au prothésiste. Cela permet au cabinet de gagner en efficacité en mettant en places des protocoles exigeants. La CFAO apporte une constance dans les résultats et supprime la plupart des erreurs induites par la chaine de fonderie. Cela va permettre au prothésiste de se concentrer sur la partie cosmétique de la réalisation et donc favoriser encore l'esthétique.

5- Le risque de fracture

Les principaux problèmes actuellement rencontrés avec les armatures en zircone sont la fracture ou l'écaillage.

1- Fracture de l'armature (19,42)

La présence de micro-défauts dans l'armature est un problème pour leur résistance. Avec un apport d'énergie trop important, cela peut engendrer des fissures puis des fractures. Le problème est donc d'obtenir des armatures parfaitement usinées. Tout défaut d'usinage sera un potentiel risque de fracture. On l'a vu, le vieillissement peut aussi être un problème car il peut aussi entrainer avec le temps le même risque de fissure puis de fracture.

Si les céramiques résistent très bien aux forces de compression, elle sont en revanche beaucoup plus sensibles à toutes les forces d'étirement ; la zircone n'échappe pas à ce phénomène. Cela pose un problème au niveau des connexions des bridges car la force de compression appliquée sur l'intermédiaire va engendrer un étirement au niveau des connexions et surtout au niveau lingual. Le risque de fracture est donc important. Chaque cycle de mastication appliqué sur l'intermédiaire va engendrer des contraintes d'étirement

dans la partie gingivale de la connexion et créer des microfissures qui vont se diriger en direction occlusale jusqu'à la rupture de la pièce.

Dans leur étude publiée en 2007, KOKUBO et coll. ont testé trois formes d'armatures, il conclut que l'armature qui résiste la mieux est celle qui a une forme convexe en direction occlusale. C'est en effet cette forme qui a le moins de surface sensible à l'étirement.

D'autre part, DE MARCH et LAUNOIS (2007) précisent que pour cette raison, les connexions des bridges céramo-céramiques doivent avoir un volume plus important que pour les bridges céramo-métalliques. Il précise aussi que cette demande supplémentaire de volume peut être une contre indication pour réaliser un bridge dans certains édentements.

Selon les références Diadem,

- Secteur molaire : surface des connexions 9 mm²
- Secteur prémolaire : surface des connexions 7.5 mm²
- Secteur incisif : surface des connexions 6 mm²

2- Ecaillage de la céramique cosmétique, le problème de la liaison zircone/ céramique (25,54,61,70,75)

Les études cliniques menées sur les chapes en zircone prouvent maintenant que la zircone Y-TZP présente une résistance nous permettant de l'utiliser pour la confection de bridge postérieurs. Le point faible des réalisations mettant en jeu la zircone, est la liaison céramique d'infrastructure/ céramique cosmétique. Le problème le plus fréquemment rencontré est une désolidarisation des deux céramiques. Les causes principales sont :

- Les forces de liaison entre les deux céramiques (infrastructure et cosmétique) sont trop faibles.
- La tension dans la couche cosmétique est trop forte en raison de coefficient de dilatation thermique (CDT) inadapté entre les deux céramiques.
- Les surcharges occlusales excessives désolidarisent en priorité la céramique cosmétique.

Le coefficient de dilatation thermique de la zircone se situe entre 10.5 et 11 $\mu\text{m/m.K}^{\circ}$. les céramiques cosmétiques doivent avoir le même coefficient afin de limiter le risque de fracture. Les auteurs recommandent au maximum entre les coefficients des deux

céramiques une différence de 1×10^{-6} . La source du problème se situe au moment de la phase de refroidissement. Si il existe trop de différence entre les CDT, une des deux céramiques va plus se contracter que l'autre et ainsi entrainer des contraintes dans le second matériau. La céramique résiste mieux aux contraintes de compression que de traction, il faut donc éviter de placer la céramique cosmétique en traction. Le risque est que les microfissures créées à la surface de la zircone lors de son usinage s'étendent à la céramique cosmétique et provoquent la fracture de cette dernière.

Il faut que la zircone soit associée avec une céramique cosmétique ayant un CDT légèrement inférieur à celle-ci. Ainsi, pendant le refroidissement, l'infrastructure se rétractera un peu plus que le cosmétique ce qui aura pour conséquence de placer la céramique cosmétique en légère compression et donc prévenir les risques de fracture.

Ce problème est parfaitement contrôlé en céramo-métallique. La différence de CDT entre l'alliage et la céramique cosmétique permet d'harmoniser les contraintes de compression induites au sein de la céramique.

Pour les couronnes céramo-métalliques, l'élasticité du matériau d'infrastructure absorbe une partie des contraintes et diminue ainsi une partie des tensions excessives s'appliquant au sein du matériau. L'élasticité de la zircone étant limitée par rapport aux alliages, elle ne peut absorber qu'une partie de ces contraintes. Les tensions induites dans le cosmétique seront donc plus fortes dans le cadre d'une couronne avec chape en zircone que dans une couronne avec chape en métal. La résistance de la céramique cosmétique dans les systèmes "tout céramique" est donc un paramètre important.

Pour maîtriser la spécificité des caractéristiques de la zircone, les laboratoires ont créé des nouvelles céramiques cosmétiques. Le but était d'obtenir le même, ou légèrement plus faible, coefficient de dilatation thermique pour la céramique cosmétique et la céramique d'armature. Par exemple le TRICERAM® (CDT : $8.7 \mu\text{m/m.K}^6$), le ZIROX®, le VINTAGE ZR®, l'INITIAL ZR®. Leur CDT est compris entre 9.7 et $9.8 \mu\text{m/m.K}^6$.

Le taux élevé d'écaillage des premières armatures créées avec des céramiques d'infrastructure était certainement dû au fait que les chapes n'étaient pas conçues dans une forme anatomique. De plus les systèmes de CFAO ne permettaient pas de concevoir des armatures extrêmement précises.

STAWARCZYCK et coll. (2009) ont étudié l'étendue des fractures dans des couronnes avec des chapes anatomiques et des couronnes avec des chapes non anatomiques. D'après les résultats obtenus, on note que les couronnes avec chapes non anatomiques ont une

résistance plus faible. La céramique cosmétique se sépare en moyenne sous une charge de 800 N tandis que les chapes avec armatures anatomiques se fracturent sous une charge moyenne de 1000 N. Cependant, on note également que les fractures engendrées se limitent beaucoup plus fréquemment juste à la céramique cosmétique pour les chapes non anatomiques et s'étendent à l'armature pour les chapes anatomiques.

Par conséquent, il est recommandé au prothésiste de concevoir les infrastructures de façon à ce qu'elles soutiennent bien la céramique cosmétique, donc en ayant une adaptation la plus anatomique possible. Afin de limiter les risques d'écaillement, l'épaisseur de la chape doit être uniforme et non excessive. Une épaisseur de céramique trop élevée au niveau du bord occlusal ou trop faible au niveau de la ligne de plus grand contour se traduit par une moins bonne résistance à la rupture. De plus, pour les bridges, si les connexions ont été correctement dimensionnées, le risque de fracture est quasiment nul.

6- Le problème des retouches (1,43,61,69)

Tout fraisage de la zircone est impossible. Le risque de créer des fissures et donc des amorces de fracture est important. La zircone ne peut donc être retouchée ; c'est un problème majeur pour le praticien lorsqu'il a des retouches à effectuer si la prothèse est inadaptée. SADAN et coll. (2005) recommandent de retoucher les préparations et non pas l'intrados des armatures. Mais retoucher une connexion d'un bridge est impossible.

Une étude de KOSMAC et coll. (1999) vient appuyer cette hypothèse. Le fraisage des chapes en zircone entraîne une diminution de leurs propriétés mécaniques. De plus une faible quantité de phase monoclinique est observée en surface (5%). Ce faible taux est expliqué selon lui par le fait que la température est trop élevée pour permettre la transformation de phase. Ce faible taux est donc insuffisant pour réaliser une compression en surface et donc trop faible pour renforcer les propriétés mécaniques de la zircone.

De plus après une analyse du module de Weibull (dispersion des défauts), il trouve une augmentation après le fraisage. Cela signifie qu'il y a une augmentation du nombre de défauts et donc du risque de fracture après fraisage.

Le fraisage entraîne également une augmentation de température. On a vu précédemment que le vieillissement de la zircone augmentait avec la température et était maximal entre 200 et 300°C. Une retouche locale de la chape aurait donc pour conséquence une diminution des propriétés mécaniques du matériau par une augmentation de la proportion de phase monoclinique et un risque d'amorce de fracture.

ANDREIOTELLI et KOHAL (2009) confirment cette étude en montrant que des implants en zircone qui ont été fraisés résistent moins bien à la rupture que des implants en zircone non fraisés.

PERELMUTER et coll. (2009) quant à eux indiquent que la zircone ne présente aucun moyen de soudure.

Il est donc très important de prendre des empreintes parfaites et de veiller à ce que la CAO soit parfaitement réalisée avant l'usinage afin qu'il n'y ait aucune retouche à effectuer sous peine de fragiliser l'armature de nos reconstitutions et donc d'entraîner un risque plus important de fracture ou d'avoir à reprendre toutes les étapes prothétiques. C'est un problème majeur pour l'utilisation de la zircone car cela risque de diminuer ses propriétés mécaniques et sa capacité à résister dans le temps.

CONCLUSION

L'apport de la zircone dans le domaine dentaire est donc très intéressant. De par ses propriétés mécaniques et esthétiques, elle devient matériau de choix dans le cadre d'une reconstitution "tout céramique". Les nombreuses études parues sur ses formidables propriétés doivent convaincre les praticiens et les laboratoires afin qu'ils reconsidèrent leurs a priori vis-à-vis de ce matériau. L'arrivée de la zircone a également permis d'élargir le champ d'application des couronnes céramo-céramiques. Initialement réservé uniquement aux prothèses unitaires, il s'ouvre progressivement maintenant aux bridges, que ce soit dans le secteur antérieur ou dans le secteur postérieur. Certains laboratoires proposent des bridges complets. Matériau uniquement usinable, c'est grâce à l'essor de la CFAO en dentisterie que l'utilisation de la zircone a été rendue possible.

Si la zircone présente un intérêt important, il ne faut pas cependant considérer que son évolution est achevée et son utilisation sans risques. En effet certaines difficultés persistent toujours : parfaite maîtrise du risque de fracture, impossibilité de soudure et de retouche (entraînant un vieillissement prématuré), adaptation de la céramique cosmétique. Ces problèmes doivent être maîtrisés afin de pouvoir faire de la zircone un matériau de choix comme l'est actuellement la technologie céramo-métallique. La Haute Autorité de Santé reste prudente puisqu'elle préconise de n'utiliser le tout-céramique que pour des éléments unitaires ou pour des prothèses plurales uniquement situées dans le secteur antérieur.

Il faut aussi noter que l'on ne possède aujourd'hui qu'un faible recul clinique sur son utilisation à grande échelle. Il existe de nombreuses études publiées sur la zircone *in vitro* mais peu donnent des résultats à long terme. Il est donc actuellement difficile de savoir si la zircone est un matériau de choix pour une utilisation à long terme. Les études parues sur le vieillissement semblent peu représentatives et tout les auteurs n'obtiennent pas les mêmes résultats. Une étude de TINSCHERT et coll. (2008) sur le matériau DC Zirkon® (société DCS PRECIDENT) nous livre le suivi sur 3 ans de 15 bridges antérieurs et 50 bridges postérieurs. Seulement 4 ont dû être retouchés. Ces résultats semblent donc encourageant et doivent être confirmés par d'autres études *in vivo* élargies à une durée supérieure afin de pouvoir avoir des conclusions significatives.

Enfin, une solution d'avenir semble être un couplage de la zircone avec l'alumine ou l'oxyde de césium, car la céramique qui en résulte est beaucoup moins sensible au vieillissement et ses propriétés mécaniques sont renforcées.

Références bibliographiques

1- ANDREIOTELLI M et KOHAL RJ.

Fracture strength of zirconia implants after aging.
Clin Implant Dent Relat Res 2009;**11**(2):158-166.

2- ATT W, HOISCHEN T, GERDS T et STRUB JR.

Marginal Adaptation of All-Ceramic Crowns on Implant Abutments.
Clin Implant Dent Relat Res 2008;**10**(4):218-225.

3- AZEVEDO C et COLON P.

Les polymères de collage.
Real Clin 2005;**16**(4):351-364.

4- BÉRANGER G, FAVERGEON J et MOULIN G.

Zircone – céramique fonctionnelle
<http://www.techniques-ingénieur.fr/base-documentaire/materiaux-th11/materiaux-fonctionnels-ti580/zircone-n3210/>

5- BERRADA I, EL MOHTAIM B et EL BERNOUSSI J.

Couronnes tout céramique, règles de préparation et mode d'assemblage.
Cah Prothese 2007;**139**:51-60.

6- BEUER F, AGGSTALLER H, EDELHOFF D et coll.

Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers.
Dent Mater 2009;**25**(1):94-102.

7- BODENMILLER A.

Usinage des prothèses par fraiseuse numérique à cinq axes.
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):365-370.

8- BOUDRIAS P.

L'infrastructure en zircone yttrée : le nouveau chapitre dans la recherche d'un remplacement pour armature métallique.
J Dent Que 2005;**42**:165-169.

9- BUIJS J.

Zircone : un matériau méconnu.
Stratégie Prothétique 2003;**3**(1):39-42.

10- BUSSON B.

Céramique biocompatible de l'avenir.
Tech Dent 2002;**192**:17-22.

11- CHEVALIER J.

What the future for zirconia as a biomaterial?
Biomaterials 2006;**27**(4):535-543.

12- CHEVALIER J, DEVILLE S, MUNCH E et coll.

Critical effect of cubic phase on aging in 3mol% yttria stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis.
Biomaterials 2004;**25**:5539-5545.

13- CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M et coll.

Mechanical properties and short-term *in vivo* evaluation of Yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia.
J Biomed Mater Res 1989;**23**(1):45-61.

14- CHRISTENSEN GJ.

Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions?
J Am Dent Assoc 2008;**139**(6):761-763.

15- COVACCI V, BRUZZESE N, MACCAURO G et coll.

In vitro evaluation of the mutagenic and carogenic power of high purity zirconia ceramic.
Biomaterials 1999;**20**(4):371-376.

16- DAMBREVILLE A, PHILIPPE M et RAY A.

La céramique de zircone ou "la nuit tout les chats sont gris".
http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo78_zircone/index_vf.shtml

17- DEJOU J et LABORDE G.

Assemblage des restaurations à infrastructure céramiques de haute résistance.
Real Clin 2010;**21**(3):219-226.

18- DENRY I et KELLY JR.

State of the art of zirconia for dental applications.
Dent Mater 2008;**24**(3):299-307.

19- DE MARCH P et LAUNOIS C.

Bridge de longue portée : céramo-métallique ou tout céramique.
Real Clin 2007;**18**(3):249-261.

20- DUMINIL G et LAPLANCHE O.

Trois systèmes de CFAO à l'épreuve de la clinique.
Stratégie Prothétique 2010;**10**(3):177-185.

21- DURET F et PELISSIER B.

Les différentes méthodes de prise d'empreintes pour la CFAO.
Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):343-349.

22- DURET F, PELISSIER B et FAGES M.

Empreintes optiques et perspectives d'avenir.
Stratégie Prothétique 2010;**10**(4):239-247.

23- EDAKAWA T.

Comment faire pour adapter la couleur d'une chape en zircone.
Quintessence Rev Int Prothèse Dent 2009;**3**(9):218-228.

24- EDELHOFF D et SORENSEN J.

Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations.
J Dent Res 2002;**81**:abstract 1179.

25- FILSER F, KOCHER P, WEIBEL F et coll

Reliability and Strength of All-Ceramic Dental Restorations Fabricated by Direct Ceramic Maching.
Int J Comput Dent 2001;**4**(3):89-106.

26- FRADEANI M et BARDUCCI G.

Réhabilitation esthétique en prothèse fixée : Volume 2 : traitement prothétique.
Paris : Quintessence International, 2010.

27- GATARD F.

Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zircone.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):69-74.

28- GOBERT B.

La polyvalence du système Wolceram®.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):47-56.

29- GOUPIL A et GRYNFAS S.

le système digiDENT®, l'art dentaire à l'ère de la précision numérique.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):57-68.

30- GOURRIER Y, BONGERT P et LEPAGE K.

Le système DCS précident.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):17-25.

31- GREMILLARD L.

Relation entre microstructure et durabilité dans une zircone biomédicale.
<http://docinsa.insa-lyon.fr/these/2002/gremillard/partiea.pdf>.

32- GUASTALLA O.

Apport du collage en prothèse fixée.
Cah Prothese 2009;**148**:15-21.

33- GUAZZATO M, ALBAKRY M, QUACH L et coll.

Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic.
Dent Mater 2005;**21**(5):454–463.

34- HAUPTMANN H. SUTTOR D, FRANCK S et coll.

Material properties of all-ceramic zirconia prosthesis.
J Dent Res 2000;**79**:507(abstract 2910).

35- HAUTE AUTORITE DE SANTE.

Prothèses dentaires à infrastructure céramique. Rapport décembre 2007.
<http://www.has-sante.fr>

36- HAUTE AUTORITE DE SANTE.

Place des prothèses dentaires à infrastructure céramique. Rapport mai 2008.
<http://www.has-sante.fr>

37- JUNG RE, SAILA I, HAMMERLE CH et coll.

In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials.

Int J Periodont Rest Dent 2007;**27**(3):251-257.

38- KELLY JR et DENRY I.

Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview.

Dent Mater 2008;**24**(3):289-298.

39- KOHAL JR, KLAUS G et STRUB JR.

Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation.

Clin Oral Implants Res 2006;**17**(5):565-571.

40- KOHAL JR, WENG D, BACHLE M et STRUB JR.

Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment.

J Periodontol 2004;**75**(9):1262-1268.

41- KOHORST P, HERZOG TJ, BORCHERS L et STIESCH-SCHOLZ M.

Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks.

Eur J Oral Sci 2007;**115**(5):161-166.

42- KOKUBO Y, TSUMITA M, SAKURAI S et coll.

The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants.

J Oral Rehabil 2007;**34**(7):503-507.

43- KOSMAC T, OBLACK C, JEVNIKAR P et coll.

Effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and rehabilitee of Y-tzp zirconia ceramic.

Dent Mater 1999;**15**(6):426-433.

44- KOSMAC T, OBLACK C, JEVNIKAR P et coll.

Strength and reliability of surface Y-TZP dental ceramic.

J Biomed Mater Res 2000;**53**(4):304-313.

45- KOU W, MOLIN M et SJOGREN G.

Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing.

J Oral Rehabil 2006;**33**(2):117-124.

46- KOUTAYAS SO, VAGKOPOULOU T, PELEKANOS S et coll.

La zircone en dentisterie : percée Clinique et acquis scientifiques.

Eur J Esthet Dent 2010;**2**(1):28-61.

47- KUNII J, HOTTA Y, TAMAKI Y et coll.

Effect of sintering on the marginal and internal fit of the CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks.

Dent Mater J 2007;**26**(6):820-826.

48- LABORDE G, LACROIX P, MARGOSSIAN P et coll

Les systèmes céramo-céramiques.

Real Clin 2004;**15**(1):89-104.

49- LABORDE G, LASSERRE JF, BOTTI S et coll.

Restaurations céramiques antérieures (1): les préparations périphériques.

Real Clin 2010;**21**(3):167-182.

50- LARSSON C, HOLM L, LOVGREN N et coll.

Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An *in-vitro* study.

J Oral Rehabil 2007;**34**(9):702-709.

51- LAURENT M, ABOUDHARAM G, LAPLANCHE O et coll.

Céramique sans armature métallique. Quels procédés pour quelles indications ?

Cah Prothese 2002;**119**:7-15.

52- LEBRAS A.

Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire.

Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):351-362.

53- LUTHY H, FLSEER F, LOEFFEL O et coll.

Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges

Dent Mater 2005;**21**(10):930–937.

54- MAHIAT Y.

La matière apprivoisée.

Paris : CRG, 1998.

55- MAHIAT Y.

La zircone : cette méconnue.

Stratégie Prothétique 2006;**6**(1):55-65.

56- MAHIAT Y et KUSEL P.

Prothèses transvissés-collées en zircone.

Stratégie Prothétique 2009;**9**(2):85-96.

57- MANICONE PF, ROSSI IMMOETTI P et RAFFAELLI L.

An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications.

J Dent 2007;**35**(11):819-826.

58- MARGOSSIAN P et LABORDE G.

Propriétés optiques des systèmes céramo-céramiques.

Clinic 2007a;**28**(1):453-461.

59- MARGOSSIAN P et LABORDE G.

Restaurations céramo-céramiques.

Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23272 C¹⁵, 2007b,**9**.

60- PAPANAGIOTOU HP, MORGANO SM, GIORDANO RA et coll.

In vitro evaluation of low-temperature aging effects and finishing procedures on the flexural strength and structural stability of Y-TZP dental ceramics.

J Prosthet Dent 2006;**96**(3):154-164.

61- PERELMUTER S, DURET F, LELIEVRE F et coll.

La prothèse céramo-céramique par CFAO.

Paris : Quintessence International, 2009.

62- PITTAYACHAWAN P, MAC DONALD A, PETRIE A et coll.

The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava TM Y-TZP dental ceramic.

Dent Mater 2007;**23**(8):1018-1029.

63- PROBST Y et PROBST Y.

Le fraisage manuel de la zircone.
Stratégie Prothétique 2006;**6**(4):263-271.

64- RAFFAELLI L, ROSSI IMMOETTI P, PICCIONI E et coll.

Growth viability, adhesion potential and fibronectine expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspatic ceramics in vitro.
J Biomed Mater Res A 2008;**86**(4):959-968.

65- RAIGRODSKY AJ, CHICHE GJ, POTIKET N et coll.

The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide–based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study.
J Prosthet Dent 2006;**96**(4):237-244.

66- RAYNAL J.

Reconstitution céramique d'une dent postérieure non vitale, apport de la CFAO directe bio-générique du Cerec 3D.
Stratégie Prothétique 2007;**7**(5):361-367.

67- REICH S, WICHMANN M, NKENKE E et coll.

Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems.
Eur J Oral Sci 2005;**113**(2):174–179.

68- SADAN A, BLATZ MB et LANG B.

Restauration en alumine et zircone frittées denses considérations cliniques : 1^{ère} partie
Parodont Dent Rest 2005a;**25**(3):213-219.

69- SADAN A, BLATZ MB et LANG B.

Restauration en alumine et zircone frittées denses considérations cliniques : 2^{ème} partie
Parodont Dent Rest 2005b;**25**(4):343-349.

70- SAILER I, FEHER A, FILSER F et coll.

Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3 years follow-up.
Quintessence Int 2006;**37**(9):685-693.

71- SALDANA L, MENDEZ-VILAS A, JIANG L et coll.

In vitro biocompatibility of an ultrafine grained zirconium.
Biomaterials 2007;**28**(30):4343-4354.

72- SAMAMA Y et OLLIER J.

La prothèse céramo-céramique et implantaire : système PROCERA.
Paris : Quintessence International, 2002.

73- SILVA VV, LAMEIRAS FS et LOBATO ZI.

Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites.
J Biomed Mater Res 2002;**63**(5):583-590.

74- SORENSEN J.

The Lava System for CAD/CAM Production of High-Strength Precision Fixed Prosthodontics
Quintessence Dent Technol 2003;**26**:57-67.

75- STAWARCZYK B, DIRCK J, BECKER I et coll.

L'importance de la conception de l'infrastructure en zircone et son incidence sur la résistance à la rupture des couronnes « tout-céramique ».
Quintessence Rev Int Prothèse Dent 2009;**3**(9):168-176.

76- STUDART AR, FILSER F, KOCKER P et coll.

Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges.
Dent Mater 2007;**23**(1):106-114.

77- SUNDH A, MOLIN M et SJOGREN G.

Fracture resistance of yttrium oxide partially stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing.
Dent Mater 2005;**21**(5):476-482.

78- SUTTOR D.

LAVA zirconia crowns and bridges.
Int J Comput Dent 2004;**7**(1):67-76.

79- TANAKA K, TAMURA J, KAWANABE K et coll.

Phase stability after aging and its influence on pin-on-disk wear properties of Ce-TZP/AL₂O₃ nanocomposite and conventional Y-TZP.
J Biomed Mater Res A 2003;**67**(1):200-207.

80- THIRY M.

le système Cercon®.
Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):27-36.

81- TINSCHERT J, NATT J, MAUTSCH W et coll.

Fracture Resistance of Lithium Disilicate-, Alumina-, and Zirconia-Based Three-Unit Fixed Partial Dentures: A Laboratory Study.

Int J Prosthodont 2001;**14**(3):231-238.

82- TINSCHERT J, NATT G, MOHRBOTTER N et coll.

Lifetime of alumina and zirconia ceramics used for crown and bridge restorations.

J Biomed Mater Res part B Appl Biomater 2007;**B**(2):317-321.

83- TINSCHERT J, SCHULZE KA, NATT G et coll.

Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC Zircon : 3 year results.

Int J Prosthodont 2008;**21**(3):217-222.

84- UNGER F.

Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO.

Paris : SNPMD, 2005.

85- UNGER F.

La CFAO dentaire.

Stratégie Prothétique 2003;**3**(5):327-339.

86- WALTER A, HELFER M et ARCHIEN C.

Comportement *in vitro* des céramiques dentaires dans le milieu salivaire.

Stratégie Prothétique 2009;**9**(2):131-142.

87- WHITE SN, MIKLUS VG, MAC LAREN EA et coll.

Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system.

J Prosthet Dent 2005;**94**(2):125-131.

88- YOSHIDA A.

Comment obtenir de meilleurs résultats esthétiques en tout céramique?

Quintessence Rev Int Prothèse Dent 2009;**1**(9):4-16.

89- ZEBOULON S, RIHON P et SUTTOR D.

Le système LAVA®.

Stratégie Prothétique 2004;**4**(1):7-15.

90- ZITTMANN NU, GALINDO ML, HAGMANN E et coll.

Clinical Evaluation of Procera All Ceram Crowns in the Anterior and Posterior Regions.
Int J Prosthodont 2007;**20**(3):239-241.

Table des illustrations

Figure 1 : tableau périodique des éléments de Mendeleïev.....	7
Figure 2 : Fragment de Baddeleyite (MAHIAT, 2006).....	8
Figure 3 : Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (1-charge) (MARGOSSIAN et LABORDE, EMC 2007)	11
Figure 4 : Maille monoclinique (MAHIAT , 2006)	12
Figure 5 : maille quadratique ou tétragonale (MAHIAT , 2006).....	12
Figure 6 : maille cubique (MAHIAT , 2006).....	13
Figure 7: Structure de l'in-ceram Zirconia® en microscopie électronique (DENRY et KELLY, 2008)	17
Figure 8 : Structure en micro grains dense et sans défauts qui confère à la zircone des propriétés mécaniques remarquables. (MAHIAT, 2006)	18
Figure 9 : Qualités mécaniques des céramiques : résistance en flexion (POUJADE et coll, 2008).....	21
Figure 10 : capacité de charge moyenne de différentes céramiques (LUTHY et coll., 2005).....	23
Figure 11 : trois différents types de dessin d'infrastructure.(KOKUBO et coll., 2007).....	24
Figure 12 : Renforcement par transformation de phase. (SORENSEN, 2003).....	26
Figure 13 : Ressort en zircone : réalisation Diadem. (MAHIAT, 2006)	27
Figure 14 : Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue (PITTAYACHAWAN et coll., 2007).....	28
Figure 15 : valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau. (SORENSEN, 2003)	29
Figure 16 : Observation au microscope électronique d'une culture de fibroblaste sur une surface en zircone. (MANICONE et coll., 2007).....	31
Figure 17 : Aspect radiographique des chapes en zircone. (MARGOSSIAN et LABORDE, 2007).....	34
Figure 18 : Etapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau (CHEVALIER, 2006).....	35
Figure 19 :Mécanisme du vieillissement selon Sato (GREMILLARD, 2002).....	37
Figure 20 : Mécanisme du vieillissement par corrosion selon Yoshimura (GREMILARD, 2002)	38
Figure 21 : restauration de 25/26 par des chapes en zircone, la décoloration de 25 est totalement masquée. (MANICONE et coll., 2007)	69

Tableau 1 : Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie (MAHIAT, 2006)...	22
Tableau 2: ténacité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006)	25
Tableau 3 : Module d'élasticité de différents matériaux utilisés en odontologie. (MAHIAT, 2006).....	27

COURCIER Louis Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée.
101f ; 90 ref ; 21 ill ; 3 tabl ; 30 cm- (Thèse : Chir Dent ; Nantes ; 2011)

Résumé :

La zircone est une céramique dentaire d'infrastructure. Son apparition en odontologie s'est faite progressivement depuis le début des années 1980. La recherche permanente d'esthétisme a conduit les laboratoires à développer des matériaux alliant performances mécaniques et qualités esthétiques. La zircone répondant parfaitement à ce cahier des charges, elle s'est donc tout naturellement imposée comme une option thérapeutique possible et crédible en prothèse fixée. Matériau uniquement usinable, on doit son arrivée dans le domaine dentaire grâce à l'apport des logiciels de conception et de fabrication assistée par ordinateur. Cependant, certains défauts sont encore à corriger afin que la zircone puisse atteindre le même degré de fiabilité que les prothèses céramo-métalliques.

Rubrique de classement : ODONTOLOGIE-PROTHESE CONJOINTE

Mots-clés :

- Zirconium
- Prothèses dentaires
- Conception assistée par ordinateur
- Céramiques

Mots-clés MeSH :

- Zirconium
- Dental prosthesis
- Computer-aided design
- Ceramics

Jury :

Président : Monsieur le Professeur Alain JEAN
Assesseur : Monsieur le docteur Pierre LE BARS
Assesseur : Monsieur le docteur Eric CHABERLIN
Directeur: Monsieur le Docteur François BODIC