

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

Année 2018

N°3473

# LE COLLAGE DES RESTAURATIONS DENTAIRES EN ZIRCON

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

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Cécile BOURSIN**  
Née le 10/02/1993

Le 24 avril 2018 devant le jury ci-dessous :

Président : M. le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : M. le Docteur Édouard LANOISELEE

Co-directeur : M. le Docteur François BODIC

Directeur de thèse : Mme. le Docteur Fabienne JORDANA

<b>UNIVERSITÉ DE NANTES</b>		
<b>Président</b>	Pr LABOUX Olivier	
<b>FACULTÉ DE CHIRURGIE DENTAIRE</b>		
<b>Doyen</b>	Pr GIUMELLI Bernard	
<b>Asseseurs</b>	Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMOURIQ Yves Monsieur GIUMELLI Bernard Monsieur LE GUEHENNEC Laurent Monsieur LESCLOUS Philippe	Madame ALLIOT-LICHT Brigitte Madame PEREZ Fabienne Monsieur SOUEIDAN Assem Monsieur WEISS Pierre	
<b>Professeurs des Universités</b>		
Monsieur BOULER Jean-Michel		
<b>Professeurs Emérites</b>		
Monsieur BOHNE Wolf	Monsieur JEAN Alain	
<b>Praticiens Hospitaliers</b>		
Madame DUPAS Cécile Madame LEROUXEL Emmanuelle	Madame HYON Isabelle Madame GOEMAERE GALIERE	
<b>Maîtres de Conférences des Universités Praticiens hospitaliers des C.S.E.R.D.</b>		
Monsieur AMADOR DEL VALLE Gilles Madame ARMENGOL Valérie Monsieur BADRAN Zahi Madame BLERY Pauline Monsieur BODIC François Madame DAJEAN-TRUTAUD Sylvie Madame ENKEL Bénédicte Monsieur GAUDIN Alexis Monsieur HOORNAERT Alain Madame HOUCHMAND-CUNY Madline Madame JORDANA Fabienne Monsieur KIMAKHE Saïd Monsieur LE BARS Pierre Madame LOPEZ-CAZAUX Serena Monsieur NIVET Marc-Henri Madame RENARD Emmanuelle Monsieur RENAUDIN Stéphane Madame ROY Elisabeth Monsieur STRUILLLOU Xavier Monsieur VERNER Christian	<b>Assistants Hospitaliers Universitaires des C.S.E.R.D.</b>	
	Monsieur ABBAS Amine) Monsieur AUBEUX Davy Madame BARON Charlotte Madame BEAURAIN-ASQUIER Mathilde Madame BERNARD Cécile Monsieur BOUCHET Xavier Madame BRAY Estelle Madame CLOITRE Alexandra Madame LE LAUSQUE Julie Madame LEMOINE Sarah Monsieur LOCHON Damien Madame MERCUSOT Marie-Caroline Monsieur NEMIROVSKY Hervé Monsieur OUVRARD Pierre Monsieur RÉTHORÉ Gildas Monsieur SARKISSIAN Louis-Emmanuel Madame WOJTIUK Fabienne	
<b>Maître de Conférences</b>		
Madame VINATIER Claire		
<b>Enseignants Associés</b>		
Monsieur KOUADIO Ayepa Madame LOLAH Aoula	Madame MERAMETDJIAN Laure Madame RAKIC Mia	

Mise à jour le 21/03/2018

**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 propre à leurs auteurs et qu'il n'entend leur  
donner aucune approbation, ni importance.**

**À Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ,**

Professeur des Universités  
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires  
Docteur de l'Université de Nantes  
Habilité à Diriger des Recherches  
Département de Prothèses  
Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de présider cette thèse,*

*Je tiens à vous remercier pour tout vos enseignements clinique et théorique  
tout au long de cette formation universitaire.*

*Veillez trouver ici le témoignage de ma reconnaissance et de mes respectueux  
remerciements.*

**À Madame le Docteur Fabienne JORDANA,**

Maître de conférences des Universités  
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires  
Docteur de l'Université de Bordeaux  
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques,  
Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de diriger ce travail de thèse,*

*Pour votre disponibilité, votre gentillesse, vos conseils et vos lectures tout au long de la  
réalisation de ce travail.*

*Pour tout vos enseignements au cours de mon cursus,*

*Veillez trouver dans ce travail le témoignage de ma gratitude et l'assurance de mes  
sentiments respectueux.*

**À Monsieur le Docteur François BODIC,**

Maître de Conférences des Universités  
Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires  
Docteur de l'Université de Nantes  
Département de Prothèse.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de co-diriger ce travail,*

*Pour vos compétences et la qualité de vos enseignements clinique et théorique  
tout au long de mon cursus,*

*Veillez recevoir mes sincères remerciements.*

**À Monsieur le Docteur Édouard LANOISELEE,**

Docteur de l'Université de Nantes.

- NANTES -

*Pour avoir accepté de siéger au sein de ce jury,*

*Pour vos compétences et vos conseils donnés au cours de vos enseignements,*

*Veillez recevoir toute ma gratitude.*

# Sommaire

INTRODUCTION.....	11
I. LA ZIRCONNE.....	12
1. Définition .....	12
2. Sources minérales.....	13
3. Historique .....	13
4. Les utilisations du dioxyde de zirconium.....	15
4.1. Domaine non médical.....	15
4.2. Domaine médical.....	15
5. Microstructures .....	16
5.1. Phase monoclinique .....	16
5.2. Phase quadratique .....	16
5.3. Phase cubique .....	17
5.4. Stabilisation de la zirconne dans la phase quadratique .....	18
6. Mise en forme/fabrication des restauration en zirconne.....	19
6.1. Fabrication de la poudre de zirconne .....	19
6.2. Mise en forme des blocs de zirconne .....	20
6.3. Le frittage .....	20
6.3.1. Le frittage naturel .....	20
6.3.2. Le frittage isostatique à chaud (HIP : Hot Isostatic Pressing).....	20
6.4. Usinage des pièces .....	21
6.4.1. L'usinage avant frittage.....	21
6.4.2. L'usinage après frittage.....	21
6.5. Esthétique et Finition.....	21
6.5.1. Céramiques anatomiques monoblocs full zirconne .....	22
6.5.2. Céramiques stratifiées sur zirconne .....	23
II. LES PROPRIÉTÉS DE LA ZIRCONNE.....	25
1. Propriétés mécaniques .....	25
1.1. La ténacité .....	25
1.2. Renforcement par transformation de phase .....	26
1.3. Résistance à la flexion.....	27
1.4. Module d'élasticité (module de Young) .....	27
1.5. Résistance à la fatigue.....	28
1.6. Résistance à la compression.....	29
1.7. Dureté et coefficient d'abrasion.....	29
2. Propriétés physiques.....	32
2.1. La densité.....	32
2.2. Propriétés électriques.....	32
2.3. Propriétés thermiques.....	32
2.4. Propriétés optiques .....	32
3. Propriétés chimiques (inertie chimique).....	35
4. Propriétés biologiques.....	35
4.1. Biocompatibilité.....	35
4.2. Radioactivité .....	36
5. Vieillessement en milieu biologique.....	37
5.1. Dégradation à basse température .....	37

5.2. Salive et variations de pH.....	37
5.3. Forces de mastication .....	38
6. Contraintes de fabrication.....	39
<b>III. Le collage des matériaux dentaire.....</b>	<b>41</b>
1. Les bases de l'adhésion .....	41
1.1. Introduction .....	41
1.2. Caractéristiques d'une surface .....	42
1.3. l'adhésion .....	43
1.4. l'adhérence .....	44
1.5. Les critères d'une adhésion durable.....	44
1.6. La mouillabilité .....	44
1.7. Les théories de l'adhésion.....	45
1.7.1. La théorie de l'ancrage mécanique .....	45
1.7.2 La théorie chimique .....	46
1.7.3. La théorie électrique.....	48
1.7.4. La théorie de la diffusion.....	48
1.7.5. la théorie thermodynamique.....	48
1.8. Les buts de l'assemblage.....	49
1.8.1. La rétention.....	49
1.8.2. L'étanchéité.....	49
1.9. Les colles et adhésifs .....	49
1.10. Rappel sur les adhésifs amélo-dentaires .....	51
1.11. Approche rationnelle .....	52
1.12. les différents polymères de collage .....	52
1.12.1. Les colles sans potentiel adhésif .....	53
1.12.2. Les colles possédant un potentiel adhésif .....	53
1.12.3. Les colles auto-adhésives .....	54
<b>IV. Le collage de la zircone.....</b>	<b>56</b>
1. Les différents traitements de surface.....	56
1.1 L'acide fluorhydrique.....	56
1.2. Le sablage ou air abrasion .....	57
1.3 La silanisation.....	57
1.3.1. Le silane .....	57
1.3.1.1. Mécanisme d'adhésion.....	59
1.3.2. Particularités de la zircone et des céramiques polycristallines.....	59
1.4 Pyrolyse de silice .....	60
1.5. Traitement tribochimique de surface .....	61
1.6. Conséquences de l'abrasion à l'aide de particules d'alumines (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> ).....	63
1.7. Traitement par dépôt de plasma .....	63
1.8. Traitement de surface par laser .....	64
1.8.1. Cas du traitement par laser femtoseconde.....	65
1.9. Traitement par procédé sol-gel (solution-gélification) .....	65
1.11. Le monomère MDP.....	66
1.11.1. Mécanisme d'action .....	67
1.11.2. Influence de la concentration .....	68
1-12 Primaires universels .....	68
2. Différents adhésifs utilisés pour le collage de la zircone.....	69
2.1. Le Panavia™.....	70

2.2. Le RelyX™ Unicem 3M™ ESPE™.....	70
2.3. Le Superbond C&B® (Sun Medical).....	71
3. Les concepts de collage.....	72
3.1. Le concept APC .....	72
3.2. Le protocole le plus documenté.....	74
4. Indications cliniques .....	75
4.1. Remplacement de dents antérieures .....	76
4-1-1 Bridge collé sur deux piliers.....	76
4.1.2. Cantilever.....	77
4.2. Remplacement de dents postérieures.....	78
4.3. Étude comparative .....	80
CONCLUSION.....	82
BIBLIOGRAPHIE.....	83
TABLE DES TABLEAUX.....	94
TABLE DES ILLUSTRATIONS.....	95

## INTRODUCTION

La zircone est une céramique polycristalline utilisée en Odontologie depuis une vingtaine d'années pour les restaurations dentaires prothétiques. La zircone est retrouvée sous différentes formes cristallines. Cependant, en Odontologie, c'est principalement sous sa forme tétragonale qu'elle est utilisée. On parle de zircone Y-TPZ car elle est stabilisée à l'yttrium.

Sa haute biocompatibilité lui a permis d'être utilisée pour la première fois dans le domaine médical en 1969. Elle fut utilisée en chirurgie orthopédique dans la fabrication de prothèses de hanche.

Grâce à ses propriétés mécaniques intéressantes, similaires aux alliages mais avec une teinte plus proche des dents naturelles, de plus en plus de restaurations se passent du métal.

La dentisterie actuelle évolue continuellement vers une pratique économe des tissus dentaires.

Cette volonté de préservation des tissus peut amener à la réalisation de préparations prothétiques non rétentives. Pour ce type de préparations, l'assemblage de la pièce prothétique aux tissus dentaires doit être réalisé à l'aide d'une technique adhésive. En effet, en l'absence de rétention mécanique, l'utilisation d'un ciment ne peut être efficace.

De par son caractère polycristallin, la zircone ne peut être collée par des méthodes de collage conventionnelles. La zircone a longtemps été considérée comme un matériau ne pouvant être collé. Pourtant, depuis les années 2000, de nombreuses études sont publiées à propos de techniques permettant de coller la zircone.

Ce travail de thèse a pour but de venir éclairer les différents moyens de préparation qui ont été développés pour coller la zircone. Dans un premier temps nous ferons des rappels sur la zircone et sa mise en œuvre, ensuite nous verrons les propriétés de la zircone. Nous reverrons les principes de collage généraux avant finalement d'aborder le collage de la zircone en tant que tel.

# I. LA ZIRCONNE

## 1. Définition

La zircone est le nom donné au dioxyde de zirconium ( $ZrO_2$ ), elle appartient à la classification des céramiques.

La zircone est obtenue à partir d'un métal : le zirconium qui est de symbole Zr et qui possède le numéro atomique 40 dans le tableau périodique de Mendeleïev.

1 H Hydrogène																	2 He Hélium													
3 Li Lithium	4 Be Béryllium											5 B Bore	6 C Carbone	7 N Azote	8 O Oxygène	9 F Fluore	10 Ne Neon													
11 Na Sodium	12 Mg Magnésium											13 Al Aluminium	14 Si Silicium	15 P Phosphore	16 S Soufre	17 Cl Chlore	18 Ar Argon													
19 K Potassium	20 Ca Calcium	21 Sc Scandium	22 Ti Titane	23 V Vanadium	24 Cr Chrom	25 Mn Manganèse	26 Fe Fer	27 Co Cobalt	28 Ni Nickel	29 Cu Cuivre	30 Zn Zinc	31 Ga Gallium	32 Ge Germanium	33 As Arsenic	34 Se Sélénium	35 Br Brome	36 Kr Krypton													
37 Rb Rubidium	38 Sr Strontium	39 Y Yttrium	40 Zr Zirconium	41 Nb Niobium	42 Mo Molybdène	43 Tc Technetium	44 Ru Ruthénium	45 Rh Rhodium	46 Pd Paladium	47 Ag Argent	48 Cd Cadmium	49 In Indium	50 Sn Étain	51 Sb Antimoine	52 Te Tellure	53 I Iode	54 Xe Xénon													
55 Cs Césium	56 Ba Baryum	57 La Lanthane	58 Ce Cérite	59 Pr Praseodyme	60 Nd Néodyme	61 Pm Prométhée	62 Sm Samarium	63 Eu Europ	64 Gd Gadolinium	65 Tb Terbium	66 Dy Dysprosium	67 Ho Holmium	68 Er Erbium	69 Tm Thulium	70 Yb Ytterbium	71 Lu Lutécium	86 Rn Radon													
87 Fr Francium	88 Ra Radium	89 Ac Actinium	104 Rf Rutherfordium	105 Db Dubnium	106 Sg Seaborgium	107 Bh Bohrium	108 Hs Hassium	109 Mt Meitnerium	110 Ds Darmstadtium	111 Rg Roentgenium	112 Cn Copernicium	113 Uut Ununtrium	114 Uuq Ununquadium	115 Uup Ununpentium	116 Uuh Ununhexium	117 Uus Ununseptium	118 Uuo Ununoctium													
* 58 Ce Cérite																		59 Pr Praseodyme	60 Nd Néodyme	61 Pm Prométhée	62 Sm Samarium	63 Eu Europ	64 Gd Gadolinium	65 Tb Terbium	66 Dy Dysprosium	67 Ho Holmium	68 Er Erbium	69 Tm Thulium	70 Yb Ytterbium	71 Lu Lutécium
** 90 Th Thorium																		91 Pa Protactinium	92 U Uranium	93 Np Neptunium	94 Pu Plutonium	95 Am Americium	96 Cm Curium	97 Bk Berkélium	98 Cf Californium	99 Es Einsteinium	100 Fm Fermium	101 Md Mendelevium	102 No Nobelium	103 Lr Lawrencium

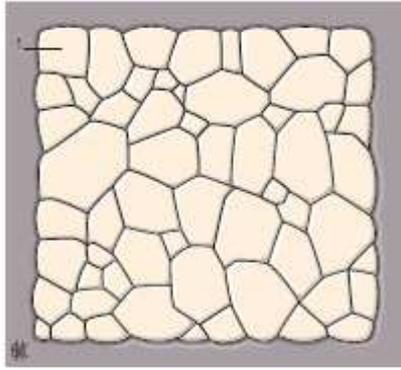
Figure 1: Tableau périodique des éléments de Mendeleïev [82]

Par l'absorption d'oxygène ( $O_2$ ), le zirconium devient le dioxyde de zirconium ( $ZrO_2$ ) qui est donc couramment appelé zircone (*zirconia* en anglais).



La zircone est une céramique polycristalline. Elle est dite pure c'est à dire qu'elle ne contient pas de phase vitreuse mais seulement des particules cristallines (fig. 2). Ces cristaux hautement condensés par frittage (agglomération de poudres par chauffage) lui confèrent une grande densité [1].

Cependant, les méthodes de collage conventionnelles ne peuvent être utilisées. En effet, le traitement de surface à l'acide fluorhydrique, habituellement utilisé pour les collages, a une action uniquement au niveau de la phase vitreuse des céramiques [71].



**Figure 2:** Microstructure schématisée de type polycristalline pure (sans phase vitreuse) [1]

## 2. Sources minérales

À l'état naturel, la zircone est extraite à partir de deux minéraux :

-La baddeleyite (fig. 3) (aussi appelé brasilit), qui est un minéral rare et dont les principaux gisements se trouvent en Afrique du sud. Mais cette source est insuffisante pour répondre à la forte demande de l'industrie.



**Figure 3 :** Fragment de baddeleyite [2]

-Le zircon ( $ZrSiO_4$ , silicate de zirconium), qui est la source principale. On le retrouve en quantité sous forme de sable zirconifère sur des plages d'Australie, d'Afrique du Sud ou des États unis d'Amérique. C'est grâce à la purification de ce sable zirconifère, constitué de 67% de silicate de zirconium ( $ZrSiO_4$ ), que la demande va pouvoir être satisfaite [2][3].

## 3. Historique

Le zirconium (Zr) est un élément relativement abondant, occupant la 11ème place dans l'ordre d'abondance des éléments de la croûte terrestre et la 6ème place parmi les matériaux

métalliques [84].

Il se trouve à l'état naturel sous la forme de zircon (fig. 4) qui est le silicate de zirconium ( $ZrSiO_4$ ).

Le zircon est l'un des plus anciens solides terrestre connu. En 1999, en Australie a été découvert un morceau de cristal de zircon datant de 4,4 milliards d'années. On retrouve également des bijoux en zircon datant de l'antiquité [4].



**Figure 4:** Cristal de zircon [85]

Le nom du métal zirconium vient de l'arabe « *zargon* » qui fait référence à sa couleur dorée : « *zargon* » est issu du persan « *zar* » (or) et « *gun* » (couleur) [5].

L'élément zirconium a, lui, été découvert en 1789 par un chimiste Allemand, Martin Heinrich Klaproth, sous forme d'oxyde métallique. Mais ce n'est qu'en 1824, que Jacob Berzelius l'a isolé sous forme de métal [6].

Le premier minerai d'oxyde de zirconium a été découvert au Sri Lanka par Joseph Baddeley en 1892 qui a donné le nom de baddeleyite à ce gisement [2].

En 1925, Van Arkel et de Boer développent pour la première fois un procédé pour obtenir la zirconite à l'état pur (par décomposition de iodure de zirconium)[7].

Cependant, ce matériau n'a pas connu un franc succès. C'est grâce à ses bonnes propriétés, notamment de résistance mécanique et de résistance à la corrosion, que l'amiral Rickover va en décembre 1949 décider d'utiliser les alliages de zirconium pour le projet de développement de sous-marins nucléaires américains [8].

Par la suite, c'est avec l'aide du programme « Atom for Peace » que son utilisation va s'étendre à l'atome civil. [8]

Le développement du zirconium est donc étroitement lié à celui de l'énergie nucléaire.

Dans le domaine médical, on l'utilise pour la première fois en 1969 en chirurgie orthopédique pour la réalisation de tête de prothèse de hanche.[5]

Dans le domaine odontologique, le premier implant (Sigma) entièrement en oxyde de zirconium apparaît sur le marché dans les années 1990. [9]

La couronne en zircone est elle utilisée pour la première fois en 1998 dans la clinique dentaire de l'Université de Zurich.

#### **4. Les utilisations du dioxyde de zirconium**

De par ses nombreuses qualités, la zircone est utilisée dans de nombreuses indications à des fins médicales ou non.

##### **4.1. Domaine non médical**

La zircone est utilisée dans l'industrie nucléaire pour la réalisation de réacteurs nucléaires. Les propriétés retenues sont la très faible absorption de neutrons thermiques, de bonnes propriétés mécaniques et une bonne résistance à la corrosion par l'eau à haute température [8].

Il est également utilisé dans diverses applications : des électrolytes solides, pour des piles à combustion, des billes de broyage, des sondes à oxygène (zircone à 8% d'yttrium), dans la fabrication de lames de couteaux et de rasoir, ainsi que pour des outils coupants de précision, pour des composants de fibres optiques. . [2][10]

##### **4.2. Domaine médical**

En médecine, la zircone est principalement utilisée dans la réalisation de têtes de prothèses de hanche [5].

En Odontologie, son utilisation est désormais très répandue. De par ses nombreuses qualités, les nouvelles poudres de zircone contribuent à la conception de restaurations tout céramique.

Le développement des systèmes de conception/fabrication assistés par ordinateur (CFAO) a permis de faciliter son accessibilité. La zircone va être utilisée pour réaliser des couronnes, des facettes, des armatures, des bridges, des piliers implantaires ainsi que des implants...

La zircone est également retrouvée dans des composants auxiliaires comme des fraises à découper et des forets chirurgicaux, des attachements extra-coronaires ainsi qu'en orthodontie dans la fabrication de brackets.[11]

## 5. Microstructures [2][5][12]

À pression atmosphérique et selon la température, la zircone va se présenter sous différentes formes cristallographiques : il existe trois phases différentes. Les propriétés mécaniques et la durabilité de la zircone sont directement liées à sa cristallographie.

Les différentes formes allotropiques retrouvées sont : la phase monoclinique, quadratique et cubique. Ces différentes structures la rendent instable, c'est pourquoi il sera nécessaire de la stabiliser artificiellement pour la rendre exploitable.[2][12]

À température ambiante, on retrouve la zircone sous forme monoclinique, au cours de son réchauffement, vont apparaître les autres formes allotropiques.

### 5.1. Phase monoclinique [2]

Les cristaux d'oxyde de zirconium vont s'organiser en forme de prisme déformé à côté parallélépipédique (fig. 5). C'est la forme que l'on retrouve entre 0°C et 1170°C (fig. 8). Cette structure ne présente aucune propriété mécanique intéressante.

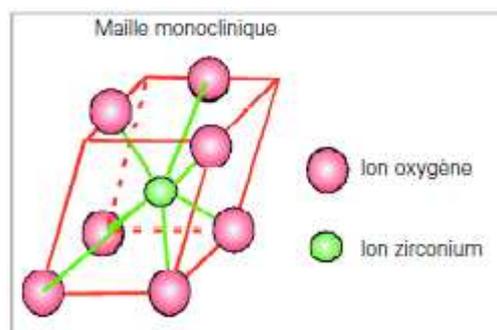


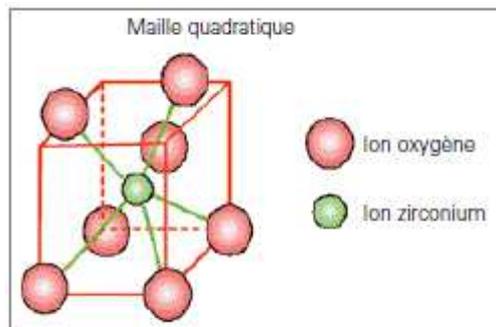
Figure 5 : Maille monoclinique [2]

### 5.2. Phase quadratique [2]

C'est une forme métastable retrouvée entre 1170°C et 2370°C (fig. 8). C'est sous cette forme quadratique aussi appelée tétragonale (fig. 6) que l'on retrouve les propriétés mécaniques les

plus élevées de la zircone.

La structure cristalline va s'organiser en forme de prisme droit à côté rectangulaire.



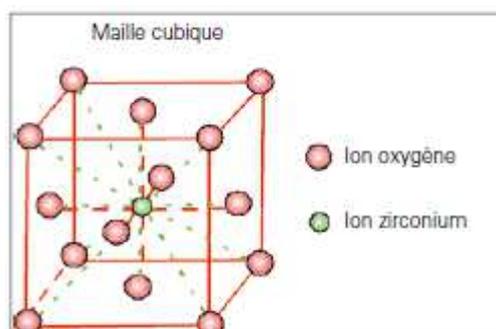
**Figure 6 : Maille quadratique [2]**

### 5.3. Phase cubique [2]

La zircone passe dans cette phase au dessus de 2370°C (fig. 8), elle se maintient jusqu'au point de fusion (2690°C). La maille prend une forme cubique à côté carré (fig. 7).

Auparavant, cette phase n'était pas considérée pour avoir un intérêt pour ses propriétés mécaniques [2].

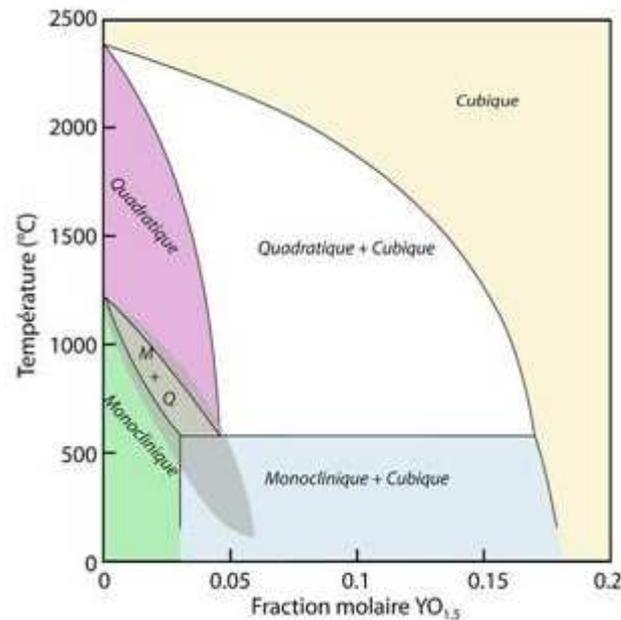
Cependant, de nouvelles zircons font leurs apparitions [36][105]. Désormais, des zircons stabilisées en phase cubique mais également des zircons partiellement stabilisées en phase tétragonale avec des ajouts de phases cubique dans la maille, voient le jour. Elles sont considérées pour avoir un meilleur aspect esthétique grâce à une meilleure translucidité. Malgré tout, les propriétés mécaniques de ces zircons restent discutées.



**Figure 7 : maille cubique [2]**

Au cours du refroidissement de la céramique après son frittage (traitement thermique qui élimine les porosités et condense les particules fortement), le passage de la phase quadratique à monoclinique va s'effectuer sous les 950°C. Cette transformation est caractérisée par une augmentation de volume néfaste.

Cette zircone pure n'est pas exploitable car instable, on va donc chercher à maintenir artificiellement la maille dans sa forme tétragonale en-dessous de cette température pour conserver les propriétés mécaniques recherchées.



**Figure 8** : Diagramme partiel de phases de la zirconie [106]

(la zone grisée indique la zone des zircons tétragonaux polycristallins).

#### 5.4. Stabilisation de la zirconie dans la phase quadratique [2][12][10][22]

La transformation de la phase quadratique à monoclinique, au moment du refroidissement, lors de l'étape de frittage, s'accompagne donc d'une importante déformation en cisaillement ainsi que d'une augmentation de volume de 4 à 5%. Les contraintes internes générées sont si importantes, lors de cette étape, que les pièces de zirconie pure se fracturent. La solution qui a été développée, est de maintenir la phase quadratique à température ambiante, pour éviter le passage à la phase monoclinique (avec des propriétés mécaniques peu intéressantes). L'alliance à la zirconie pure d'un oxyde va permettre la stabilisation dans cette phase. Les oxydes les plus utilisés sont l'yttrium, le cérium, le magnésium et le calcium.

En Odontologie, on parlera généralement de zirconie stabilisée à l'yttrium : zirconie Y-TPZ (Zirconie Tétragonale Polycristalline stabilisée à l'oxyde d'Yttrium).

Il va être ajouté de l'oxyde d'Yttrium ( $Y_2O_3$ ) dans la composition de la céramique, généralement dans une proportion de 5,15% en poids, au moment de la fabrication de la poudre. Cela permet une stabilisation structurale de la phase quadratique lors du refroidissement (à température ambiante), ainsi que le contrôle de l'expansion volumétrique. Ainsi, sera obtenue une céramique partiellement stabilisée (métastable) et ne possédant pas de cristaux monoclinique à température ambiante, cette zircone va contenir jusqu'à 98% de phase tétragonale.

## **6. Mise en forme/fabrication des restauration en zircone**

Comme vu précédemment, le dioxyde de zirconium est extrait à partir de deux minerais : la baddeleyite ( $ZrO_2$  à l'état naturel mais qui est rare) et le zircon (silicate de zirconium). C'est ce dernier qui va être utilisé pour la fabrication de poudre de zircone [2][3].

### **6.1. Fabrication de la poudre de zircone [2][13]**

Pour répondre à l'importante demande industrielle, la source utilisée sera le sable zirconfère principalement retrouvé sur les plages d'Australie ; il est constitué à 67% de silicate de zirconium ( $ZrSiO_4$ ).

Ce sable nécessite d'être purifié par différentes méthodes de décompositions chimiques et thermiques, jusqu'à obtenir le seuil de 93,6% d'oxyde de zirconium, afin d'assurer une bonne stabilité de la zircone.

Puis, par un processus de dissolution/précipitation, sera obtenu un sel de chlorure auquel l'élément stabilisant est ajouté : l'oxyde d'yttrium (5,15%).

Ensuite, une hydrolyse, un séchage et une calcination sont réalisés. La poudre obtenue va être désagglomérée et broyée. Les grains devront conserver une taille aux alentours de  $0,6 \mu m$  après le frittage, la stabilisation dans la phase quadratique par l'yttrium étant délicate avec des grains de tailles supérieures.

À cette poudre, vont être ajoutés des éléments minéraux (dopants, colorants) et organiques (lubrifiants, plastifiants, colles). Puis de l'eau, pour obtenir une barbotine.

## **6.2. Mise en forme des blocs de zircon** [2][15]

La barbotine va être atomisée, c'est-à-dire dispersée en petites gouttelettes liquides qui vont être séchées et collectées. Les granules séchés obtenus vont se présenter sous forme sphérique microscopique de tailles variées ; cette présentation permettra de faciliter le remplissage de moules de mise en forme grâce à des bonnes propriétés de coulabilité.

Une fois coulée dans le moule (moule polymère déformable), une pression isostatique (jusqu'à 3000 bars) est appliquée à l'ensemble de la surface. La pression permet d'homogénéiser, de densifier et de compacter au maximum la poudre en éliminant les espaces entre les grains. C'est notamment de cette étape de compactage que vont dépendre les propriétés mécaniques finales après frittage.

À ce stade, l'ensemble est encore sous forme de pâte crue d'aspect crayeux et va donc devoir être cuit pour être utilisable.

## **6.3. Le frittage** [2]

Le frittage est une étape de cuisson à haute température qui va permettre de lier les grains entre eux sans aller jusqu'à la fusion. Les interfaces solides/gaz vont être remplacées par des joints de grains. Une cohésion de la pièce va ainsi être créée.

Lors du frittage, la pièce de zircon va subir une diminution de volume (phénomène de retrait) de 20% à 30% qui devra donc être prise en compte au préalable.

D'un point de vue technique, il existe plusieurs procédés de frittage : le frittage naturel et le frittage isostatique à chaud.

### **6.3.1. Le frittage naturel** [2]

Il est effectué dans un four en milieu atmosphérique oxydant sans contrainte mécanique appliquée. C'est un procédé simple qui nécessite des températures élevées entre 1350°C et 1500°C. Au dessus de cette température, risque de se former la phase cubique qui n'a pas de propriétés mécaniques élevées. C'est cette méthode qui est actuellement la plus utilisée.

### **6.3.2. Le frittage isostatique à chaud (HIP : Hot Isostatic Pressing)** [2]

Dans un four particulier, des pressions de gaz élevées (jusqu'à 2000 bars) vont être appliquées pendant le frittage sur les pièces. Ceci permet d'éliminer la porosité et

d'augmenter la densité du matériau. La matière va être homogénéisée et les propriétés mécaniques améliorées, les défauts du frittage vont être moins nombreux.

#### **6.4. Usinage des pièces [1][2]**

En raison de sa grande dureté et du retrait volumique qui a lieu lors du frittage, les pièces prothétiques en zircone vont uniquement être usinable par système CFAO (Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur) directement à partir des blocs de zircone avant ou après frittage.

##### **6.4.1. L'usinage avant frittage**

Le bloc de zircone va être pré-fritté (aux alentours de 1000°C) pour avoir une solidité suffisante qui permette l'usinage. À ce stade, la zircone est dite crue ou verte. Cet usinage va être beaucoup plus rapide (environ 15 minutes par unité) et va moins détériorer les machines et les outils du fait de la certaine friabilité conservée. C'est pourquoi l'usinage à cette étape va être préféré par les laboratoires de prothèse.

Il faudra, par contre, prendre en compte au préalable le retrait et les déformations par fluage qui ont lieu au cours du frittage (le retrait est de l'ordre des 22%). Grâce à l'utilisation d'un logiciel, la pièce sera surdimensionnée au moment de l'usinage.

##### **6.4.2. L'usinage après frittage**

Il n'y a plus le problème du retrait à gérer. Cependant l'usinage n'en est pas moins fastidieux : il va être long (45/60 minutes) et nécessite des outils appropriés (diamantés) capable de résister à la fatigue du fait de la densité de la matière, la pièce ayant subi un traitement thermique à haute température et sous pression (traitement HIP). Le coup de production va donc être beaucoup plus élevé.

#### **6.5. Esthétique et Finition**

Même si l'aspect esthétique de la zircone est mieux accepté que celui des alliages métalliques, la zircone reste néanmoins un matériau opaque et d'aspect assez blanc crayeux. On va venir distinguer, au niveau de la finition, deux types de couronne en zircone [16] :

- les céramiques anatomiques monoblocs (full zircone) : il n'y aura pas de retouche de

la pièce après usinage. Le rendu esthétique est moins bon. Ce type de couronne sera plutôt utilisé pour des restaurations postérieures.

- les céramiques sur zircone : une poudre de céramique cosmétique va venir par stratification recouvrir l'armature zircone après son usinage.

### **6.5.1. Céramiques anatomiques monoblocs full zircone [12]**

Jusqu'à récemment, les capacités esthétiques des restaurations full zircone étaient assez limitées.

Des blocs de zircone de différentes teintes étaient tout de même retrouvés.

Différentes techniques sont utilisées comme l'adjonction d'oxydes colorants à la poudre avant le pressage ou encore le dopage en couleur des granules de poudre par co-précipitation pour homogénéiser la répartition de la couleur.

Le nombre de teintes nécessaires pour satisfaire l'ensemble des demandes est cependant important, il pose donc un problème financier.

Un moyen couramment utilisé pour colorer les restaurations en zircone est l'infiltration par divers sels métalliques en faible concentration. L'inconvénient de cette technique est que la couleur n'est pas uniformément répartie due aux différents gradients de porosité. De plus, la diffusion limitée conduit à des variations de couleurs au sein de la pièce. Cette solution implique également un bon contrôle de la température de frittage car l'état d'oxydation des sels peut varier.

Les pièces peuvent également être personnalisées après usinage à l'état de pré-frittage : la pièce étant encore dans un état poreux, elle va pouvoir être incorporée dans une solution colorée spéciale pour produire diverses nuances.

La translucidité de la pièce va également jouer sur la réussite esthétique.

De par sa nature chimique, la zircone possède une apparence opaque. Plusieurs techniques ont été développées pour essayer d'améliorer les qualités optiques de la zircone, comme l'utilisation de microcristaux et la densification complète de la matière. Des essais ont également été faits avec des particules de nano-poudre pour venir augmenter la densité et donc la translucidité.

Ces restaurations vont être utilisées dans des situations cliniques qui ne requiert pas une grande demande esthétique. Si la demande esthétique est plus élevée il sera préférable

d'utiliser une infrastructure en zircone (qui peut être également coloré pour un meilleur résultat) à laquelle sera ajouté une couche de céramique cosmétique.

Cependant, l'apparition sur le marché des zircons cubiques « haute translucidité » promettent de meilleurs résultats esthétiques [105].

### **6.5.2. Céramiques stratifiées sur zircone [2][12][16]**

Une fois la pièce obtenue après frittage, une couche de céramique feldspathique va être appliquée sur l'ensemble par une technique de stratification ou de pressée (ou les deux combinées) pour arriver à la forme et l'esthétique final de la pièce. L'espace nécessaire pour cette couche aura été évalué au préalable lors de la conception de la chape.

La liaison entre la couche d'émaillage et la zircone serait liée aux contraintes mécaniques et à la compression induite lors du refroidissement. Pour l'instant, aucune preuve de liaison chimique n'a été mise en évidence[83][88].

En effet, le coefficient de dilatation thermique de la céramique cosmétique est légèrement inférieur à celui de la zircone, cette différence va donc entraîner une compression de la couche d'émaillage autour du noyau de céramique.

L'une des principales complications répertoriées de ce type de restauration est le délaminage ou « chipping » de cette couche cosmétique.

Cette couche de stratification doit être spécifique pour être compatible avec le coefficient de dilatation thermique de la zircone au risque de se fracturer.

Des liners opaques peuvent être utilisés pour améliorer le rendu esthétique. Mais, en utilisant des blocs colorés, l'emploi des liners pourra être évité.

Dans un premier temps, un apport de poudre de masse dentine va être appliqué en faible épaisseur et cuit à une température qui sera supérieure de 10 à 30°C à une stratification conventionnelle pour venir accroître son adhérence à la chape de zircone. Après une phase de réajustement (pas obligatoirement nécessaire), le reste de la cosmétique va être monté par technique de stratification conventionnelle pour obtenir le résultat souhaité.

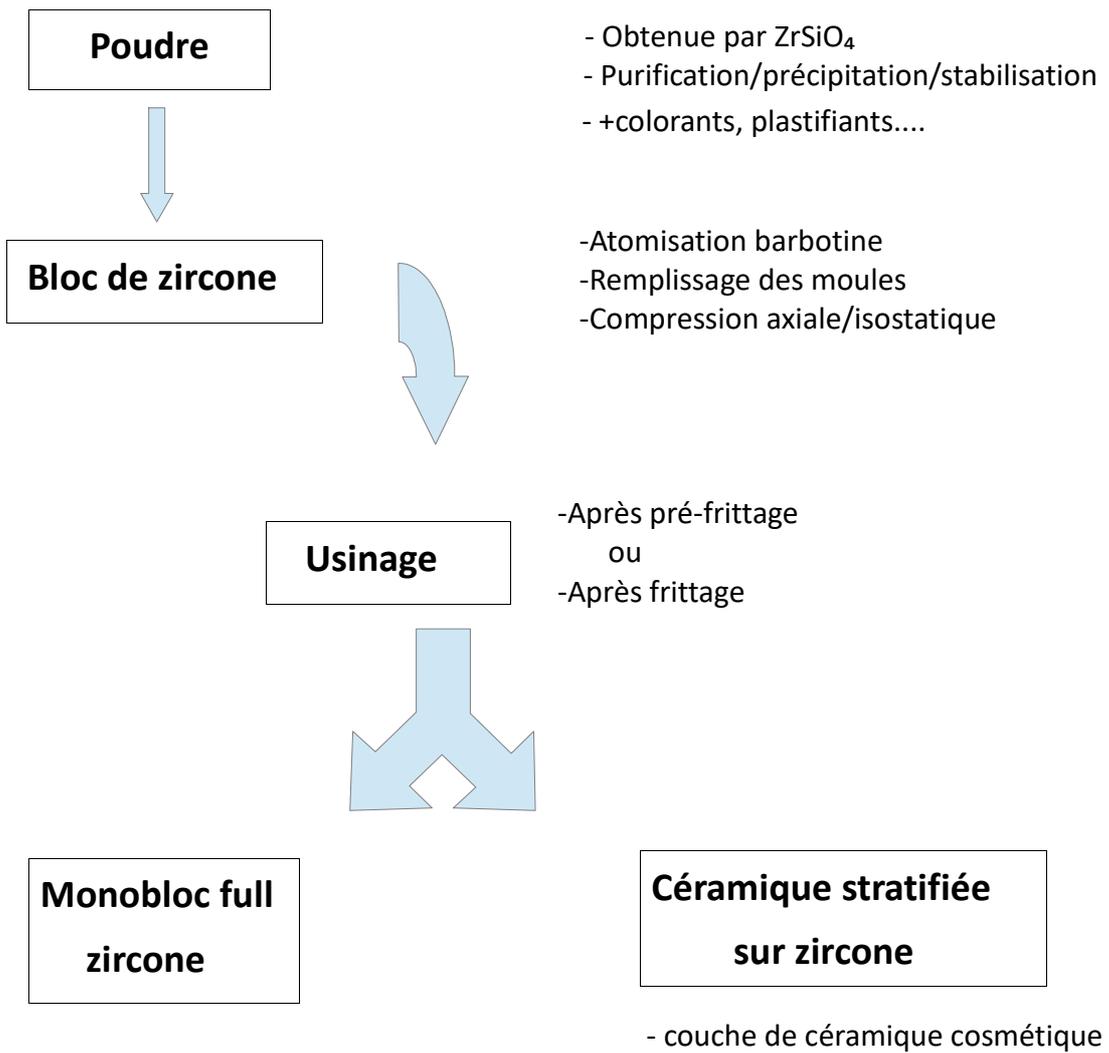


Figure 9 : Procédés de fabrication des restaurations en zircon [2][12][16].

## II. LES PROPRIÉTÉS DE LA ZIRCONÉ

Les céramiques dentaires sont des matériaux peu résistants en traction et en flexion et au contraire très résistants à la compression. Les céramiques sont des matériaux dit à rupture fragile : elles ne subissent pas de déformation plastique avant leur rupture. De plus, on sait depuis Griffith qu'une céramique va se fracturer à partir d'un défaut initial qui va entraîner la propagation d'une fissure [24].

On peut noter que par rapport à une céramique classique, la zircone va avoir des propriétés mécaniques améliorées, la rendant très intéressante d'un point de vue clinique.

La résistance mécanique va être influencée par différents facteurs : le nombre et la taille des grains, mais également des défauts conséquents au procédé de mise en œuvre (montage, cuisson, glaçage...).

### 1. Propriétés mécaniques

#### 1.1. La ténacité [18][26]

La ténacité est une caractéristique importante des matériaux, c'est une caractéristique intrinsèque, c'est à dire qu'elle ne dépendra pas de son environnement.

Cette mesure va permettre d'évaluer la résistance d'un matériau dans le temps en mesurant sa capacité de résistance à la propagation d'une fissure pré-existante au sein du matériau, sa capacité à emmagasiner de l'énergie avant la survenue de la rupture.

C'est une propriété essentielle : plus elle est élevée et plus on peut espérer une pérennité et une durée de vie importante de la restauration (tab. 1).

Son unité de mesure est en  $\text{Mpa.m}^{1/2}$  et le  $K_{Ic}$  est son coefficient de résistance à la fracture.

Matériaux à rupture fragile	Matériau	$\text{Mpa.m}^{1/2}$
	Zircone	8 à 10
	Alumine	3 à 4
	Céramique infiltrée	5 à 6
	Céramique dentaire	2 à 3
	Verre	0,7
Matériaux ductiles	Titane	50 à 80
	Aciers	400 à 800
	Alliages précieux	200 à 400

**Tableau 1** : Ténacité des matériaux [2]

Un des moyens utilisés pour évaluer la ténacité des céramiques est la réalisation d'empreintes d'indentation (essai de dureté). L'application d'une charge suffisamment élevée

va entraîner en plus de l'empreinte formée, la fissuration du matériau au niveau de l'empreinte d'indentation permettant de venir mesurer la ténacité du matériau en s'affranchissant du caractère aléatoire des défauts naturels.

Cette propriété essentielle de la zircone s'explique par la transformation de phase de la structure cristalline qui a lieu lorsqu'elle est soumise à des contraintes.

### 1.2. Renforcement par transformation de phase [5][17][18][19]

Nous avons vu précédemment, que la zircone pure ne peut être utilisable à cause de l'augmentation de volume qui se produit lors du refroidissement, au moment du changement de la phase tétragonale à monoclinique. Il est donc utilisé une zircone dite Y-TZP stabilisée en phase tétragonale à température ambiante.

Cette zircone est métastable, c'est à dire que sous l'effet d'une contrainte mécanique, la microfissure produite va se propager dans la zircone. La contrainte exercée par la matrice cubique sur les particules tétragonales diminue, les contraintes de traction au voisinage de la fissure vont déstabiliser la phase quadratique et entraîner une transformation locale en phase monoclinique qui est plus stable (fig. 10).

L'augmentation de volume qui découle de cette transformation, va venir « consommer » l'énergie de déplacement de la microfissure jusqu'à stopper sa propagation et entraîner une augmentation de la ténacité du matériaux.

Cependant, au-delà d'un certain niveau de contrainte, la fissure pourra tout de même entraîner la fracture du matériau.

De plus, cette transformation étant irréversible à température ambiante, elle ne pourra avoir lieu qu'une fois, entraînant donc un vieillissement localisé du matériau.

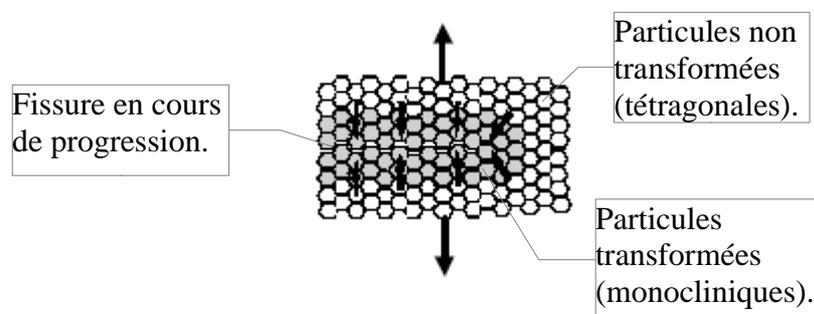


Figure 10 : Renforcement par transformation de phase [86].

### 1.3. Résistance à la flexion

C'est la capacité d'un matériau à résister à une force de flexion progressive jusqu'à atteindre le point de rupture (tab. 2).

Elle va être mesurée par différents tests de flexion (flexion bi-axiale, flexion trois points) et s'exprime en MPa.

Ce n'est pas une propriété intrinsèque du matériau, c'est à dire que la contrainte à la rupture va dépendre entre autres de la pureté et de la densité du matériau, de la taille des grains, de la transformation de phase, mais également des différents procédés de mise en forme [2].

Matériaux à rupture fragiles	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 2** : Résistance à la flexion [2].

Par exemple, une étude [27] a montré en comparant un bloc de zircone monolithique de 0,8mm et un autre de 1,3mm, que la résistance à la flexion augmentait avec l'épaisseur.

Une autre étude [28] montre l'influence du glaçage et du polissage sur la résistance à la flexion avec une augmentation significative pour les blocs de zircone avec glaçage.

### 1.4. Module d'élasticité (module de Young)

Le module de Young représente le rapport entre une contrainte appliquée à un matériau et la déformation engendrée. Plus il est élevé et plus et plus la résistance à la déformation du matériau sera élevée. Sa mesure permet donc d'évaluer la rigidité du matériau (tab. 3).

Ce module va pouvoir être défini par la loi de Hooke qui relie l'allongement à la force qui en

est la cause:

$$\text{Loi de Hooke : } E = \sigma / \varepsilon$$

E: module de Young en Pa

$\sigma$ : contrainte en N/m<sup>2</sup>

$\varepsilon$ : déformation sans unité

Matériaux à rupture fragile	Matériaux	GPa
	Zircone	220
	Alumine	400
	Verre	73
Matériaux ductiles		
	Titane	120
	Aciers	200 à 280
	Alliages précieux	80

**Tableau 3:** Module d'élasticité [2].

On peut remarquer que le module d'élasticité de la zircone est relativement faible pour un matériau classé à rupture fragile (par rapport à l'alumine par exemple). Cela va donc permettre une petite déformation du matériau avant sa rupture en ayant une certaine capacité à absorber les contraintes subies. Il découle de cette propriété une bonne réponse aux tests de fatigue. [2][40]

### 1.5. Résistance à la fatigue

Au sein de la cavité buccale, les restaurations vont en permanence être soumises à des contraintes environnementales notamment la salive et les forces de mastication. Dans ces conditions, les matériaux vont subir un vieillissement qui va venir modifier leur durée de vie. Ce processus de petites contraintes permanentes va finir par aboutir à une fracture du matériau avec une contrainte inférieure à ce que le matériau peut supporter lors d'un choc [25].

Cependant, la zircone est un matériau qui résiste très bien à ce type de conditions.

Des tests in vitro reproduisent des cycles d'indentation pour mesurer par la suite la résistance du matériau.

Dans une étude [29] pour reproduire le phénomène de mastication, 20 000 cycles à une fréquence de 2 Hz et une charge de 200 N, sont appliqués sur deux types de zircone : Cercon

base (Cercon, DeguDent, Hanau, Germany) et Lava (Lava, 3M ESPE, Seefeld, Germany). Ces zircons diffèrent de par leur température de frittage et leur pourcentage de rétrécissement après frittage : environ 30% de rétraction et une cuisson de 1350 °C pour Cercon et 20 à 25% de rétraction pour une cuisson de 1500°C avec Lava.

Ces cycles sont produits dans des conditions ambiantes à 22°C ± 1°C et un taux d'humidité de 60% ± 5%.

Après cette étape, des tests de résistance à la fatigue sont réalisés. Les résultats donnent alors des valeurs non significatives qui conduisent à rejeter l'hypothèse selon laquelle une diminution de la résistance à la fracture serait observée après des cycles mécaniques.

Cette étude est cependant limitée de part son caractère in vivo et son manque de reproduction des conditions intra-bucales.

### 1.6. Résistance à la compression

Dans la cavité buccale, les contraintes en compression s'exercent essentiellement lors de la mastication sur les faces occlusales des molaires et des prémolaires.

La résistance à la compression va correspondre à la valeur maximale enregistrée lors de la rupture pour un échantillon soumis à une contrainte de compression. Elle va s'exprimer en Mpa (tab. 4) [30].

	Résistance à la compression (MPa)
Émail	384
Dentine	297
Zircone	1876
Alumine	3455
Verres	697

Tableau 4: Résistance à la compression [30][87].

### 1.7. Dureté et coefficient d'abrasion

Une des propriétés importantes des céramiques est la dureté. Ce facteur va permettre de réaliser des restaurations plus minces pour des forces de mastication très importantes sur des surfaces occlusales réduites.

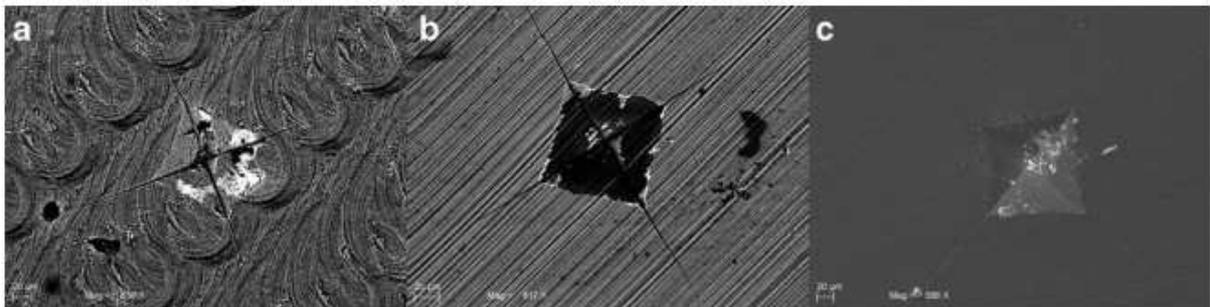
La dureté va représenter la résistance d'un matériau à la pénétration d'un corps externe, ainsi

que sa capacité à la déformation plastique.

Le test de dureté va couramment être utilisé en raison de sa simplicité. Lors d'essai de matériaux très durs, il sera courant d'utiliser le test de dureté Vickers.

Cette méthode consiste à l'application sous charge constante, d'une pyramide diamantée à base carrée. La pénétration de la pyramide va être capable de laisser une indentation visible, la diagonale de l'indentation va être mesurée (fig. 11) [31].

Cependant, l'empreinte laissée par le test dans la céramique va être accompagnée d'un réseau de fissures internes et externes pouvant parasiter les résultats.



**Figure 11** : Images d'indentation en microscopie électronique à balayage.

a) échantillon fraisé, b) échantillon grossièrement poli avec des cupules en silicone à grains verts grossier, c) échantillon finement poli avec des cupules en silicone à grains jaunes [32].

$$Hv=0,0018544 P/d^2$$

P: charge du pénétrateur en Newton

d: longueur de la diagonale en mm

Plus la valeur mesurée est élevée, plus le matériau va être agressif envers l'antagoniste.

Le potentiel abrasif va également varier en fonction de l'état de finition de surface [32].

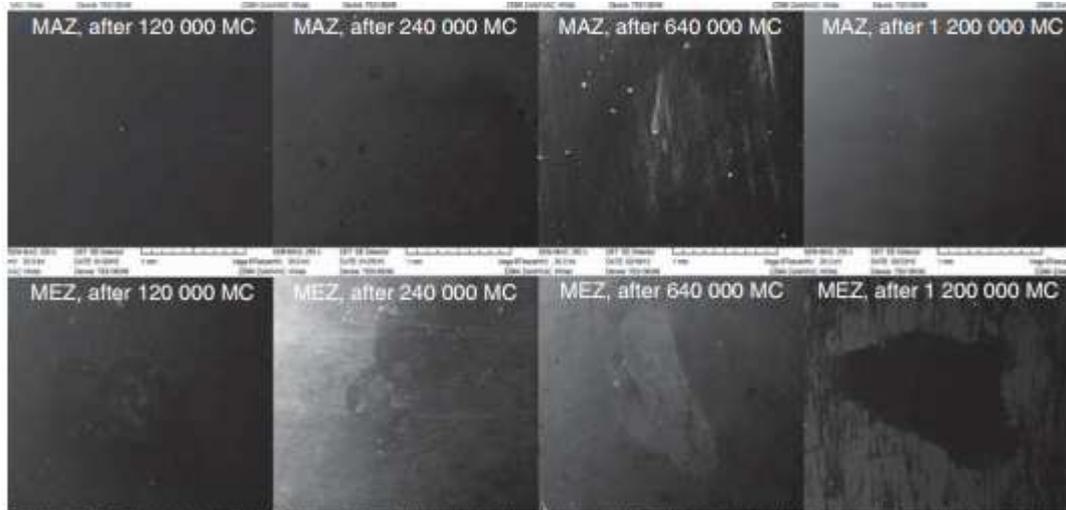
Dans le cadre d'une étude [33], différents types de matériaux ont été comparés pour évaluer le taux d'usure de l'émail antagoniste : des échantillons de zircone monolithique (polis manuellement et mécaniquement), des échantillons d'alliage de céramique monolithique et des échantillons de zircone émaillés.

Chaque échantillon a été soumis à des tests de simulation de mastication avec une force occlusale maximale de 49 N à une fréquence de 1,67 Hz et une alternance de température toutes les 120 s de 5°C à 50°C (fig. 12).

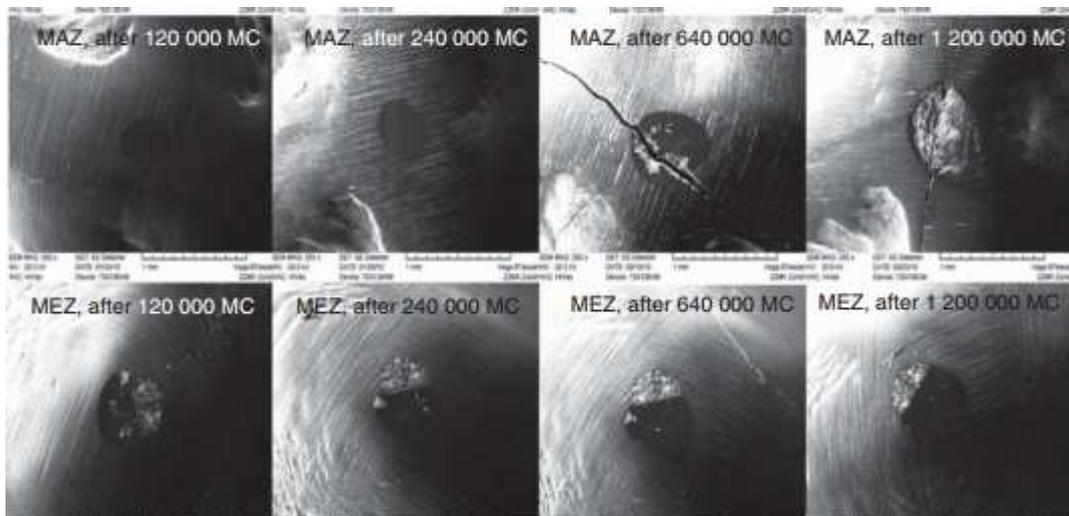
Des mesures ont été effectuées avant et après les différents cycles de mastication (120 000,

240 000, 640 000 et 1 200 000).

Les résultats montrent que le taux d'usure de l'émail antagoniste est le plus faible avec les échantillons de zircone monolithique polis ainsi que pour les échantillons eux-mêmes, mais développent cependant le taux de fissures le plus élevé dans l'émail (fig. 13).



**Figure 12** : Images en microscopie électronique à balayage après les différents cycles de mastication de la zircone monolithique polie manuellement (MAZ) et mécaniquement (MEZ) [33]



**Figure 13** : Images en microscopie électronique à balayage de l'émail antagoniste de la zircone monolithique polie manuellement (MAZ) et polie mécaniquement (MEZ) après les différents cycles de mastication [33]

On peut observer les fissures produites au niveau de l'émail après les cycles de mastication. L'usure de l'antagoniste va donc dépendre du type de céramique mais également du type de finition.

## **2. Propriétés physiques**

### **2.1. La densité**

Une des caractéristiques importantes des céramiques à retenir au sein de la classification des matériaux est qu'elles sont moins denses que les métaux.

La densité d'une céramique va notamment dépendre de sa porosité. [15]

La porosité est influencée par la distribution de la granulométrie et par le compactage de la pâte crue (compactage par vibration qui permet d'augmenter la résistance de 40%). La cuisson sous vide va également permettre d'augmenter la densité en faisant passer le taux de porosité de 4% à 0,1%. [24]

### **2.2. Propriétés électriques**

La zircone est un bon isolant électrique à température ambiante, sachant que le déplacement des charges électriques ne peut se produire que par diffusion ionique.

Cependant, la conductivité ionique de la zircone est significative à partir de 300°C [24][34].

### **2.3. Propriétés thermiques**

La zircone est un très bon isolant thermique. Cela va permettre une protection du complexe dentino-pulpaire sur dent vivante contre les agressions thermiques.

Sa conductivité s'élève à 0,01 J/s/cm<sup>2</sup> ou °C/cm<sup>2</sup>.

De par cette faible conductivité thermique, la zircone va pouvoir être utilisée comme une barrière thermique pour recouvrir des éléments métalliques.

Le coefficient de dilatation thermique de la zircone partiellement stabilisée est d'environ  $10 \cdot 10^{-6} \text{K}^{-1}$ , les céramiques cosmétiques utilisées pour l'émaillage devront impérativement être compatibles avec ce coefficient. En effet si la différence est trop importante, il y aura un risque de fracture au moment de la cuisson de la couche cosmétique [10][20][24].

### **2.4. Propriétés optiques [20] [24] [36] [37]**

L'un des principal critère dont va dépendre l'intégration esthétique d'une prothèse va être son niveau de transmission de la lumière et donc de son indice de réfraction. Pour une

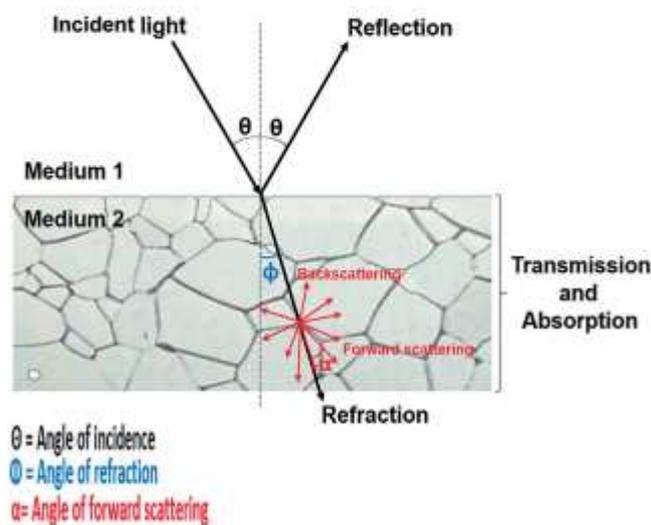
intégration au plus proche du naturel, cet indice va devoir se rapprocher au plus près de celui de l'émail.

Mais au-delà des propriétés optiques, c'est l'impression visuelle qui compte. Cette perception visuelle va dépendre des propriétés optiques de la surface du matériau, mais également des différentes phases et des différentes couches, de la couleur ainsi que du spectre de lumière incident.

De plus, l'impression visuelle sera un critère propre à chacun.

Lors de l'interaction d'un rayon lumineux avec la matière, différents phénomènes vont se produire (fig. 14):

- une partie du rayon lumineux va être absorbé par la matière,
- une autre va être transmise,
- une troisième partie va être réfléchi.



**Figure 14** : Interaction de la lumière avec les matériaux et leurs microstructures [36]

La couleur alors perçue peut être décrite au travers de trois caractéristiques :

-**la luminosité**, qui va correspondre à la quantité de lumière réfléchi : si tout le spectre de la lumière est réfléchi l'objet, sera perçue blanc. Au contraire, si rien n'est réfléchi l'objet sera perçue noir.

-**la teinte**, qui va être la longueur d'onde dominante dans le rayon de lumière réfléchi, cette longueur d'onde appartient au spectre visible (compris entre 380 et 800 nm).

-**la saturation**, qui va correspondre à la quantité de teinte dans le matériau. Pour diluer une teinte, il faut donc ajouter du blanc.

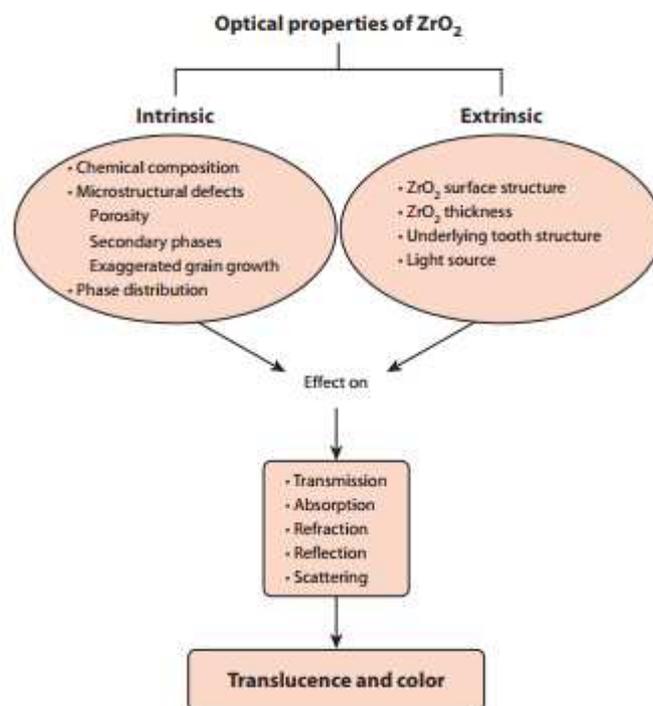
La translucidité est souvent considérée comme un élément clés dans la réussite des restaurations céramiques.

Les premières restaurations en zircone étaient très blanches et opaques de par sa nature polycristalline et donc peu esthétiques. Elles permettaient cependant de venir masquer les dyschromies de certains moignons.

Les propriétés optiques de la zircone sont influencées par des facteurs intrinsèques et extrinsèques à la zircone (fig. 15).

Les propriétés optiques de la zircone peuvent être améliorées en variant la composition et la nature chimique, en modifiant la taille et la quantité des charges cristallines ainsi que la répartition des pigments.

L'utilisation de nano-poudres ou la densification complète des poudres peut également améliorer la translucidité de la zircone. [12]



**Figure 15** : Effets des facteurs intrinsèques et extrinsèques sur les propriétés optiques de la zircone [36]

### **3. Propriétés chimiques (inertie chimique)**

La zircone présente une inertie chimique. Elle est très stable et possède une solubilité chimique très faible par rapport aux autres matériaux dentaires. Sa perte de masse est inférieure à 20mg/cm<sup>2</sup>.

Cette caractéristique de la zircone est régie par la norme ISO 6872 (norme internationale des céramiques dentaires) [41].

### **4. Propriétés biologiques**

#### **4.1. Biocompatibilité**

La biocompatibilité a été définie comme la capacité d'un matériau à engendrer une réponse appropriée et favorable de l'hôte dans une application spécifique. Beaucoup de tests in vitro ont utilisé des cellules comme des fibroblastes, des cellules sanguines et des ostéoblastes pour évaluer ce paramètre.[12]

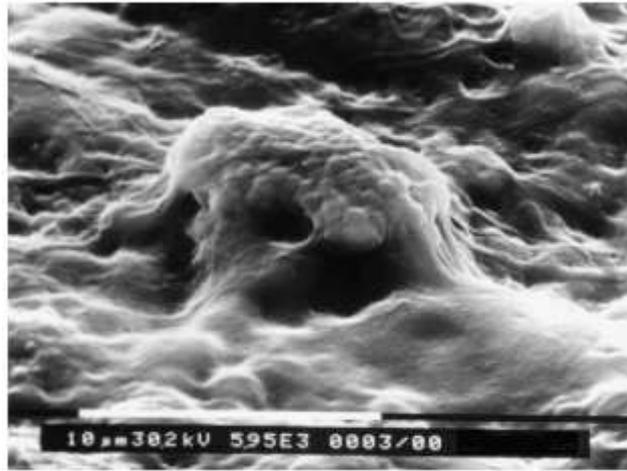
Depuis 1990, des recherches in vitro sont menées dans le but d'évaluer le comportement cellulaire envers la zircone. Les résultats ont révélé l'absence de cytotoxicité de cette dernière.

Le caractère mutagène a également été évalué par Sylva et Covacci [25]. Ils ont rapporté que la zircone n'était pas capable de générer des mutations cellulaires du génome.

Les céramiques sont très bien tolérées par l'organisme et n'induisent pas de réaction tissulaire locale ou générale.

Un autre facteur prouvant sa bonne intégration biologique, est l'observation de la fixation de fibroblastes gingivaux à sa surface (fig. 16). Une sécrétion de fibronectine se produit permettant la formation d'une pseudo-attache épithéliale (on retrouve également ce même phénomène au niveau des piliers implantaires en titane) .

De plus, sa faible conductivité thermique permet de réaliser des restaurations sur dents vivantes.[20]



**Figure 16** : Observation par microscopie électronique à balayage de fibroblastes cultivés sur zircone.

Les cellules se développent sur l'ensemble de la surface en la recouvrant d'une couche cellulaire. Un corps cellulaire recouvert de son cytoplasme est discernable [25]

#### 4.2. Radioactivité [12]

Le corps humain est en permanence exposé à des radiations venants du soleil, du sol, d'appareils électroniques mais également à des radionucléides se produisant naturellement dans nos tissus. Si la dose d'exposition dépasse la limite, cela devient alors nocif pour la santé puis mutagène avec la survenue de transformations dans certains tissus.

La poudre de zircone contient des petites quantités de radionucléides d'uranium, de radium et de thorium, la séparation de ces éléments étant difficile et coûteuse.

Deux types de radiations sont liées à la zircone : alpha et gamma.

Après des procédures de purification de la poudre de zircone, des faibles taux de radioactivité peuvent être obtenu ( $<100 \text{ Gyh}^{-1}$ ). Ces valeurs sont inférieures aux normes européennes acceptées concernant l'exposition externe du corps humain, mais également à l'exposition locale des organes et des tissus. Par conséquent, les niveaux de rayonnement des poudres de zircone trouvées dans le commerce sont conformes aux recommandations de la commission internationale pour la radioprotection (CIPR) et se trouvent généralement inférieures à la radioactivité ambiante induite par les radiations naturelles.

De plus, l'activité de masse des poudres actuelles de zircone est bien inférieure à l'activité de masse de l'os humain (20-50 Bq /Kg) [12].

Une étude [35] a voulu tester le potentiel de radioactivité de différents types de couronnes en zircone avant et après frittage pour évaluer le taux d'exposition à la fois en laboratoire et en clinique. Les résultats révèlent un taux de radioactivité négligeable. En effet, le taux d'activité était inférieur aux limites de détection minimales à la fois pour les échantillons pré-frittés et frittés avec une limite de 0,01Bq/g pour bêta et 0,02Bq/g pour alpha.

## **5. Vieillissement en milieu biologique**

### **5.1. Dégradation à basse température [19][21]**

Nous avons vu que sous l'effet de contraintes, la microstructure va subir un changement de phase ( $t \rightarrow m$ ). Il a été observé que le vieillissement en milieu humide, comme la cavité orale, entraîne également cette transformation de phase. Ce mécanisme a été décrit pour la première fois en 1981 par Kobayashi sous le nom de « low temperature degradation ».

Dans ces conditions, la lente transformation de phase va être initiée par un mécanisme de corrosion au niveau des grains de céramique isolés à la surface et exposés à l'humidité. Ce processus de nucléation et de croissance va se poursuivre vers l'intérieur du matériau. L'augmentation de volume produite par le phénomène, va entraîner une compression au niveau des grains adjacents, entraînant la formation de microfissures. L'eau va alors rentrer par capillarité permettant au processus de transformation de se produire dans les couches sous-jacentes. Plusieurs facteurs vont venir influencer le phénomène comme la taille des grains, la quantité et le type de stabilisant et la présence ou non de contraintes résiduelles.

Une étude [19] a observé les effets de l'exposition en milieu buccal pendant 60 jours de deux types de zircone (Lava Plus et Lava Frame), il en ressort une altération de la microstructure (avec notamment l'expulsion de grains de zircone) et une diminution des propriétés mécaniques (module de Young, fracture de fatigue, résistance à la flexion).

### **5.2. Salive et variations de pH**

Le pH buccal normal varie entre 6,8 et 7,2. Cependant, de nombreux facteurs peuvent venir le modifier notamment une consommation alimentaire riche en carbohydrates qui entraîne une production d'acides organiques et donc une diminution du pH pouvant descendre jusqu'à 4,5. Les boissons tel que la limonade ou encore le jus d'orange peuvent même faire

aller en deçà de ce pH.

Une étude [23] a observé les effets sur les propriétés mécaniques et la microstructure de la zircone à l'exposition d'une salive artificielle à la fois pour un pH acide (3,5) et pour un pH alcalin (10).

Cliniquement, une couche d'émaillage de céramique feldspathique vient recouvrir la zircone : il n'y a donc pas de contact direct avec la salive. Cependant les phénomènes comme le « chipping » ou le « cracking » de cette couche font que la zircone va entrer en contact avec les fluides oraux.

La conclusion de cette étude est que l'exposition à un milieu alcalin ou acide va exacerber la corrosion et conduire à une perte de la stabilisation par l'yttrium. Il en découle une augmentation des irrégularités de surface, une augmentation de transformation de phase t→m aboutissant à une diminution significative des propriétés mécaniques (résistance à la flexion, dureté, résistance à la fatigue).

Pour augmenter leur durabilité, les restaurations devraient être complètement recouvertes d'une céramique feldspathique afin d'éviter l'exposition directe de la zircone.

### **5.3. Forces de mastication [38]**

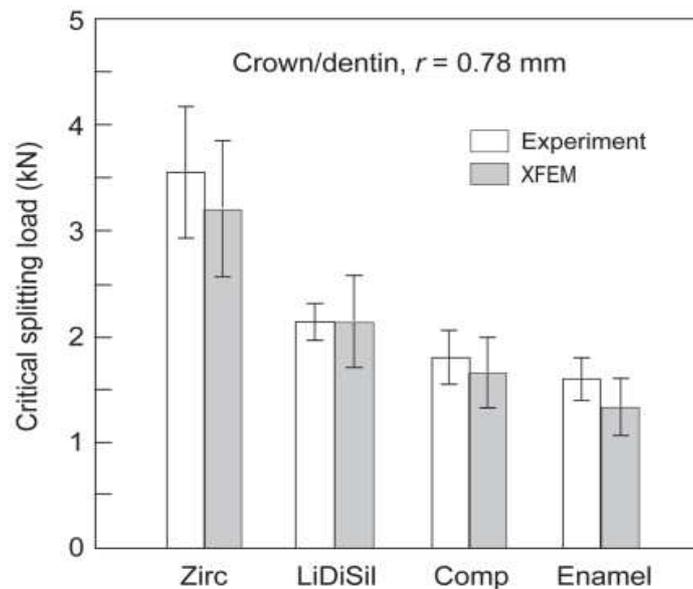
Au sein de la cavité buccale, l'une des principales contraintes subies par les restaurations sont les forces de mastication. Les forces de mastications ont un caractère variable, dépendant à la fois des variations anatomiques et physiologiques de chaque patient (la morphologie cranio-faciale, l'âge, le genre, le support parodontal des dents, les troubles temporo-mandibulaires et les douleurs ainsi que le statut dentaire), rendant toute quantification complexe.

Avec la prise en compte de tout ces facteurs, il est donc compliqué d'évaluer par des études la résistance aux forces de mastication de la zircone. Ces forces vont être modélisées en faisant des comparaisons avec d'autres matériaux comme des résines composites.

Une étude [39] a voulu comparer des restaurations monolithiques en zircone, en résine composite et en disilicate de lithium pour évaluer leur résistance aux forces de mastication (fig. 17).

Pour ce faire, l'expérimentation a utilisé des couronnes monolithiques de forme anatomique correcte sur lesquelles ont été appliqué des charges axiales à l'aide de sphères dures entre les cuspides des molaires.

Les résultats montrent alors que les restaurations en zircone ont les charges de rupture les plus élevées.



**Figure 17 :** Calcul de la charge critique de fendage avec une sphère d'un rayon  $r=0,78\text{mm}$ . Avec Experiment les résultats de l'expérimentation et XFEM les résultats obtenus par modélisation (Extended Finite Element Modeling) [39]

Cette étude confirme que la zircone est une céramique durable et qu'elle présente une capacité à résister aux forces de mastications même si la modélisation n'est pas l'exacte reproduction d'une situation in vivo.

## 6. Contraintes de fabrication

Lors de la fabrication des restaurations en zircone, certaines étapes vont pouvoir venir endommager ses propriétés, comme le sablage, le polissage ou encore les traitements thermiques.

Le sablage des surfaces interne et externe des restaurations en zircone Y-TZP est couramment utilisé pour venir améliorer la liaison avec la couche de porcelaine esthétique ou encore pour le scellement et le collage.

Cette technique va pouvoir influencer la transformation de phase mais également la résistance à la flexion, la résistance à la fatigue ou encore à la fracture [42][43].

### **III. Le collage des matériaux dentaire**

#### **1. Les bases de l'adhésion [49]**

Il existe deux types de matériaux principaux pour venir combler l'espace dento-prothétique : les ciments et les colles. L'assemblage de la pièce à la préparation représente la dernière étape de la reconstitution prothétique. Elle est donc très importante car si elle est mal réalisée, elle peut entraîner des problèmes comme des surroclusions, des percolations, voire un défaut de scellement.

Ces deux types de matériaux doivent répondre aux mêmes impératifs que sont la biocompatibilité, la stabilité dimensionnelle et l'ergonomie.

Avec l'utilisation de ciment, la liaison va être obtenue par un phénomène de microclavetage, c'est une rétention essentiellement mécanique, il n'y a pas de phénomène d'adhésion.

Au contraire, avec les colles, la rétention va être obtenue par adhésion.

Cette différence entre ces deux modes d'assemblage va avoir une conséquence au niveau de la forme de préparation du moignon dentaire. Avec l'utilisation de ciment, on va rechercher des formes de préparation rétentives qui vont être assez délabrantes avec des pertes de substance importante. À l'opposé, l'impératif de la prothèse collée va être l'économie tissulaire, l'adhésion du joint va permettre de s'affranchir des impératifs rétentifs de préparation. Ainsi, des restaurations dentaires avec des préparations à minima tel que les inlays, les onlays ou les facettes pourront être réalisées.

Dans cette partie, nous développerons l'utilisation des colles.

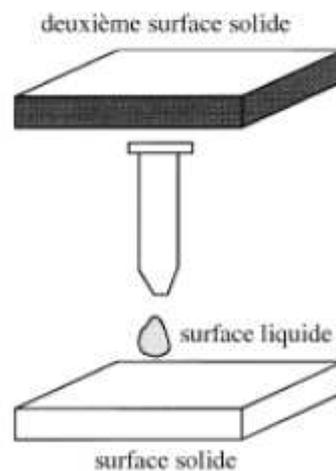
##### **1.1. Introduction [44] [45] [46] [47]**

Coller deux éléments solides ensemble peut paraître simple via l'utilisation d'une colle. Pourtant, la notion de collage est assez complexe et implique beaucoup de paramètres tant au niveau des surfaces à assembler que du matériau d'assemblage.

En effet, l'ancrage d'un adhésif à une surface va être une étape essentielle. L'adhésion entre un matériau et un adhésif va dépendre à la fois des caractéristiques de l'adhésif mais également de la composition de la surface et de la structure du matériau.

L'intérêt d'étudier les surfaces dans le collage est d'autant plus important qu'un collage fait intervenir les interactions de quatre surfaces : celles de l'adhésif (inférieure et supérieure) et celles des éléments à assembler (fig. 45).

Toute la difficulté du collage apparaît de par ce nombre de surfaces, leurs propriétés variables et les interactions aléatoires.



**Figure 18** : Interactions de quatre surfaces lors du collage créant deux interfaces solide/liquide. [45]

## 1.2. Caractéristiques d'une surface [44] [45] [46] [47]

Une surface représente la partie extérieure d'un solide, elle va figurer l'interface entre le volume et l'environnement qui l'entoure.

Les solides vont avoir une composition chimique superficielle qui va être influencée à la fois par les interactions avec l'environnement mais également par les procédés de fabrication.

Le comportement et la caractérisation d'une surface vont être déterminés par différents critères :

-**la topographie de la surface** : qui va définir le relief d'une pièce, la texture et le motif élémentaire en tenant compte de sa rugosité.

Des systèmes mécaniques et optiques sont utilisés pour évaluer la caractérisation topographique et permettent de déterminer les variations de hauteur à la surface d'un matériau.

L'instrument qui est le plus répandu est le rugosimètre mécanique : la variation de la rugosité

d'une surface va être déterminée à l'aide d'un palpeur mécanique qui balaye la surface.

**-la chimie de la surface** : elle représente la composition chimique et les liaisons entre les atomes.

Cette caractérisation est mise en évidence à l'aide d'analyses spectrométriques et d'observations microscopiques.

**-la structure de la surface de la matière** : elle va indiquer la position des atomes ; la caractérisation sera réalisée à l'aide de microscopes à l'échelle du nanomètre basés sur l'effet tunnel STM (Scanning Tunneling Microscopy) et l'AFM (Atomic Force Microscopy).

Selon le point de vue, l'adhésion peut être définie de deux manières différentes.

Du côté scientifique, on la définit par les interactions qui existent entre deux surfaces ; du point de vue de l'ingénieur, c'est la résistance à la séparation qui est étudiée [45].

C'est pourquoi cette distinction renvoie à l'utilisation de deux termes différents : adhésion et adhérence.

Une définition englobant ces deux mots a été donnée par Buffon et citée dans le Robert : « deux objets adhèrent en vertu de la force d'adhésion et leur union qui en résulte est l'adhérence ».

### **1.3. l'adhésion [45][49]**

L'adhésion représente l'ensemble des phénomènes physico-chimiques qui se produisent lorsque l'on met en contact intime deux matériaux, c'est l'ensemble des interactions qui ont lieu au contact solide/adhésif et qui contribuent à unir deux surfaces entre elles.

Elle regroupe deux phénomènes : les rétentions (théorie mécanique) et les liaisons chimiques intermoléculaires échangées entre l'adhésif et l'adhérent.

La mesure de l'adhésion est possible grâce au développement de la microscopie de force atomique [45].

La force et l'énergie nécessaire pour les essais de séparation vont être influencées par la géométrie de l'assemblage mais également par l'appareil de mesure et les conditions expérimentales.

#### **1.4. l'adhérence [45][49]**

L'adhérence est la force ou l'énergie nécessaire pour séparer deux matériaux réunis par une surface commune : elle est mesurée par des *tests in vitro* de séparation.

Ces tests sont réalisés en cisaillement ou en traction. Ils sont variables en fonction des substrats et des opérateurs. Ils aident à comparer les techniques et les matériaux.

Le paramètre physique qui décrit l'adhérence est l'énergie de fracture qui représente l'énergie nécessaire pour créer une unité de surface de fracture. Cette énergie est représentée par  $G^2$  qui est également appelé résistance à la fracture du joint collé.

L'adhésion entre deux matériaux requiert donc un contact suffisamment proche et intime. Pour l'utilisation de substrat solide, ce critère sera rempli par l'intermédiaire de substance liquides ou fluides : les adhésifs.

#### **1.5. Les critères d'une adhésion durable**

Le contact intime de l'adhésif avec le substrat va être influencé par plusieurs paramètres : la mouillabilité du substrat, la viscosité de l'adhésif mais aussi la morphologie et la rugosité du substrat.

#### **1.6. La mouillabilité [49][50]**

Le mouillage d'une surface par un liquide est caractérisé par l'angle de contact qui existe au niveau d'une goutte placée sur la surface d'un solide (fig. 19).

Plus un liquide va s'étaler sur une surface et plus son angle de contact va se rapprocher de 0, meilleur sera le mouillage.

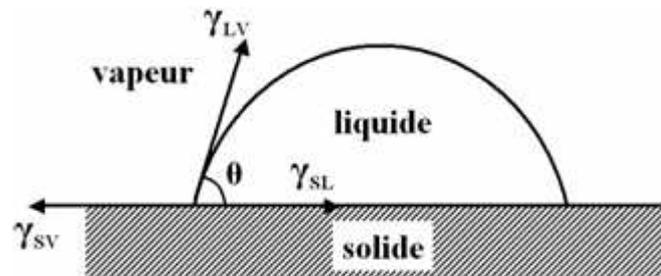
Le phénomène de mouillage est lié à la fois au substrat et à l'adhésif et va dépendre essentiellement du modèle de Young.

C'est la différence de tension superficielle entre les deux qui va déterminer la mouillabilité : si la tension superficielle de l'adhésif est inférieure à l'énergie superficielle du substrat, alors il y a mouillage.

Ainsi, le mouillage d'un liquide sur une surface dépend des caractéristiques de la surface et du liquide. Le conditionnement de surface va donc influencer le degré de mouillabilité.

La mouillabilité d'un adhésif implique son potentiel à déplacer d'autres liquides ou gaz pour permettre son contact intime avec une surface. Pour cela, l'énergie de surface du substrat doit être élevée et l'adhésif doit présenter une basse viscosité.

Si ces critères sont remplis, l'adhésif pourra venir infiltrer les microporosités et les irrégularités de surface de manière à obtenir une rétention micromécanique.



**Figure 19** : Les trois énergies influencent l'étalement de l'adhésif sur le substrat (adapté de Rozumek et Elbez 1985) [14].

Le meilleur étalement possible de l'adhésif sur le substrat est une condition première du collage et va dépendre de trois énergies interfaciales :

- l'énergie de surface du substrat,  $\gamma_{SV}$
- la tension de surface de la colle,  $\gamma_{LV}$
- l'énergie interfaciale substrat/adhésif,  $\gamma_{SL}$  qui correspond aux liaisons échangées

$$\text{Relation de Young : } \cos \theta = (\gamma_{SV} - \gamma_{SL}) / \gamma_{LV}$$

## 1.7. Les théories de l'adhésion

Il existe plusieurs théories de l'adhésion. Deux d'entre elles sont considérées comme principales pour expliquer ce phénomène : la théorie mécanique et la théorie de l'adsorption qui fait référence aux liaisons chimiques entre l'adhésif et l'adhérent.

### 1.7.1. La théorie de l'ancrage mécanique [46][49][50]

Cette théorie, initiée par Mac BAIN dès 1926, est la plus ancienne des théories de l'adhésion. Ce modèle suggère que l'origine de l'adhésion est issue d'un ancrage ou d'une rétention physique (un microclavetage), après durcissement d'un matériau de scellement ou de collage

au sein des aspérités, des pores, des rugosités et des fissures présentes à la surface du substrat.

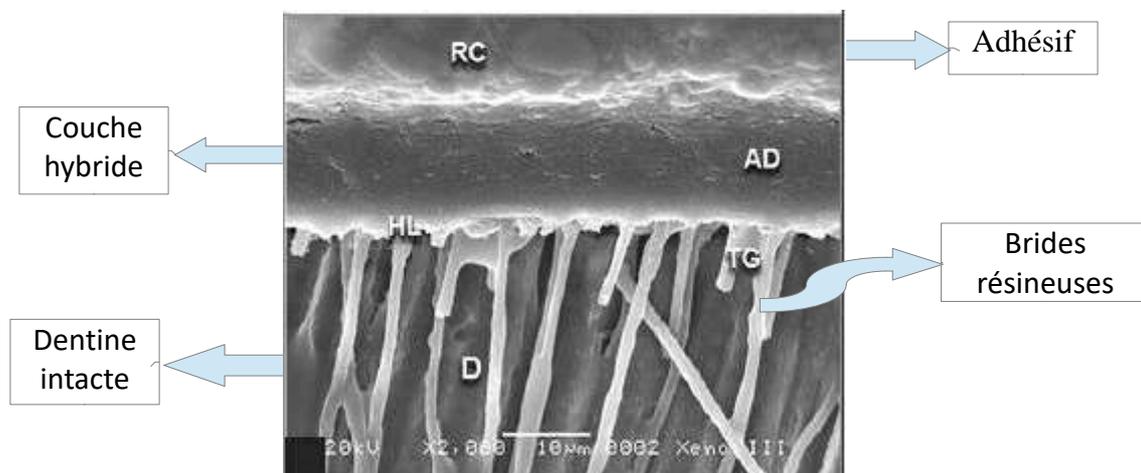
L'angle de contact mesuré, qui permet d'évaluer la mouillabilité d'un liquide donné sur une surface en particulier, est basé sur le fait que la surface soit parfaitement plane et lisse.

Pourtant, à l'échelle microscopique une surface semble toujours plus ou moins rugueuse. Cet aspect est un avantage car la surface développée qui représente la surface de collage va être augmentée. Ces irrégularités de surfaces vont créer une pression capillaire de l'adhésif permettant de promouvoir sa diffusion au sein des rugosités.

À contrario, un adhésif trop visqueux aura du mal à imprégner une surface rugueuse et aura tendance à créer des bulles d'air.

Ainsi, il est aisément compréhensible que les propriétés des joints collés seront meilleures sur des surfaces abrasées non poreuses que pour des surfaces lisses.

En ce qui concerne les tissus dentaire, les aspérités vont correspondre aux tubulis dentinaires. L'adhésif va pénétrer dans ces tubulis pour venir former des tags, l'infiltration de l'adhésif va venir former la couche hybride (fig. 20).



**Figure 20** : Photographie en microscopie électronique à balayage de l'infiltration d'adhésif au niveau de la dentine [89].

### 1.7.2 La théorie chimique [49][52]

Les liaisons chimiques sont caractérisées par leur énergie, la distance sur laquelle a lieu l'interaction et la direction de leur action.

Il existe des liaisons fortes avec une énergie supérieure à  $100 \text{ kJ.mol}^{-1}$  et des liaisons intermoléculaires inférieure à  $20 \text{ kJ.mol}^{-1}$ .

Les liaisons intermoléculaires sont en rapport avec les distances intermoléculaires et peuvent être de trois sortes : les liaisons covalentes et ioniques, les liaisons hydrogènes et les forces de Van der Waals.

#### **-Les liaisons covalentes et ioniques :**

C'est une liaison chimique forte qui a lieu lorsque deux atomes partagent un électron de leur couche externe.



**Figure 21** : liaison covalente de deux atomes d'hydrogène [107]

C'est le résultat d'une réaction chimique entre les molécules de l'adhésif et les molécules de la surface du substrat.

Les groupes réactifs du monomère réagiront avec les fonctions  $\text{NH}_2$  ou  $\text{COOH}$  du collagène ou avec le calcium de la dentine.

Ce sont des liaisons difficiles à obtenir [49].

#### **-Les liaisons hydrogènes :**

C'est une liaison électrostatique de type dipôle-dipôle ; elle va relier les molécules qui possèdent un atome d'hydrogène. Leur intensité est 20 fois inférieure à celle de la liaison covalente [49].

#### **-Les forces de Van der Waals :**

Ce sont des interactions dipolaires rapides et réversibles, elles sont d'intensité 10 fois inférieure à la liaison hydrogène.

Les liaisons covalente et ionique sont des liaisons fortes avec une énergie de cohésion de l'ordre de quelques eV/atome.

À l'inverse, les liaisons de Van der Waals sont des liaisons faibles, leur énergie allant de quelques  $10^{-2}$  à quelques  $10^{-1}$  eV/atome [49][52].

### 1.7.3. La théorie électrique

Cette théorie explique l'adhésion par l'existence d'attractions électrostatiques dues à une couche double électrique qui se forme au contact entre un métal et un polymère, elle peut être assimilée à un condensateur.

Cependant, cette théorie est très controversée [51].

### 1.7.4. La théorie de la diffusion

Au sein de la dentine on peut distinguer deux types de perméabilité :

-**la perméabilité transdentinaire** qui correspond à la pénétration de l'adhésif venant former des prolongements et des brides de résine.

-**la perméabilité intradentinaire** qui correspond elle à l'infiltration de résine au niveau de la dentine intertubulaire et péricubulaire préalablement déminéralisée par mordantage.

Il en résulte un enchevêtrement entre le polymère de collagène et le polymère adhésif donnant lieu à une adhésion micromécanique comparable à un « velcro » à l'échelle moléculaire.

Une couche hybride est ainsi formée connu également sous le nom de « zone d'interdiffusion résine-dentine » [49].

### 1.7.5. la théorie thermodynamique

Cette théorie est également connue sous le nom de théorie du mouillage et à été initiée par SHARPE et SCHONHORN. Dans cette théorie, l'adhésion aurait lieu grâce aux forces intermoléculaires de type Van der Waals se trouvant à la surface.

Ce sont des liaisons faibles et non dirigées qui ont un champ d'action restreint au niveau intermoléculaire et qui nécessitent donc un contact rapproché entre les deux surfaces ; le polymère doit parfaitement mouiller le substrat [49].

Toutes ces théories mettent en évidence l'importance de l'état de surface. En effet, pour obtenir une bonne adhésion des restaurations, il est nécessaire de maîtriser la préparation de l'état de surface en présence ce qui explique l'apparition de traitements de surface, de

primaires d'adhésion ou encore la modification des adhésifs qui a pour but d'augmenter le nombre de sites actifs par rapport au substrat.

## **1.8. Les buts de l'assemblage**

### **1.8.1. La rétention**

Le but ultime de l'assemblage d'une pièce prothétique à un substrat dentaire va être la rétention. Dans le cas présent, cette rétention va être obtenue grâce aux matériaux de collage.

### **1.8.2. L'étanchéité**

Un adhésif doit être étanche au moins à l'échelle du micromètre qui est celle de la bactérie afin d'éviter la pénétration de fluides. Les infiltrations peuvent être à l'origine de la dégradation du collage ou encore de sensibilités postopératoires. L'interface adhésif/tissus dentaires doit être de l'ordre du nanomètre.

Cette étanchéité doit être immédiate mais également durable dans le temps pour éviter la survenue de colorations marginales, de caries récidivantes ou voire même de la perte de la restauration [48].

## **1.9. Les colles et adhésifs [49]**

Malgré le nombre élevé de matériaux sur le marché, ils vont avoir en commun des caractéristiques simples. Aujourd'hui toutes les colles utilisées sont de la famille des acryliques avec une polymérisation de type radicalaire. L'ensemble des résines de collage sont des combinaisons de particules inorganiques recouvertes de silanes et de résine diméthacrylique avec dans certains cas un monomère de faible masse moléculaire pour diminuer la viscosité (comme le TEGDMA).

Les colles sont donc des dérivés des formules chimiques de résines, formées de matrices et de charges.

Dans les matrices, différentes molécules vont être retrouvées :

-soit des molécules qui contiennent un radical métacrylate, qui est obtenu par réaction entre le bisphénol A et deux molécules de métacrylates de glycidyle qui portent une

fonction epoxy qui s'ouvre. Le monomère obtenu est le Bis-GMA (bis-glycidyl métacrylate) (fig. 22 et 23).

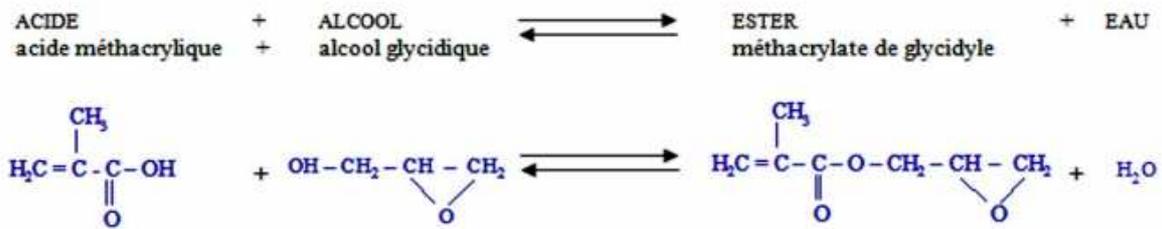


Figure 22 : Réaction d'estérification de l'acide méthacrylique et de l'alcool glycidique

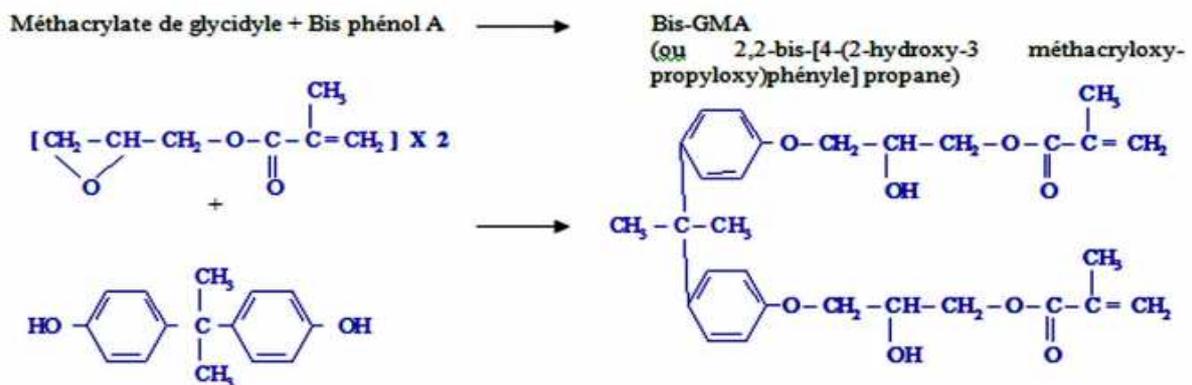


Figure 23 : Réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA [54]

-soit des molécules contenant des uréthanes ; le diméthacrylate d'uréthane (UDEMA) associé au Bis-GMA est moins visqueux.

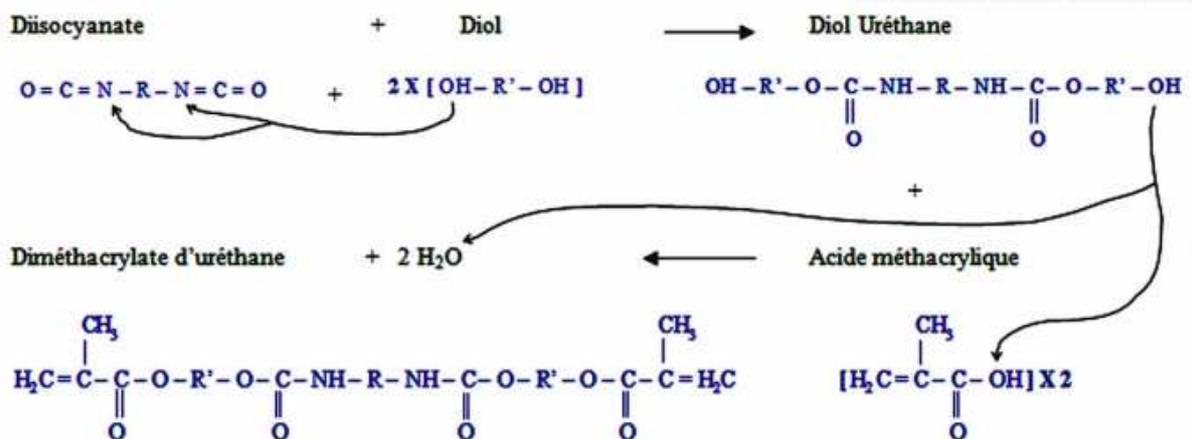


Figure 24: Réaction de formation de l'UDMA [54]

-soit également des molécules qui contiennent un polyméthacrylate de méthyle (PMMA)

avec un initiateur de polymérisation actif en milieu humide qui est le tri-N-butylborane (TBB). Au niveau des charges, on va retrouver essentiellement du quartz, des borosilicates et des alimuno-silicates, de la silice pyrolitique, des particules de verre. Ils vont atténuer les défauts mécaniques de la résine et augmenter la résistance à la compression et à l'abrasion. Les charges jouent également un rôle dans l'esthétique de par leurs propriétés optiques.

La cohésion entre la matrice et les charges va être assurée par un agent de couplage qui est le silane. Il va assurer la liaison entre la phase matricielle et la phase dispersée en venant améliorer la résistance à la compression du matériau.

À la différence du scellement, le collage permet une participation mécanique de l'ensemble prothèse/dent, favorisant la dissipation des énergies subies lors des contraintes [49].

### **1.10. Rappel sur les adhésifs amélo-dentinaires [48]**

Les adhésifs amélo-dentinaires sont des biomatériaux d'interfaces, c'est à dire qu'ils participent à la formation d'un lien entre les tissus dentaires calcifiés et des biomatériaux de restauration ou d'assemblage. Ce lien est idéalement adhérent et étanche.

L'efficacité des systèmes adhésifs va dépendre principalement de leur mise en œuvre, la technique adhésive étant sensible à la manipulation. Pour une bonne exploitation du produit, il sera nécessaire au préalable de bien connaître leurs mécanismes d'action.

Lors de la préparation d'une dent, les surfaces fraisées vont être recouvertes d'une couche de boue formée par les débris d'usinage (« smear layer » en anglais). Cette couche poreuse et hétérogène est constituée d'un agglomérat d'hydroxyapatite et de protéines ainsi que de bactéries.

Quel que soit le système adhésif, la première étape de collage va consister à éliminer cette couche ou à la stabiliser à l'aide d'un traitement acide. Cette attaque acide (mordantage) va avoir une action au delà de la couche et va atteindre la surface de l'émail et de la dentine et ainsi créer des micro-porosités et des micro-rugosités.

Les monomères qui constituent le système adhésif vont alors pouvoir s'infiltrer dans ces aspérités. Après la polymérisation, ils formeront une interphase adhérente et idéalement étanche entre les tissus dentaires et le biomatériau de restauration selon les différentes

théories de l'adhésion avec en tête de file une adhésion micro-mécanique voir nano-mécanique.

### **1.11. Approche rationnelle [48]**

Pour mieux comprendre l'utilisation des différents produits sur le marché il convient de détailler le principe d'action des différents systèmes adhésifs ainsi que leur nombre de séquences d'applications. Selon la classification de Degrange, deux grandes classes d'adhésifs sont à distinguer :

- Les produits qui nécessitent une étape de mordantage suivi d'un rinçage préalablement à leur emploi : ce sont les systèmes M&R (mordantage et rinçage).
- Les produits qui ne nécessitent pas de traitement préliminaire à leur application sur les surfaces dentaire : ces systèmes sont dit automordantants (SAM).

Selon le nombre de séquences de mise en œuvre, on distinguera au sein de chacune de ces classes des sous divisions :

- 2 ou 3 temps pour les adhésifs classiques qui nécessitent un pré-mordantage.
- 1 ou 2 étapes pour les adhésifs auto-mordantants.

Cette classification simple va permettre d'englober toutes les variétés de produits actuellement commercialisés au sein de 4 catégories : M&R III, M&R II, SAM II et SAM I.

### **1.12. les différents polymères de collage [49][53]**

La colle est le matériau inséré entre le substrat dentaire et l'intrados de la restauration. Sous l'effet d'une réaction de polymérisation, elle va durcir et unir ces deux surfaces.

En fonction de la composition chimique, on va distinguer trois types de colles: les colles sans potentiel adhésif, les colles possédants un potentiel adhésifs et les colles auto-adhésives.

En fonction du mode de polymérisation, on distinguera également trois familles de colles : les photo-polymérisable activées par les UV, les chémo-polymérisable activées chimiquement et les duales activées par ces deux façons à la fois.

### 1.12.1. Les colles sans potentiel adhésif [49][53]

Ce type de colle va nécessiter l'application d'un système adhésif avant l'application de la colle composite, cette dernière ne possédant pas de groupement spécifique lui permettant d'adhérer à la dent ou à la prothèse.

L'adhésif va alors permettre l'adhésion aux tissus dentaires et la colle composite va, elle, venir combler l'espace entre la dent et l'intrados prothétique en adhérant d'une part au système adhésif et d'autre part à la pièce prothétique.

On retrouve des colles photopolymérisables comme par exemple Variolink® Veneer de chez Ivoclar Vivadent ou encore RelyX™ Veneer de chez 3M Espe, mais également des colles à prise duale comme NX3™ de chez Kerr ; Multilink® Automix de chez Ivoclar Vivadent ; RelyX™ ARC de chez 3M Espe ou encore Calibra® Esthetic de chez Denstply.

### 1.12.2. Les colles possédant un potentiel adhésif [49][53]

Ce sont des résines naturellement adhésives car elles contiennent un groupement réactif.

Cependant, un conditionnement du substrat dentaire sera nécessaire, d'où cette appellation de « potentiel adhésif ».

Différents types de monomères vont être retrouvés :

**-les monomères à fonction phosphatique MDP.** Ces colles ou résines sont des composites avec une matrice de type Bis-GMA modifiée qui contient des monomères phosphates qui vont être responsables de l'infiltration dentinaire.

On va en trouver dans le Panavia™ ou encore le Panavia 21® qui nécessite une photo-initiation en complément de sa chimopolymérisation anaérobie ; prise anaérobie qui va donc nécessiter une absence d'oxygène pour polymériser. Il devra y avoir un contact direct entre les deux surfaces avec la mise en place d'un gel de glycérine sur les limites, permettant un temps de travail optimal du produit. Il n'y aura pas de polymérisation avant insertion de la restauration.

C'est à partir de cette molécule MDP que l'adhésion aux céramiques polycristallines a été développée (alumine et zircon), dont nous reparlerons plus en détail par la suite.

**-les monomères à fonction carboxylique 4-META** (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate

anhydre) développées dès 1978 par Nakabayashi.

On trouve par exemple le Superbond® qui présente la particularité d'être composé essentiellement de chaînes linéaires de polyméthylméthacrylate. Cet adhésif est non chargé lui permettant de conserver une certaine plasticité après polymérisation avec une indication particulière pour les intrados métalliques. Il pourra se déformer en fonction du fluage de l'alliage.

Un conditionnement de l'émail et de la dentine devra être réalisé au préalable, cela permettra de favoriser la diffusion du 4-META jusqu'à la dentine déminéralisée et la réalisation d'une couche hybride.

Ces colles avec un potentiel adhésif ont une composition proche des composites fluides, la différence est que la matrice résineuse porte des groupements chimiques particuliers qui sont capables d'adhérer à la fois à la dent et à la prothèse.

Elles sont variables en fonction de leur composition, de leur polymérisation (dual ou chémo), de la présence ou non de charges. Mais, leur point commun est qu'elles sont activées selon un mode autopolymérisable. Cela va être un avantage pour le collage de pièces métalliques ou de pièces céramiques d'épaisseur importante, mais également un inconvénient du fait de la réaction de prise irréversible.

### **1.12.3. Les colles auto-adhésives [49][53]**

Ces colles dites auto-adhésives ont une mise en œuvre simplifiée car elles ne nécessitent pas de préparation préalable des tissus dentaires.

Cette démarche de simplification du protocole n'exclut pas pour autant le nettoyage et l'isolation du champs opératoire pour bénéficier des meilleurs qualités du matériau.

Ce sont des résines diméthacrylates chargées, leur groupement réactif à base de phosphates va permettre une adhésion en un seul matériau au niveau de la dent et des matériaux prothétiques, selon un mode d'action comparable au adhésif de type SAM 1.

Ils tirent leur spécificité de leur pouvoir automordant, de leur taux de charges ainsi que de leur viscosité.

Le premier matériau à avoir été commercialisé dans cette famille est le RelyX™ Unicem 3M ESPE (en 2004), il existe également SpeedCem® Ivoclar Vivadent, G-Cem – GC...

La plupart de ces matériaux ont des molécules MDP qui favorisent l'adhésion à la zircone.

Ils peuvent aussi bien être utilisés pour des couronnes en céramique polycristalline (alumine, zircone) que pour des onlay en céramique vitreuse mais également des armatures métalliques.

Leur mode de polymérisation est dual, la forte composante chémopolymérisable rend leur utilisation possible même avec d'importantes épaisseurs de céramique.

Tout les types de colles (sans/avec potentiel adhésif et auto-adhésives) doivent être utilisés avec une étanchéité parfaite et une bonne isolation au préalable du site avec l'aide d'un champs opératoire.

Il peut arriver que ces conditions soit difficiles à remplir, il sera alors recommandé d'utiliser une colle auto-adhésive qui est rapide d'utilisation et permettra donc de limiter la contamination du champs en per-opératoire.

## **IV. Le collage de la zircone**

Comme vu précédemment, la zircone fait partie de la classe des céramiques polycristallines. Elle présente un très fort taux de charges et donc une absence de matrice vitreuse de silice. Dans ces conditions, le mordantage de la surface ne sera pas efficace. C'est pourquoi le collage des restaurations dentaires en zircone a longtemps été considéré comme impossible. Cependant, depuis les années 2000, des études ont montré des résultats prometteurs quant à l'application de résines adhésives contenant du 10-méthacryloxydecaéthyl hydroxyphosphate (MDP) sur des céramiques polycristallines.

Le collage de la zircone reste néanmoins toujours discutable. Il est important de se souvenir que la zircone peut être scellée avec un ciment de scellement conventionnel si le design de la préparation permet une rétention suffisante ne nécessitant pas de collage [90].

Différentes méthodes de traitement de surface ont depuis été développées pour promouvoir l'utilisation de systèmes adhésifs pour coller la zircone.

### **1. Les différents traitements de surface**

#### **1.1 L'acide fluorhydrique**

Le mordantage à l'acide fluorhydrique est une méthode couramment utilisée pour le traitement de surface des céramiques vitreuses. La réaction avec la phase vitreuse va avoir pour effet d'éliminer sélectivement la matrice silicique pour venir exposer les structures cristallines venant ainsi créer des rétentions micro-mécanique.

La zircone ne possédant pas de matrice silicieuse le mordantage de la surface sera de ce fait inefficace et donc inutile [49].

Cependant, des études [97][98][99] plus récentes ont révélé que le mordantage à l'acide fluorhydrique de la zircone pouvait être efficace. Malgré tout, les conditions nécessaires à la réalisation semblent peu adaptées à une pratique quotidienne. En effet, un temps d'application relativement long, une concentration en acide fluorhydrique élevée ainsi qu'une température élevée sont nécessaire pour obtenir un résultat significatif.

Par exemple, dans une étude [96], pour obtenir des résultats positifs les conditions sont : une concentration de 9,5% d'acide fluorhydrique à une température de 80°C pendant 1

minute ou à une température de 25°C pendant 1 heure ; une concentration de 48% en acide fluorhydrique à 25°C pendant 30 minutes.

Dans une autre étude [97], on mentionne une concentration de 20% ou 30% pendant 30 minutes.

Une autre étude [98] parle elle d'une concentration de 48% d'acide fluorhydrique à 100°C pendant 25 minutes.

## **1.2. Le sablage ou air abrasion**

L'air abrasion ou le sablage consiste, pour la procédure type, en la projection sous pression de particules d'alumine ( $Al_2O_3$ ) d'environ 50 $\mu$ m et pouvant aller jusqu'à 110 $\mu$ m. Ce procédé a pour but de venir augmenter la rugosité de surface et donc les propriétés mécaniques d'adhésion. Le résultat obtenu est une augmentation de la porosité de la surface de la céramique. Cependant, réalisé seul, il reste souvent un traitement de surface insuffisant.

De plus, des études [61][62][63] relèvent des effets sur un vieillissement prématuré des pièces induit par le sablage.

Les micro-rétentions mécaniques obtenues à la surface vont contribuer à l'augmentation de la mouillabilité de la résine à la surface.

Un des traitement de choix pour les céramiques polycristallines et donc pour la zircone va être l'utilisation de particules gainées de silice [55].

## **1.3 La silanisation**

La silanisation va consister à venir recouvrir une surface de particules de silane [55].

### **1.3.1. Le silane**

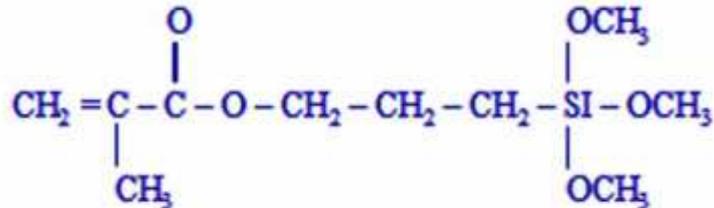
Le silane est une molécule organique, c'est un agent de couplage qui va se lier d'un côté à de la céramique qui contient de la silice et de l'autre côté à la colle composite. On distingue ainsi deux groupements fonctionnels (fig.25) [56] :

**-un groupement silanol** qui réagit avec le verre ; il va se lier à la silice de la phase vitreuse des céramiques en interagissant avec les fonctions OH libres de la surface de la phase (ensimage).

**-un groupement méthacrylate** qui se lie par polymérisation à la matrice résineuse des

adhésifs.

Le silane est composé de silicium et d'hydrogène. En pratique, le silane qui est utilisé est pré-activé ; il est composé d'eau, d'acide qui va permettre l'hydrolyse du silane et de solvants servants à conserver la solubilité du promoteur [57].



**Figure 25:** Le silane une molécule bifonctionnelle :  $\gamma$ -(methacryloxy) propyltriméthoxysilane (silane) [54]

-à une extrémité, il y a un atome de Si lié à trois groupements OH qui vont réagir avec les fonctions OH libres de la phase vitreuse.

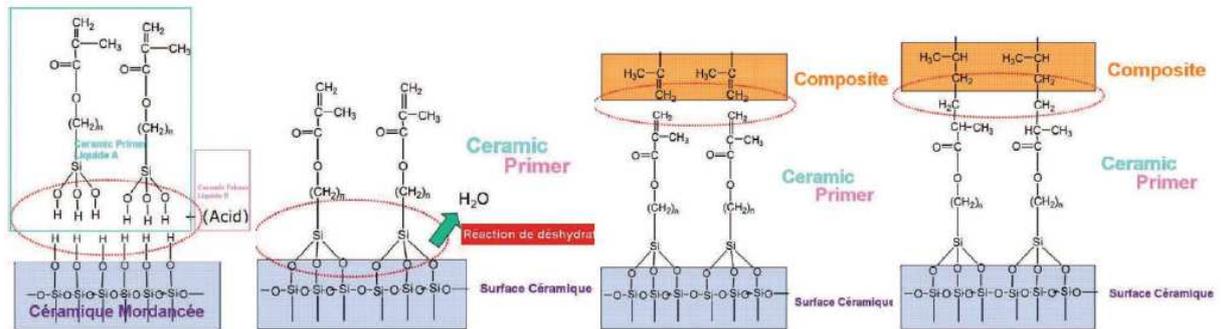
-à l'autre extrémité, le groupement méthacrylate qui réagit pendant la polymérisation avec la résine matricielle de l'adhésif.

À noter que l'hydrolyse des liaisons qui se créent entre les charges et la matrice entraîne une décohésion des phases organiques et minérales conduisant à un vieillissement prématuré de la résine [54].

L'adhésion chimique va être permise par cet agent de couplage. Les silanes permettent de réaliser le lien entre la phase organique et inorganique. Par exemple, dans les composites, ils vont avoir le rôle de promoteur de l'adhésion entre les charges et la matrice résineuse organique.

Leur utilisation dans l'assemblage des céramiques permet une importante augmentation de la mouillabilité de la résine ainsi que de l'énergie de surface, ce qui va permettre d'améliorer la cohésion entre la surface et la colle [58].

### 1.3.1.1. Mécanisme d'adhésion



**Figure 26 :** Mécanismes d'adhésion du silane sur une surface céramique et au composite de collage [101].

L'adhésion va commencer par une hydrolyse des molécules de silane entraînant leur activation. Les groupes silanol formés vont réagir avec les groupements hydroxyl qui se trouvent à la surface des céramiques formant un réseau polymère siloxane (Si-O-Si-O) avec la silice de la céramique.

Les chaînes métacrylates du silane vont réagir avec les groupements métacrylates du composite par des liaisons -C-C- grâce à l'ouverture des liaisons C=C par réticulation (fig. 26) [59].

Le silane devra être évaporé et idéalement chauffé avant l'application de la colle, la déshydratation permettant un lien fort entre la colle et le silane.

C'est via ce mécanisme que le lien chimique a lieu, permettant d'améliorer la qualité de l'adhésion.

### 1.3.2. Particularités de la zircone et des céramiques polycristallines

Cependant, l'utilisation de silane pour le collage de la zircone sera inefficace sans traitement préalable de la surface, la zircone ne possédant pas de particules de silice.

Différents procédés existent pour remédier à ce problème, ils vont permettre la création d'une liaison chimique entre la résine de collage et la zircone grâce à l'application d'une couche de silice à la surface de la céramique polycristalline.

## 1.4 Pyrolyse de silice

Cette technique consiste à venir déposer une fine couche de silice au niveau de l'intrados de la céramique permettant de venir transformer la surface en verre.

Cette technologie de revêtement des surfaces est basée sur l'utilisation de températures élevées (environ 150-200 °C).

On retrouve ce produit sous le nom de Silicoater® et PyroSil pen® (fig. 27) pour le nom commercial.

La solution de revêtement va être injectée dans la flamme entraînant un recouvrement de silice pyrochimique (environ 0,1 à 1 µm d'épaisseur).

La solution de revêtement contient du tétraéthoxysilane (TEOS) ; le principal produit chimique de réaction est retrouvé sous forme simplifiée :

flamme



Une fois la surface revêtue de silice et refroidie à température ambiante, elle pourra être recouverte d'un silane (silanisée). Après le séchage du silane recommandé, un opaquer (diméthacrylate) contenant des pigments peut être appliqué pour des raisons esthétiques puis photopolymérisé avant finalement d'utiliser la colle composite [60].



**Figure 27:** Set de base Pyrosil® contenant et un flacon de primaire.

Un autre procédé plus documenté est souvent retrouvé dans la littérature, le but final sera

également l'incorporation de silice à la surface de la céramique : le traitement tribochimique de surface.

### 1.5. Traitement tribochimique de surface [56][60]

Un des système de revêtement de surface par de la silice le plus utilisé est le traitement tribochimique Rocatec™ introduit par ESPE (Seefeld, Germany) en 1989.

Ce système est conçu pour un conditionnement extra-oral des surfaces et permet d'augmenter les forces de liaisons en raison de la forte teneur en silice à la surface du substrat.

Le système Rocatec™ est utilisé en laboratoire, on retrouve le même principe sous le nom de CoJet™ pour une utilisation au fauteuil (fig. 28).



**Figure 28** : CoJet™ system.

Le produit contient une microsableuse intra-orale (CoJet™ Prep), un sable de silicatisation (CoJet™ Sand), le silane (3M™ ESPE™ Sil), un agent de masquage pour les surfaces à masquer comme le métal (Sinfony™ Opaquer) et un adhésif pour les surfaces traitées ou le composite de couverture (Visio™ Bond).

La première étape de ce traitement va consister en la projection sur la surface à traiter (intrados) de particules d'alumines gainées de silice sous haute pression. L'énergie du choc résultant de l'impact des particules sur la surface est si importante que l'on peut atteindre une température de 1200°C localement. Cette rapide élévation de température momentanée est causée par le transfert de l'énergie cinétique à l'énergie thermique. Il en résulte une incorporation de silice à la surface du matériau (jusqu'à 15µm de profondeur) : la surface va être ainsi « vitrifiée ». Ce type de sablage est appelé réactif.

Cette surface modifiée pourra ensuite être conditionnée par un silane permettant de réaliser

une liaison chimique entre la zircone et le polymère de collage (fig. 29) [56][60].

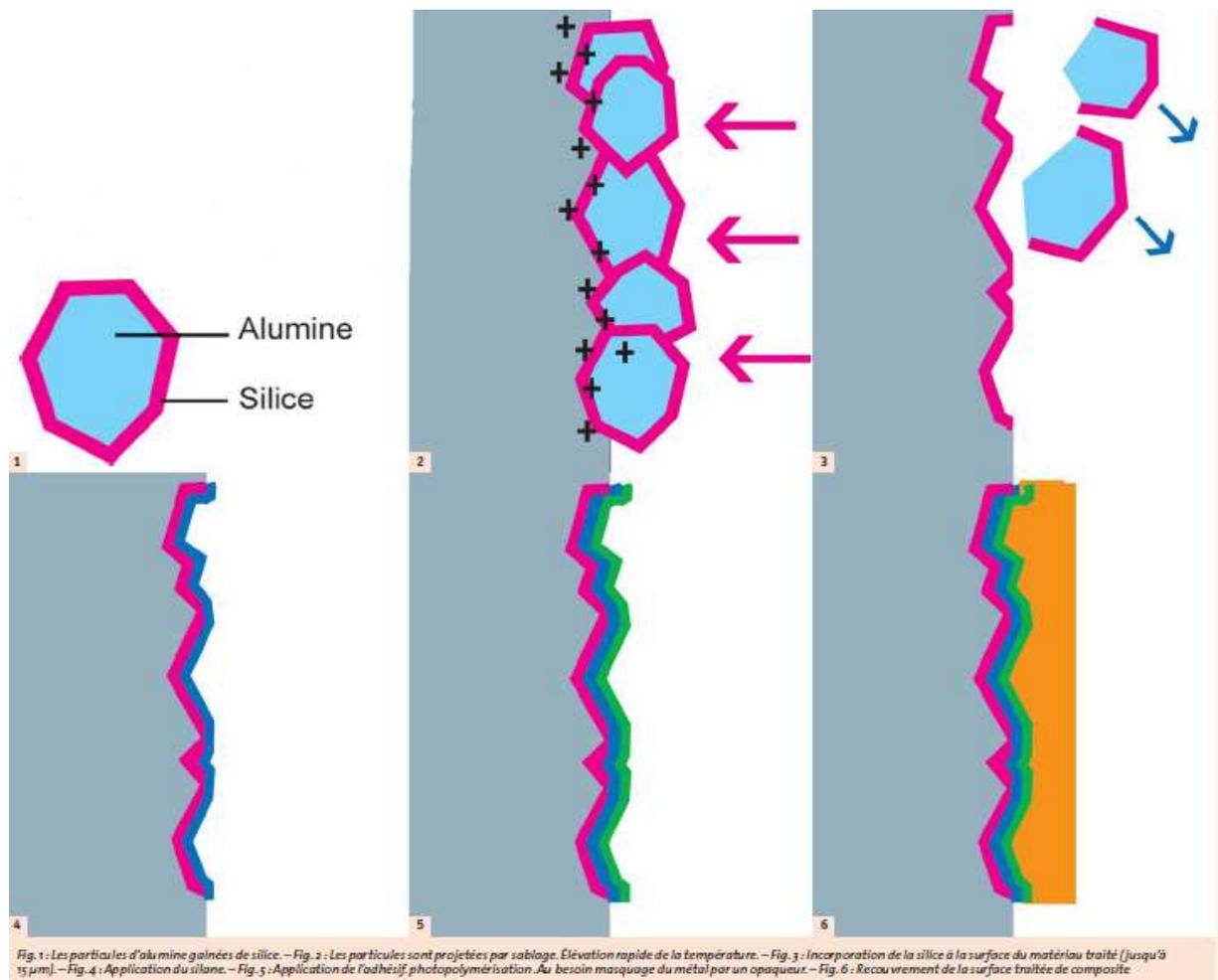
Selon les conseil du fabricant (3M™ ESPE™) le protocole du Rocatec™ est le suivant :

il faut d'abord réaliser une air-abrasion de la surface avec des particules d'alumines de 110 µm de diamètre pour la nettoyer (Rocatec™ Pre) pendant 10 secondes à 2,8 bar.

L'abrasion avec les particules d'alumine recouvertes de silice est ensuite réalisée soit avec Rocatec™ Soft qui contient des particules de silice de 30 µm ou avec Rocatec™ Plus qui a des particules de silice de 110 µm. Dans les deux cas, l'application sera de 13 secondes à 2,8 bar.

Le choix entre les deux tailles se fera en fonction du caractère rétentif ou non de la préparation : si une préparation est très rétentive, on utilisera les particules de plus petites tailles et inversement.

La couche de silane pourra ensuite être appliquée (3M™ ESPE™ Sil) pendant une durée de 5min. (séchage).



**Figure 29 :** Le dépôt de silice par tribochimie [56]

1: particule d'alumine gainée de silice.

2: projection des particules (alumine recouverte de silice).

- 3: vitrification de la surface avec l'incorporation de la silice.
- 4: application du silane.
- 5: l'adhésif est appliqué et photopolymérisé.
- 6: la surface peut être recouverte du composite de collage.

Parmi les traitements de surface les plus utilisés et les plus documentés sont retrouvés le sablage ou air-abrasion, la silanisation ou encore le traitement tribochimique de surface. Malgré le nombre important d'études [55][56][60] sur ces techniques, les résultats divergent et n'aboutissent pas à un consensus. De plus, selon les techniques d'essais et les conditions de mises en œuvres, tel ou tel technique donne de meilleurs résultats.

Par exemple, des études [92][93] rapportent que le sablage augmente les forces d'adhésion du collage de la zircone alors que d'autres études [94] n'observent pas d'influence du sablage sur les forces d'adhésion. Ces variations de résultats peuvent probablement s'expliquer par une utilisation de particules abrasives de différents types et tailles ainsi qu'une pression différente.

#### **1.6. Conséquences de l'abrasion à l'aide de particules d'alumines ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ )**

Plusieurs études [61][62][63] ont cependant rapporté que l'abrasion des surfaces en zircone avec des particules d'alumine entraînerait des dommages mécaniques pouvant venir affecter les performances de liaisons sur le long terme. Ces études mentionnent également l'augmentation du taux de transformation de la phase tétragonale à monoclinique.

Dans la littérature de nouvelles méthodes, avec moins de recul, pour promouvoir l'adhésion de la zircone sont actuellement retrouvées :

#### **1.7. Traitement par dépôt de plasma [45][64][65]**

Le plasma est un état de la matière produit par une décharge électrique à travers un gaz et dans le lequel les molécules sont ionisées. Il va être créé soit entre deux électrodes soumises à un courant alternatif de haute fréquence soit par une résonance entre les liaisons moléculaires et un champ micro-onde.

Après excitation, le gaz va être appliqué sur la surface à traiter.

Ces deux opérations vont avoir lieu successivement et de manière continue : le gaz va être

injecté dans la source, va subir la décharge et ensuite sortir de la source et être appliqué à la surface.

Ce traitement des surfaces par plasma en atmosphère contrôlée va permettre l'activation d'une surface.

Cette méthode de traitement est largement utilisée pour activer la surface des polymères avant un recouvrement, l'application de peinture et les processus de collage. De nombreuses espèces chimiques actives dans les plasmas peuvent augmenter l'énergie de surface et optimiser la chimie de surface des substrats sans pour autant venir en affecter leurs qualités.

En Odontologie, plusieurs recherches [108] ont déjà été menées sur l'application des traitements au plasma pour améliorer la liaison des résines de collage aux fibres de verre, pour les composites renforcés en fibres, pour les céramiques vitreuses et polycristallines.

Peu d'essai ont été réalisés pour améliorer le collage de la surface de la zircone par voie chimique avec le traitement au plasma.

Cette méthode a l'avantage d'être une méthode non destructive par rapport à un traitement plus classique, comme un sablage à l'alumine et de ne pas engendrer de micro-fêlures par exemple.

Une étude [65] a voulu observer les effets d'un traitement par dépôt de plasma de tetramethylsilane et de benzène sur les forces de liaisons entre une surface en zircone et une résine composite. Les résultats montrent alors une augmentation des forces de liaisons avec la formation d'un réseau de type siloxane à la surface de la zircone grâce au tetramethylsilane tandis que le benzène fournit des groupes fonctionnels réactifs capable de copolymériser avec la matrice résineuse.

Cependant, l'inconvénient de cette méthode est qu'elle nécessite un équipement de laboratoire ainsi qu'une source d'énergie RF (radiofréquence), un réacteur équipé d'une pompe à vide et un contrôle du fonctionnement des gaz venant donc limiter la possibilité d'une utilisation clinique.

### **1.8. Traitement de surface par laser**

Différents traitements de surface par irradiation au laser sont décrits dans la littérature, par

exemple le traitement par laser Er :YAG (Erbium Yttrium Aluminium Garnet) ou laser CO<sub>2</sub>. Ces techniques vont venir augmenter la rugosité de surface. Cependant le collage résultant de ces techniques semble assez faibles par rapport aux techniques classiques. [66][67]

### **1.8.1. Cas du traitement par laser femtoseconde**

Un des nouveaux traitements de surface en cours d'exploration, est l'irradiation avec un laser femtoseconde qui produit des impulsions optiques d'une durée de l'ordre de grandeur du femtoseconde ( $1\text{fs}=10^{-15}\text{s}$ ).

Un exemple de système oscillateur-régénérateur amplificateur commercial est le Ti: Saphir avec Ti pour titane (Mantis-Legend, Coherent).

De bons résultats sont observés avec ce traitement avec des valeurs d'adhésion proche des résultats obtenues par un traitement de surface tribochimique.

Le traitement par laser femtoseconde semble être une bonne alternative aux traitements de surfaces plus conventionnels et est donc actuellement un nouveau sujet de recherche et d'étude pour l'augmentation de l'adhésion à la zircone [68].

### **1.9. Traitement par procédé sol-gel (solution-gélification)**

Cette méthode va permettre la formation d'un réseau de silice au niveau de la surface traitée via une étape d'hydrolyse et une étape de polycondensation de tetraethyl orthosilicate (TEOS).

L'hydrolyse va permettre la formation de molécules silanol. Deux molécules de silanol vont former entre elles une liaison siloxane, puis vont subir par la suite une polycondensation pour former un réseau de silice. Les particules de silice vont réagir chimiquement avec la surface de la zircone via l'interaction des groupes hydroxyles à la fois des particules de la silice et de la zircone pour venir former une couche de silice à la surface de la zircone.

Cette technique semble efficace mais elle est incompatible avec une utilisation clinique, le temps d'application nécessaire étant particulièrement long (24h à 141h) [69].

### **1.10. Traitement avant usinage**

Une autre évolution au niveau des traitements de surface est l'utilisation du procédé

NobelBond®. Cela consiste à traiter l'état de surface de l'intrados des prothèses en zirconium en amont de l'usinage afin d'inclure des rugosités de surface. Associée ensuite à ce procédé, l'utilisation d'un collage par du Panavia™ ou par du Rely™Unicem ont obtenu des valeurs d'adhésion prometteuses. À noter que la réalisation d'un sablage sur ces surfaces modifiées est à proscrire car elle a des effets délétères sur les forces de liaisons en diminuant l'adhésion au revêtement de surface [70].

### **1.11. Le monomère MDP**

Comme vu précédemment, de récentes investigations [75][100] recommandent la réalisation d'une air-abrasion à l'alumine de la zirconium. L'air-abrasion permet d'augmenter la surface de contact pour la création des liaisons micro-mécaniques et potentialise donc les forces de liaisons du collage de la zirconium. En effet, l'air-abrasion a une action immédiate sur l'augmentation des forces de liaisons du collage à la zirconium.

Cependant, il a été documenté [77][102] que la résistance de cette liaison diminue après la réalisation de cycles thermiques si la colle utilisée ne contient pas le monomère 10-MDP. Inversement, on n'observe pas de diminution avec une colle contenant le monomère 10-MDP. Ces résultats indiquent qu'un traitement physique seul n'est donc pas suffisant pour obtenir un collage durable de la zirconium.

Ainsi, actuellement, de nombreuses études [71][72][73] recommandent dans la pratique clinique la réalisation d'un sablage simple à l'alumine de la zirconium suivi de l'application d'un primaire de collage contenant des esters de phosphate (monomère de phosphate 10-méthacryloyloxydecyl dihydrogène-phosphate : 10-MDP ; fig. 30) tel que le Panavia™.

En effet, ces monomères sont capables de se lier aux oxydes de métal retrouvés dans des céramiques comme la zirconium et créer des liaisons de Van Der Waals ou des liaisons hydrogènes à l'interface résine-zirconium.

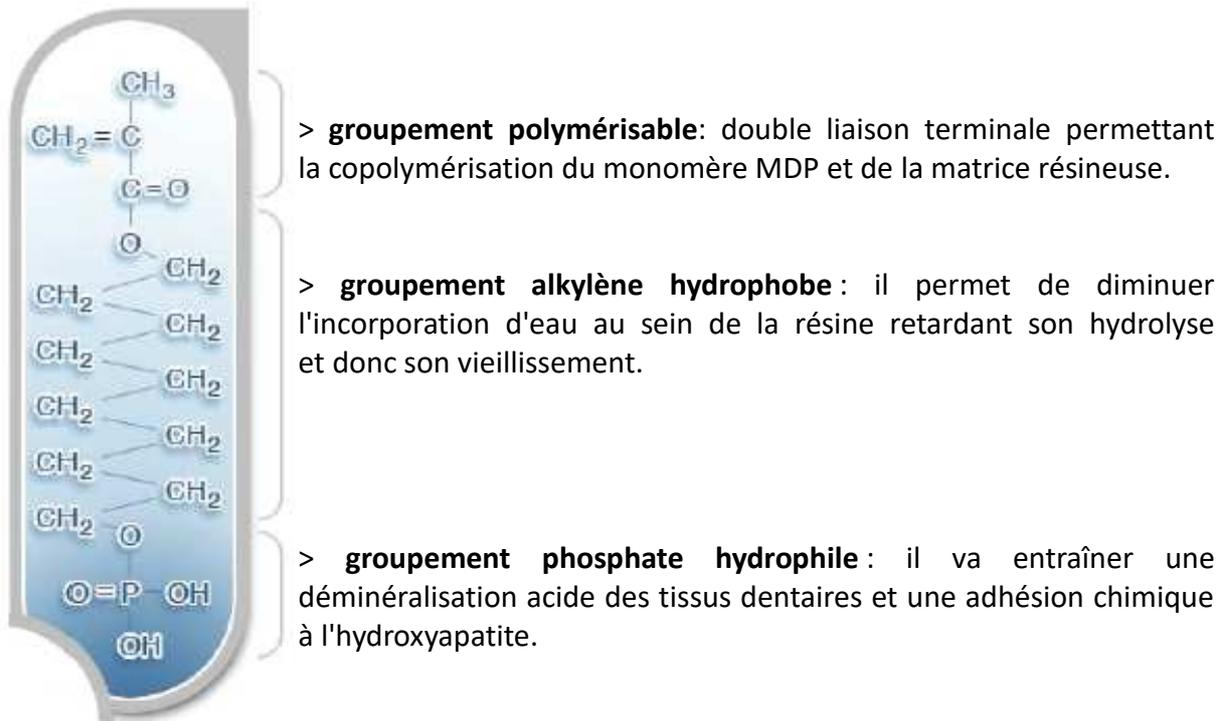


Figure 30 : Structure d'un monomère MDP (d'après Kuraray)

### 1.11.1. Mécanisme d'action

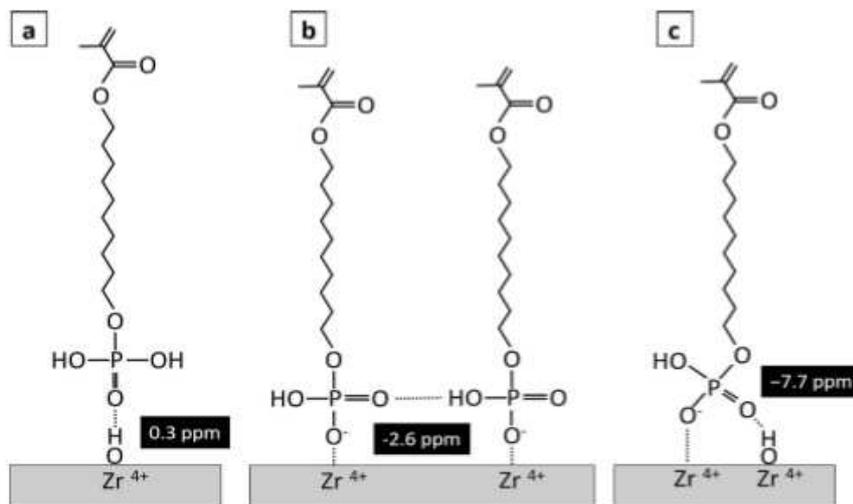


Figure 31: Schéma des différents modèles d'interactions entre le monomère 10-MDP et la surface de la zircone. [96]

a: Le monomère 10-MDP est adsorbé à la surface de la zircone via des liaisons hydrogènes entre le groupe P=O et le groupe Zr=OH.

b: Le 2ème modèle indique que le monomère 10-MDP peut interagir avec la zircone via des liaisons ioniques; il est possible qu'un ou deux groupements OH du monomère 10-MDP déprotone un H<sup>+</sup> pour former un groupe P-O<sup>-</sup> lors des interactions avec la Z.

c: En plus de la liaison ionique entre le monomère 10-MDP et la zircone, le monomère adsorbé a des interactions via des liaisons hydrogènes avec la zircone par l'intermédiaire du groupe P=O.

Ainsi, les interactions qui ont lieu entre la zircone et le monomère 10-MDP sont à la fois des liaisons ioniques mais également des liaisons hydrogènes (fig. 31) [96].

### **1.11.2. Influence de la concentration**

Les études [73][96] sur le 10-MDP ont également cherché à connaître l'influence de la concentration en 10-MDP des adhésifs sur les forces de liaisons avec la zircone.

Dans une étude [96], après la réalisation de tests de forces de liaisons, il est observé qu'un minimum de 1-ppb de 10-MDP est nécessaire pour obtenir une liaison de l'adhésif à la zircone.

Dans une autre étude [73], une corrélation non linéaire, entre le pourcentage de 10-MDP ajouté à des adhésifs expérimentaux et les tests de forces de liaisons, est trouvée. De plus, les adhésifs disponibles dans le commerce donnent de meilleurs résultats que les adhésifs expérimentaux testés avec les différentes concentrations.

### **1-12 Primaires universels [74][75]**

Sur le marché, sont retrouvés des produits appelés primaires universels qui permettent, selon les fabricants, de se passer d'étape de préparation de surface tel que l'abrasion par des particules d'alumines, permettant ainsi d'en éviter les effets néfastes que sont la transformation de phase et la formation de micro-fêlures.

Les primaires utilisés pour la zircone sont typiquement composé de  $\gamma$ -methacryloxypropyltriméthoxysilane (MPS) ou de methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate (MDP) ou d'une combinaison des deux permettant la formation de liaison entre la zircone et la résine.

On peut citer entre autre le Monobond® plus (Ivoclar Vivadent) qui contient du MDP et du  $\gamma$ -MPS, le Z-Prime™ plus (Bisco) qui contient du MDP, le Scotchbond™ Universal Adhesive (3M ESPE) avec du MDP ou encore Alloy primer (Kuraray) qui contient également du MDP.

Comme vu précédemment, le groupe fonctionnel d'ester de phosphate contenu dans la molécule MDP va se lier directement à la surface de la zircone par l'intermédiaire de liaisons covalentes, la liaison avec la résine de collage se fera elle par copolymérisation d'un groupement méthacrylate.

Les avantages de l'utilisation d'un adhésif universel est qu'il va être approprié à une grande gamme de matériaux de restauration (alliages métalliques, céramiques silicatées, zircone), ce qui élimine le risque de la réalisation d'un traitement inapproprié des surfaces. Les étapes d'application sont simplifiées et donc les méthodes de collage deviennent plus accessible au grand nombre.

En terme de force de liaison, ces produits semble être une bonne alternative aux techniques conventionnelles de collage même sans pré-traitement par air-abrasion.

Un cas intéressant pour leur utilisation est lors de la réalisation de réparations intraorales, en effet la nature exacte du substrat fracturé ne pouvant toujours être connu, l'utilisation d'un adhésif universel peut sembler judicieux. [74][75]

Cependant, plusieurs études [76] ont montré que les forces de liaisons à la zircone de ces primaires étaient augmentées avec la réalisation préalable d'une air-abrasion à l'alumine, de plus l'air-abrasion vient augmenter la mouillabilité de ces produits à la surface de la zircone.

L'air abrasion avec des particules d'alumine en association avec un primaire ou un adhésif contenant du MDP apparaît comme être une bonne option pour coller la zircone au même niveau que l'air-abrasion avec des particules d'alumines silicatées suivie de l'application d'un silane.

## **2. Différents adhésifs utilisés pour le collage de la zircone**

De nombreux produits sont retrouvés avec une indication pour le collage de la zircone. Ils fonctionnent avec des technologies différentes et leur principe de mise en œuvre varie en fonction des consignes des fabricants.

## 2.1. Le Panavia™

Ce produit a été le premier ciment composite adhésif à être lancé sur le marché en 1983 avec Panavia™EX.

Cette colle avec potentiel adhésif possède le monomère MDP et est à prise duale.

C'est le produit qui possède donc le plus de recul, il a fait ses preuves quant à son efficacité pour le collage de la zircone [77].

Le dernier produit à avoir été commercialisé de la gamme est le Panavia™V5. Son protocole d'utilisation est composé de 3 produits avec pour le prétraitement de la dent le « PANAVIA™ V5 Tooth Primer » et pour le prétraitement des restaurations le « CLEARFIL™ CERAMIC PRIMER PLUS ». Le PANAVIA V5 est un système de collage auto-mordant, il est présenté comme simple d'utilisation. Selon les conseils d'utilisation, il suffit d'appliquer le primaire de céramique sur la prothèse, d'appliquer le primaire spécial pour les tissus dentaire, puis de mettre le composite de collage et enfin positionner la restauration prothétique.

L'une des nouveautés de ce produit est que le composite de collage est disponible en cinq teintes différentes, cinq pâtes d'essais y sont associées. L'un des arguments de vente de ce produit est également la stabilité de sa teinte dans le temps. Cette colle ne possède pas d'amine, ce qui permettrait un niveau bas de variations chromatiques dans le temps par rapport aux colles avec amines.



**Figure 32** : Kit d'introduction Panavia™ V5 contenant un primer pour les tissus dentaire et un primer pour les céramiques.

## 2.2. Le RelyX™ Unicem 3M™ ESPE™

C'est une colle qui fait partie de la famille des colles auto-adhésives et elle est également dite auto-mordante, c'est à dire qu'elle ne nécessite par de traitement préalable des surfaces

dentaires et prothétique (pas de mordantage, d'application de primer et d'adhésif). Elle est à prise duale et disponible en différentes teintes pour mieux répondre aux critères esthétiques. Elle est composée de dérivés méthacrylates et notamment de méthacrylates acide. Les mécanismes d'adhésion à la zircone vont être similaires à ceux des monomères fonctionnels MDP et 4-META.

Bien que le traitement de surface ne soit pas nécessaire, le fabricant recommande deux alternatives de pré-traitement en précisant que l'option la plus simple est suffisante :

- alternative 1 : sablage à l'oxyde d'alumine (40  $\mu\text{m}$ ) suivi d'un nettoyage à l'alcool.
- alternative 2 : traitement tribochimique avec CoJet™/Rocatec™ (3M ESPE) suivi de l'application d'un silane ( RelyX™ Ceramic Primer, 3M ESPE).



**Figure 33** : RelyX™ Unicem 2 Clicker™ 3M ESPE

### **2.3. Le Superbond C&B® (Sun Medical)**

Super-Bond C&B est un ciment dentaire adhésif, chémozpolymérisable, à base de résine contenant le monomère 4-META (4-méthacryloyloxyéthyl trimellitate anhydride) et un catalyseur à base TBB (tri-n-butyl borane). Sa particularité est d'être composé essentiellement de chaînes linéaires de polyméthylméthacrylate. Il n'est pas chargé ce qui lui permet de conserver une certaine plasticité après polymérisation.

Ses propriétés adhésives propres sont élevées et les résultats obtenus avec la réalisation d'un pré-traitement tels que le Rocatec® ne donnent pas de résultats significativement différents.

[53][78]



**Figure 34:** Coffret Superbond C&B® (Sun Medical)

Le coffret Super-Bond C&B contient:

- 1 seringue de catalyseur TBB
- 1 flacon de Monomère
- 2 pots de poudre Polymère (teintes Clear translucide et Radio-opaque blanche)
- 1 bloc de mélange en céramique avec thermomètre
- 1 flacon Activateur Rouge (H3Po4 à 65 % pour mordancer l'émail)
- 1 flacon Activateur Vert (acide citrique+chlorure ferrique pour mordancer la dentine)
- Des cuillères de dosage , des pinceaux et brosettes ,des petits carrés de mousse

### **3. Les concepts de collage**

#### **3.1. Le concept APC [91]**

Ce concept est basé sur des décennies de recherches avec, pour but, l'application en pratique quotidienne du collage de la zircone au cabinet. Il a pour objectif de mener à un collage fort et durable de la zircone dans le temps. Le concept APC est détaillé en trois étapes : (A) la réalisation d'une air-abrasion, (P) l'application d'un primaire pour la zircone et (C) l'application d'une résine adhésive.

L'étape A correspond à une air-abrasion de l'ensemble de la surface de zircone à coller. Elle est réalisée à l'aide de particules d'alumines simples ou de particules d'alumines gainées de silice. Au préalable, un nettoyage de la restauration est effectué. Une projection de particules fines (de 50  $\mu\text{m}$  à 60  $\mu\text{m}$ ) à faible pression est suffisante (inférieure à 2 bar).

L'étape P consiste en l'application d'un primaire spécial zircone qui contient des monomères de phosphate. Le monomère MDP est également utilisé dans la composition de certains

agents de liaison pour le collage de la dentine. Son efficacité pour le collage des oxydes métalliques a également été prouvée.

De plus, il est fortement recommandé [91] d'utiliser des produits provenant du même fabricant pour l'utilisation des primaires, des agents de collage et des colles. L'utilisation de produits provenant de différents fabricants et portant des noms similaires pouvant comporter des compositions chimiques différentes induisant une incompatibilité entre les différents produits.

La présence de silane dans certains primaires spéciaux zirconium peut également porter à confusion. En effet, la présence de silane rend l'application universelle pour différents matériaux. Cependant, il faut se souvenir que la présence de silane ne contribue pas à un collage à long des céramiques à bases d'oxydes métalliques sauf si elles sont recouvertes de silice ou de particules contenant de la silice.

L'étape C est l'utilisation d'un composite à prise dual ou auto-mordant permettant d'assurer une polymérisation adéquate du composite sous la restauration en zirconium. En effet, le zirconium s'oppose à une transmission de la lumière adéquate à cause de son importante opacité.

Actuellement, de nouvelles zircons offrant une meilleure translucidité se développent. Il est donc préférable de venir tester la teinte du composite de collage avant le collage final de la restauration.

Le concept APC n'est pas un concept nouveau, c'est plutôt un cumul d'études couvrant deux décennies de recherches, afin d'identifier le protocole de collage le plus réalisable et le plus efficace dans la pratique clinique. Il découle de conclusions d'analyses de la littérature qui ont évalué les données de plus de 140 études différentes sur le collage de la zirconium et qui parviennent aux mêmes conclusions. L'objectif reste de continuer la recherche, afin de trouver des méthodes de collage plus efficaces pour élargir les indications cliniques et augmenter la longévité des restaurations en zirconium.

Le concept de collage de la zirconium n'étant pas encore arrêté, il continue à être en perpétuelle discussion. Il est nécessaire d'avoir un protocole simple et fiable pour une pratique clinique quotidienne qui ne soit pas réservée qu'aux experts du collage.

### 3.2. Le protocole le plus documenté

Selon une revue de la littérature [79] de 2016, les protocoles les plus documentés et donnant les meilleurs résultats sont le traitement tribochimique et l'air-abrasion à l'aide de particules d'alumines suivi de l'application d'un adhésif contenant par exemple le monomère MDP.

En 2009, une revue de la littérature [80] montrait que les meilleures valeurs d'adhésion du moment étaient obtenus par un sablage à l'alumine suivi de l'utilisation de résine avec un primaire MDP.

Malgré un très grand nombre d'études retrouvées sur le collage de la zircone, les études cliniques à long terme sont rares.

En 2014, Matthias Kern, l'un des pionniers du collage de la zircone, publiait une revue [81] pour présenter les meilleures preuves cliniques disponibles sur le collage de la zircone et des céramiques polycristallines en général.

Les données cliniques de cette étude montrent une forte supériorité des valeurs de collage via la réalisation d'un sablage à pression modérée en combinaison avec l'utilisation d'un primaire ou d'une résine de collage contenant un monomère de phosphate. Ce type de protocole permet d'obtenir le meilleur collage à long terme dans les conditions présentes de la cavité orale.

Cette méthode reste assez simple et fiable de part son recul clinique. C'est pourquoi la justification du développement d'autres méthodes peut parfois être mise à mal surtout lorsque ces méthodes ont un temps de mise en oeuvre long ou qu'elles nécessitent des procédures complexes et sensibles d'un point de vue technique.

Au congrès de l'ADF de novembre 2017, Matthias Kern tenait une conférence sur les dernières actualités à propos de la zircone : « Les options céramiques : comment gérer la zircone? ».

Lors de cette conférence, il rappelle et affirme que la zircone peut se coller grâce à des traitements de surface spécifiques et les résultats obtenus sont bons.

Pour lui, le protocole qui actuellement semble le plus fiable de part sa simplicité de mise en

œuvre et de part son recul est le suivant :

la réalisation d'une air-abrasion à l'aide de particules d'alumines de 50 $\mu$ m à une pression de 0,25Mpa, la pièce sera ensuite nettoyée à l'aide d'alcool pour venir retirer les particules d'alumines et on utilisera finalement un produit à base de monomère MDP comme le Panavia™.

#### 4. Indications cliniques

Le traitement conventionnel de remplacement d'une dent absente est fréquemment réalisé à l'aide de prothèses fixées comme bridges ou des couronnes sur implant. Cependant, l'essor des nouveaux matériaux et des techniques de collage amènent de nouvelles alternatives.

Les premières prothèses collées (RBFDPs : Resin-Bonden Fixed Dental Prosthesis) ont été introduites par Rochette dans les années 70 [111] en tant que traitement temporaire et conservateur afin de remplacer une dent antérieure.

Dans les années 80, le bridge Maryland [112](fig. 35) (bridge avec deux ailettes métalliques) a pu être développé grâce à la technique de mordantage des alliages nickel-chrome, permettant un collage micro-mécanique des surfaces métalliques.



**Figure 35** : Vue palatine d'un bridge Maryland.[109]

L'avantage des prothèses collées, par rapport aux prothèses fixées, est la nécessité minimale voir inexistante de la préparation des surfaces.

Cette technique peut également être une alternative à l'implant chez les jeunes patients (agénésie de l'incisive latéral par exemple) mais également pour des raisons anatomiques ou financières.

Malgré les contraintes, comme le taux de fracture et de décollement relativement élevé comparé aux prothèses fixées et aux implants, les prothèses collées en zircone, comme les inlays et les cantilevers se développent de plus en plus grâce aux nouvelles techniques de collage. [110]

#### **4.1. Remplacement de dents antérieures**

L'absence de dents antérieures résultent souvent d'une anomalie congénitale, comme l'agénésie mais également suite à un traumatisme. La restauration de ces dents est toujours un challenge clinique.

La zircone a la particularité d'avoir des propriétés mécaniques (résistance à la flexion) et une résistance à la fracture supérieure par rapport aux autres matériaux céramique.

Avec un module d'élasticité élevé comparé aux alliages métalliques, les structures en zircone peuvent être réalisées avec une épaisseur réduite qui permet d'assurer une rigidité adéquate et une préparation dentaire conservatrice. [113]

##### **4-1-1 Bridge collé sur deux piliers**

Une étude clinique [113] a suivi le remplacement d'une incisive latérale maxillaire absente (pour cause d'agénésie) chez un jeune de 17 ans.

La restauration par implant d'une dent absente est actuellement un traitement fiable et conservateur, également pour le remplacement d'une incisive maxillaire latérale.

Cependant, chez les jeunes patients, la pose d'implant est contre-indiqué en raison de la croissance osseuse qui continue environ jusqu'à 17 ans chez les filles et 21 ans chez les garçons.

Le traitement par bridge collé (fig. 36) peut donc être envisagé comme traitement temporaire ou d'usage de par son approche micro-invasive. Des critères doivent tout de même être respectés comme la mobilité des dents support, car une mobilité différentielle des deux piliers entraînerait alors un décollement des ailettes. La translucidité des piliers doit être modérée pour un meilleur rendu esthétique. Le patient ne doit pas présenter de parafunctions et posséder un recouvrement modéré des incisives.

Dans le cas présent [113] l'agénésie est bilatérale. La restauration a été réalisée à l'aide de

bridges collés à armature en zircone recouverts de céramique feldspathique.



**Figure 36** : Bridge collé à armature en zircone. [113]

La surface de l'armature en zircone a préalablement été traitée avant le collage en deux étapes au fauteuil. Un traitement tribochimique (CoJet™ Sand, 3M ESPE) ainsi qu'un système de couplage au silane (ESPE™ Sil, 3M ESPE) ont été réalisés.

Les préparations palatines ont, quant à elles, été nettoyées à l'aide de pierre ponce puis mordancées à l'acide phosphorique (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE). Après rinçage des surfaces mordancées, l'agent de liaison a été appliqué (Scotchbond™ Universal Adhesive, 3M ESPE). L'adhésif (Rely-X™ Ultimate Adhesive Resin Cement, 3M ESPE) pour le collage final est ensuite mis en place sur les surfaces palatines et sur les ailettes en zircone avant mise en place de la restauration et photopolymérisation de l'ensemble (fig. 37).



**Figure 37** : Vue palatine des deux bridges collés en place. [113]

Au bout de 17 mois de suivi, le patient était toujours satisfait esthétiquement et fonctionnellement, aucune complication n'était à relever.

Le recul reste tout de même assez faible bien que prometteur. Des études cliniques à long terme doivent être réalisées pour une meilleure prédiction dans le temps de ces traitements.

#### **4.1.2. Cantilever**

Le remplacement d'une incisive latérale peut également être réalisé à l'aide de restaurations

collées à une ailette (cantilever) (fig. 38). Cette option permet une approche encore moins invasive et permet d'éliminer les risques de décollement causés par une mobilité différentielle des deux piliers.

Plusieurs études [114][101][115] ont déjà étudié le taux de survie de ces traitements. La principale complication retrouvée est le décollement des restaurations.



**Figure 38:** vue palatine de deux cantilever en zircone. [115]

Une étude [115] a suivi sur 10 ans 108 cantilevers en zircone sur un ensemble de 87 patients : 75 remplaçaient des incisives maxillaire et 33 des incisives mandibulaire. Les restaurations ont été classées en trois groupes en fonction de la cause de l'absence de la dent : les agénésies, les traumatismes et les autres raisons. Sur l'ensemble, 6 restaurations se sont décollées dont 3 pour des raisons traumatiques. Les 6 restaurations ont pu être recollées avec un résultat fonctionnelle et esthétique. Cette étude donne donc de bons résultats clinique pour l'utilisation de cantilevers antérieures indépendamment de la cause de la perte de la dent.

D'après les résultats de ces études[114][101][115], le traitement par cantilever ne peut être recommandé que pour les secteurs antérieures. Bien que ce concept pourrait être utilisé pour le remplacement des canines et des prémolaires, l'efficacité de ce traitement est pour l'heure inconnue. En ce qui concerne le remplacement des molaires, les cantilevers ne peuvent être recommandé en raison des importantes forces occlusales. L'utilisation d'inlays modifiés en zircone peut, quant à elle, être une approche alternative prometteuse.

#### **4.2. Remplacement de dents postérieures**

Le traitement de choix pour remplacer une dent absente postérieure avec des dents

adjacentes saines est couramment la mise en place d'une couronne sur un implant. Cependant, on trouve des contre-indications aux implants comme le tabac, l'insuffisance de support osseux ou encore un diabète non équilibré. Une des première option alternative est la réalisation d'un bridge, mais la préparation des dents est très destructrice et peut entraîner des pulpites et des nécroses sur les dents vitales.

Le traitement par inlays collé sur les dents adjacentes est une alternative moins invasive (fig. 39). Ce type de restauration était à l'origine réalisé avec des métaux noble.



**Figure 39** : Prothèse collée avec deux inlays remplaçant une molaire.[116]

Une étude [116] a suivi sur 10 ans le remplacement de molaires chez 27 patients par des inlays en zircone recouvert de céramique cosmétique. Un nombre important de complications comme le chipping ou délamination de la céramique cosmétique, des décollements et des reprises de caries ont été rapporté. Le chipping est l'événement le plus courant.

Au vu des résultats sur 10 ans, cette étude ne recommande pas la réalisation de cette technique.

L'élimination de la couche de céramique cosmétique et l'amélioration de la liaison de la zircone doit être prise en compte pour une meilleure prédiction de ces restaurations micro-invasives. L'ajout d'ailettes supplémentaires est également une solution étudiée.

Une autre étude [103] a observé à moyen terme (sur 5 ans) la restauration de dents postérieures par des inlays collés avec un design modifié comportant des ailettes (fig. 40).



**Figure 40** : Bridge en zircone avec inlays et ailettes. [103]

Le traitement de surface de la zircone pour le protocole de collage était le suivant : une air-abrasion avec des particules d'alumines de 50  $\mu\text{m}$  à une pression de 2,5 bar suivi d'un nettoyage ultrasonique dans un alcool isopropyl à 96%. Pour finir, la restauration est collée avec un composite de collage (Panavia™ 21 TC, Kuraray, Osaka, Japan).

Il est alors observé de meilleurs résultats avec un taux de survie à 5 ans de 95,8%. La principale complication encore observée est le chipping.

Un échec a eu lieu pendant la période d'observation due à des décollements répétés. Après 8 décollements, une fracture partielle de l'émail d'une dent pilier s'est produite au bout de 49 mois de mise en place. Cet échec a eu lieu chez un patient bruxomane et sans protection canine. Un autre décollement s'est produit au niveau d'une molaire mandibulaire au bout de 37 mois, la restauration a été recollée et est restée fonctionnelle jusqu'à la fin de l'observation.

#### **4.3. Étude comparative [104]**

Les données cliniques actuelles sur le long terme indiquent que les restaurations en zircone, comme les couronnes sur implants ou sur dents naturelles, présentent un taux de survie élevé quand elles sont mises en place avec un ciment de scellement conventionnel.

Pourtant, il est de plus en plus recommandé [113][103] dans la littérature de coller les restaurations en zircone.

Une revue critique [104] a analysé les résultats d'études sur le collage de la zircone.

Author (Year)	Study Design	Restoration Type	Restoration Material	Restoration Numbers and Cement Type	Mean Follow-up, mo	Cumulative Survival Rate, %
Burke et al. (2013)	Observational	FDP	Zirconia	33 self-adhesive resin	60	97
Dogan et al. (2017)	Prospective	Crown	Zirconia	20 self-adhesive resin	58.7	100
Chaar and Kern (2015)	Prospective	IRFDP	Zirconia	30 composite resin	64.4	95.8
Larsson and Von Steyern (2013)	Pilot	Complete-arch FDP	Zirconia	9 composite resin	96	100
Molin and Karlsson (2008)	Prospective	FDP	Zirconia	19 composite resin	60	100
Ortorp et al. (2012)	Retrospective	Tooth-supported crown	Zirconia	143 zinc phosphate cement self-adhesive resin	60	88.8 12.5% debonded 6.6% debonded
Sailer et al. (2007)	Prospective	FDP	Zirconia	33 composite resins	53.4	73.9
Sasse and Kern (2013)	Prospective	Single-retainer RBFDP	Zirconia	30 composite resin	64.2	100
Sasse and Kern (2014)	Prospective	Single-retainer RBFDP	Zirconia	42 composite resin	61.8	100
Sax et al. (2011)	Prospective	FDP	Zirconia	57 composite resin	128.4	67 (FDP) 91.5 (framework)
Sorrentino, De Simone, et al. (2012)	Prospective	FDP	Zirconia	48 self-adhesive resin	60	100

FDP, fixed dental prosthesis; IRFDP, inlay-retained fixed dental prosthesis; RBFDP, resin-bonded fixed dental prosthesis.

**Figure 41** : Études cliniques à long terme sur le collage des restaurations en zircone. [104]

Ces études donnent globalement de bons résultats sur le collage de la zircone. Une analyse de la situation est nécessaire pour chaque cas (étude de l'occlusion) pour potentialiser les chances de réussite du collage.

Une étude [104] a comparé le collage (résine auto-adhésive) au scellement (ciment phosphate de zinc) de couronnes en zircone. Il est alors observé un décollement plus important pour les couronnes scellées comparativement à celles collées (12,5% contre 6,6%).

Le collage de ce type de restaurations en zircone semble donc être une bonne alternative.

Le chipping est l'une des complications qui revient le plus régulièrement pour les restaurations en zircone.

Comme vu précédemment, les cantilevers antérieures ont un très bon taux de survie.

Un pré-traitement des surfaces de collage et l'application d'un primaire ou d'une résine composite contenant un monomère spécial est nécessaire pour réaliser un collage efficace.

Cette analyse fait également remarquer que pour l'heure, il n'y a pas d'étude clinique à long terme sur le collage des restaurations partielles en céramique de haute résistance ou sur les restaurations monolithique en zircone.

## CONCLUSION

La zircone est un matériau au cœur de l'actualité dans la recherche sur les biomatériaux dentaires. Ses bonnes propriétés physiques et biologiques ne sont plus à démontrer. Cependant, le collage de la zircone reste toujours dans le débat.

Malgré tout, selon l'état des données actuelles de la science, la zircone ne peut plus être considérée comme un matériau qui ne se colle pas. En effet, les nombreuses recherches ont abouti à des protocoles permettant d'obtenir une adhésion de la zircone aux tissus dentaires. À l'heure actuelle, le protocole qui semble le plus simple et efficace, est l'utilisation d'un adhésif contenant des monomères de phosphates sur une zircone fraîchement air-abrasée.

Cependant, des études sur le long terme sont nécessaires pour évaluer quels matériaux et quels techniques peuvent être recommandés pour le collage des restaurations en zircone.

En effet, il n'existe pas pour le moment de consensus sur la meilleure méthode permettant de coller la zircone.

Une connaissance des propriétés des différents matériaux utilisés par les praticiens pour le collage de la zircone est nécessaire, au risque d'assembler des éléments incompatibles entre eux et donc d'obtenir un résultat inefficace.

Des protocoles simples et fiables sont impératifs pour permettre une bonne reproductibilité et une facilité d'application clinique.

## BIBLIOGRAPHIE

**[1] Margossian P, Laborde G.**

Restaurations céramo-céramiques.  
Encycl Méd Chir (Paris), Odontologie, 23272 C<sup>15</sup>, 2007,9.

**[2] Mahiat Y.**

La zircone:cette méconnue.  
Stratégie Prothétique 2006;6(1):55-65.

**[3] Stevens R.**

Zirconia and zirconia ceramics. 5eme ed.  
New York : Magnesium Elektron, 1986 : 51.

**[4] Société chimique de France.**

Zirconium.  
<http://www.societechimiquedefrance.fr/zirconium.html>

**[5] Piconi C, Maccauro G.**

Zirconia as a ceramic biomaterial.  
Biomaterials. 1999 jan ; 20 (1) : 1-25.

**[6] Tricot R.**

Zirconium et hafnium.  
Traité sciences et techniques de l'ingénieur. Doc. M 2 360 , 1994.

**[7] Tricot R.**

The metallurgy and functional properties of hafnium.  
J Nucl Mater. 1992 ; 189 (3) : 277-288.

**[8] Lemaignan C.**

Sciences des matériaux pour le nucléaire.  
Les Ulis : EDP Sciences, 2004.

**[9] Sandhaus S, Pasche K.**

Utilisation de la zircone en implantologie : l'implant Sigma d'après Sandhaus.  
Implantodontie. 1997 ; 27 : 71-83.

**[10] Moulin G, Favogeon J, Beranger G.**

Zircone-céramique fonctionnelle.  
Tech Ing Biomater Biomech. 2008. [Epub ahead of print]

**[11] Koutayas SO et coll.**

Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough.  
Eur J Esthet Dent. 2009 ; 4(4): 348–380.

**[12] Abd El-Ghany O.S, Sherief A.H.**

Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review.  
Future Dent J. 2016 ; 2(2) :55-64.

**[13] Dambreville A, Philippe M, Ray A.**

La céramique de Zircone ou "la nuit tous les chats sont gris".  
Maitrise Orthop. 1998 ; 78:1-5.

**[14] Ngueyo Y, Martin C.**

Développement de panneaux de particules à base d'écorce d'épinette et de peuplier faux-tremble. Thèse : de docteur en science du bois, Université Laval, 2008.

**[15] Haussonne JM, Carry C, Bowen P, Barton J.**

Traité des matériaux -Céramiques et verres: principes et techniques d'élaboration.  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2005.

**[16]Laboratoire Technident.**

Prothèse dentaire : céramique zircone.  
<http://www.tecnident.fr/ceramique-zircone.php>

**[17] Pelissier B.**

Matériaux et CFAO dentaire.  
Fil Dent. 2010 ; 51:58-62.

**[18] Gremillard L.**

Comportement des céramiques biomédicales.  
Paris: École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 2007.

**[19]Miragaya LM et coll.**

Effect of intra-oral aging on t→m phase transformation, microstructure, and mechanical properties of Y-TZP dental ceramics.  
J Mech Behav Biomed Mater. 2017 ;72:14-21.

**[20]Deschamps-Lenhardt S, Do N M, Perez C.**

Actualisation des indications de la zircone en prothèse fixée.  
Cah Prothèse. 2017;179:38-44.

**[21]LF Guilardi LF et coll.**

Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic.  
J Mech Behav Biomed Mater. 2017 ;65:849-856.

**[22]Špehar D, Jakovac M.**

New knowledge about zirconium-ceramic as a structural material in fixed prosthodontics.  
Acta Stomatol Croat. 2015;49(2):137-144.

**[23] Turp V et coll.**

Evaluation of hardness and fracture toughness, coupled with microstructural analysis, of zirconia ceramics stored in environments with different pH values.  
Dent Mater J. 2012; 31(6): 891–902.

**[24] Poujade JM , Zerbib C , Serre D.**

Céramiques dentaires.  
EMC-Dentisterie. 2004 ; 1(2) :101–117.

**[25] Manicone PF et coll.**

An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications.  
J Dent. 2007 ; 35(11) : 819–826.

**[26] Fantozzi G, Niepce JC, Bonnefont G.**

Les céramiques industrielles: Propriétés, mise en forme et applications.  
Paris : Dunod, 2013.

**[27] Ozer F et coll.**

Effect of thickness and surface modifications on flexural strength of monolithic zirconia.  
J Prosthet Dent. 2017 [Epub ahead of print]

**[28] Chougule KJ et coll.1.**

An in vitro comparative evaluation of flexural strength of monolithic zirconia after surface alteration utilising two different techniques.  
J Clin Diagn Res. 2017 ; 11(8) : ZC20–ZC23.

**[29] Nemli SK et coll.**

Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy.  
J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2012; 100(2) : 416-24.

**[30] Powers JM, Wataha JC.**

Dental materials: properties and manipulation. 10ème ed  
St Louis : Elsevier, 2013.

**[31] Renjo MM et coll.**

Indentation size effect of Y-TZP dental ceramics.  
Dent Mater. 2014 ; 30(12) : e371-6.

**[32] Traini T et coll.**

Fracture toughness and hardness of a Y-TZP dental ceramic after mechanical surface treatments.  
Clin Oral Investig. 2014 ; 18(3) : 707-14.

**[33] Stawarczyk B et coll.**

Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists.

Acta Odontol Scand. 2013; 71(1): 102–112.

**[34] Accary M, Aimon D, Bécot FX et coll.**

Chimie et transports - vers des transports décarbonés.

Les Ulis : EDP Sciences, 2014.

**[35] Bavbek AB et coll.**

Radioactive potential of zirconium-dioxide used for dental applications.

J Appl Biomater Funct Mater. 2014; 12 (1): 35-40.

**[36] Shahmiri R et coll.**

Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review.

J Prosthet Dent. 2018 ; 119(1) : 36-46.

**[37] Margossian P et coll.**

Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques.

Réal Clin. 2010 ; 21(3) : 41-51.

**[38] Koc D et coll.**

Bite force and influential factors on bite Force measurements: a literature review,

Eur J Dent. 2010 ; 4(2) : 223-232..

**[39] Zhang Y et coll.**

Fracture-resistant monolithic dental crowns.

Dent Mater. 2016; 32(3) : 442-9.

**[40] Febvre P, Taillet R, Villain L.**

Dictionnaire de physique. 3ème ed.

Bruxelles: de Boeck, 2013.

**[41] Le CNIFPD en Action.**

Tout ce que vous avez toujours voulu savoir sur la Zircone...

Prothèse Dent Fr Actual. 2010 ; 8:10-13.

**[42] Bhargava S et coll.**

Effect of sandblasting on the mechanical properties of Y-TZP zirconia.

Biomed Mater Eng. 2012 ; 22(6) :383–398.

**[43] Fonseca RG et coll.**

Effect of surface and heat treatments on the biaxial flexural strength and phase transformation of Y-TZP ceramic,

J Adhes Dent. 2014; 16(5) : 451-8.

**[44] Mathieu HJ, Bergmann E, Gras R.**

Analyse et technologie des surfaces: couches minces et tribologie.  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2003.

**[45] Cognard J.**

Science et technologie du collage.  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2003.

**[46] Aufray M.**

Fascicule : adhésion et adhérence des matériaux.  
6 octobre 2009  
<http://maelenn.aufray.free.fr/cours/fascicule-cours-adhesion-011009.pdf>

**[47] Kausc HH, Heymans N, Plummer CJ, Decroly P.**

Matériaux polymères: propriétés mécaniques et physiques principes de mise en œuvre,  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2001.

**[48] Degrange M.**

Évolution et efficacité des nouveaux systèmes adhésifs amélo-dentaires.  
Clinic 2003 ; 24(8) : 517-518.

**[49] Dupuis V, Felenc S, Margerit J.**

Les matériaux de l'interface dento-prothétique : scellement et collage.  
Rueil-Malmaison : CdP, 2011.

**[50] Roulet JF, Degrange M.**

Collages et adhésion : la révolution silencieuse.  
Paris : Quintessence International, 2000.

**[51] Briand J.**

Phénomènes d'interface. Agents de surface: principes et modes d'action,  
Paris : Technip, 1989.

**[52] Haudin JM, Montheillet F.**

Notions fondamentales sur les matériaux dentaires. Structure des métaux et des alliages.  
Paris : S.N.P.M.D, 1984.

**[53] Marniquet S, Fron Chabouis H.**

Matériaux actuels pour les restaurations partielles. 2015  
<http://www.lefildentaire.com>

**[54] Coussat Ph, Colat-Parros J.**

Les résines composites.  
J Biomater Dent 1996, 11: 163-187.

**[55] Kern M, Thompson VP.**

Sandblasting and silica coating of a glass-infiltrated alumina ceramic: Volume loss, morphology, and changes in the surface composition.  
J Prosthet Dent. 1994 ;71(5) :453-461.

**[56]Dental Tribune.**

Sablage et amélioration de la liaison adhésive.  
Dent Tribune. 2013 ; 11:12-13.

**[57]Hooshmand T et coll.**

Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond.  
Dent Mater. 2004 ; 20(7):635-42.

**[58] Chaiyabutr Y et coll.**

The effect of hydrofluoric acid surface treatment and bond strength of a zirconia veneering ceramic.  
J Prosthet Dent. 2008 ; 100(3):194-202.

**[59]Matinlinna JP et coll.**

An introduction to silanes and their clinical applications in dentistry.  
Int J Prosthodont 2004 ; 17(2) : 155–64.

**[60]Matinlinna JP, Vallittu PK.**

Silane based concepts on bonding resin Composite to metals.  
J Contemp Dent Pract 2007 ; 8(2):001-008.

**[61]Zhang Y et coll.**

Damage accumulation and fatigue life of particle-abraded ceramics.  
Int J Prosthodont. 2006 ; 19(5):442–448.

**[62]Hallmann L et coll.**

Surface characterization of dental Y-TZP ceramic after air abrasion treatment.  
J Dent. 2012 ; 40(9):723–735.

**[63] Ozcan M et coll.**

Effect of air-particle abrasion protocols on the biaxial flexural strength, surface characteristics and phase transformation of zirconia after cyclic loading.  
J Mech Behav Biomed Mater. 2013 ; 20 : 19-28.

**[64] Tabari K et coll.**

The impact of plasma treatment of Cercon® zirconia ceramics on adhesion to resin Composite cements and surface properties.  
J Lasers Med Sci. 2017; 8(1): S56-S61.

**[65] Han GJ et coll.**

Promotion of resin bonding to dental zirconia ceramic using plasma deposition of tetramethylsilane and benzene.  
Eur J Oral Sci. 2017; 125(1): 81–87.

**[66] Kasraei S et coll.**

Bond strength of resin cement to CO<sub>2</sub> and Er: YAG laser-treated zirconia ceramic.  
Restor Dent Endod. 2014; 39(4) : 296-302.

**[67] Kara O et coll.**

Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics.  
Photomed Laser Surg. 2015; 33(2): 69-76.

**[68] Vicente PM et coll.**

The effect of femtosecond laser treatment on the effectiveness of resin-zirconia adhesive: an in vitro study.  
J Lasers Med Sci. 2016; 7(4): 214-219.

**[69] Lung CY et coll.**

The effect of silicacoating by sol–gel process on resin–zirconia bonding.  
Dent Mater J. 2013 ; 32(1) : 165–172.

**[70] Phark JH et coll.**

An in vitro evaluation of the long-term resin bond to a new densely sintered high-purity zirconium-oxide ceramic surface.  
J Prosthet Dent. 2009 ; 101(1): 29–38.

**[71] Kern M, Wegner SM.**

Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability.  
Dent Mater. 1998; 14 (1) : 64–71.

**[72] Kern, M.**

Resin bonding to oxide ceramics for dental restorations.  
J Adhes Sci Technol. 2009 ; 23(7-8) : 1097–1111.

**[73] Llerena-Icochea AE et coll.**

Bonding polycrystalline zirconia with 10-MDP–containing adhesives.  
Oper Dent. 2017 ; 42(3) : 335-341.

**[74] Azimian F et coll.**

Evaluation of a new universal primer for ceramics and alloys.  
J Adhes Dent. 2012 ; 14(3): 275–282.

**[75] Amaral M et coll.**

The potential of novel primers and universal adhesives to bond to zirconia.  
J Dent. 2014 ; 42(1): 90–98.

**[76] Pereira LL et coll.**

Can application of universal primers alone be a substitute for airborne-particle abrasion to improve adhesion of resin cement to zirconia?  
J Adhes Dent. 2015 ; 17(2): 169–174.

**[77] M. Wolfart M et coll.**

Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods.  
Dent Mater. 2007 ; 23(1): 45–50.

**[78] Ernst CP et coll.**

In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents.  
J Prosthet Dent. 2005 ; 93(6) : 551–558.

**[79] Tzanakakis EG et coll.**

Is there a potential for durable adhesion to zirconia restorations? A systematic review.  
J Prosthet Dent. 2016 ; 115(1) : 9-19.

**[80] Cavalcanti AN et coll.**

Y-TZP ceramics: key concepts for clinical application.  
Oper Dent. 2009 ; 34(3): 344–351.

**[81] Kern M.**

Bonding to oxide ceramics—Laboratory testing versus clinical outcome.  
Dent Mater. 2015 ; 31(1) : 8-14.

**[82] Depositphotos.**

Periodic table of the elements.  
<https://fr.depositphotos.com/29987639/stock-illustration-periodic-table-of-the-elements.html>

**[83] Mainjot A.**

Residual stress in veneering ceramic.  
Thèse : de docteur en mécanique, Université de Paris 13, 2011.

**[84] Colombie M et coll.**

Matériaux métalliques. 2ème ed.  
Paris : Dunod, 2008.

**[85] Farges F.**

À la découverte des minéraux et pierres précieuses. 2ème ed.  
Paris : Dunod, 2015.

**[86] Chevalier J.**

Caractérisation mécanique et optimisation des biocéramiques.  
Mémoire : d'Habilitation à diriger des recherches, INSA de Lyon, 2001.

**[87] Haussonne JM.**

Céramiques pour l'électronique et l'électrotechnique JM.  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 2002.

**[88] Miyazaki T et coll.**

Current status of zirconia restoration.  
J Prosthodont Res. 2013 ; 57(4) : 236–261.

**[89]Salvio LA et coll.**

Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin.  
Eur J Dent. 2013; 7(3):315-326.

**[90]Dbradović-Djuričić K et coll.**

Dilemmas in zirconia bonding: a review.  
Srp Arh Celok Lek. 2013 ; 141(5-6): 395-401.

**[91] Blatz MB et coll.**

How to bond zirconia: the APC concept.  
Compend Contin Educ Dent. 2016 ; 37(9) : 611-617.

**[92] de Oyagüe RC et coll.**

Influence of surface treatments and resin cement selection on bonding to denselysintered zirconium-oxide ceramic.  
Dent Mater. 2009; 25(2) : 172-179.

**[93] Torres SM et coll.**

The effect of surface treatments on the microshear bond strength of a resin luting agent and four all-ceramic systems.  
Oper Dent. 2009 ; 34(4) : 399-407.

**[94] Harding AB et coll.**

The effect of surface treatment of the interfacial surface on fatigue-related microtensile bond strength of milled zirconia to veneering porcelain.  
Prosthodont. 2012 ; 21(5) : 346–352.

**[95] Fischer J et coll.**

Effect of zirconia Surface treatments on the shear strength of zirconia/veneering ceramic composites.  
Dent Mater J. 2008 ; 27(3) : 448-454.

**[96] Nagaoka N et coll.**

Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia.  
Sci. Rep. 2017 ; 7 : 45563.

**[97] Sriamporn T et coll.**

Dental zirconia can be etched by hydrofluoric acid.  
Dent Mater J. 2014 ; 33(1) : 79–85.

**[98] Lee MH et coll.**

Improved resin–zirconia bonding by room temperature hydrofluoric acid etching.  
Materials. 2015 ; 8(3) : 850-866.

**[99] Liu D et coll.**

Effects of some chemical surface modifications on resin zirconia adhesion.  
J Mech Behav Biomed Mater. 2015 ; 46 : 23–30.

**[100] Casucci A et coll.**

Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic-resin cement microtensile bond strength.  
Dent Mater. 2011 ; 27(10) : 1024–1030.

**[101] Sasse M, Kern M.**

Survival of anterior cantilevered all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses made from zirconia ceramic.  
J Dent. 2014 ; 42(6):660-3.

**[102] Lüthy H et coll.**

Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic.  
Dent Mater. 2006 ; 22(2) : 195–200.

**[103] Chaar MS et coll.**

Five-year clinical outcome of posterior zirconia ceramic inlay-retained FDPs with a modified design.  
J Dent. 2015 ;43(12) : 1411-5.

**[104] Blatz MB et coll.**

The effect of resin bonding on long-term success of high-strength ceramics.  
J Dent Res. 2018 ; 97(2) : 132-139.

**[105] Zhang Y et coll.**

Novel zirconia materials in dentistry.  
J Dent Res. 2018 ; 97(2) : 140-147.

**[106] Chevalier J et coll.**

The tetragonal-monoclinic transformation in zirconia: Lessons learned and future trends.  
J Am Ceram Soc. 2009 ; 92(9) : 1901-1920.

**[107] Mercier JP, Zambelli G, Kurz W.**

Introduction à la science des matériaux.  
Lausanne : Presses polytechniques et universitaires romandes, 1999.

**[108] Çökeli D et coll.**

Modification of glass fibers to improve reinforcement: a plasma polymerization technique.  
Dent Mater. 2007; 23(3) : 335– 342.

**[109] Prathyusha P et coll.**

Maryland bridge: an interim prosthesis for tooth replacement in adolescents.  
Int J Clin Pediatr Dent. 2011 ; 4(2) : 135-138.

**[110] Chen J et coll.**

A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic resin-bonded fixed dental prostheses.  
J Prosthodont. 2017 [Epub ahead of print]

**[111] Rochette AL.**

Attachment of a splint to enamel of lower anterior teeth.  
J Prosthet Dent. 1973 ; 30(4) : 418-423.

**[112] Livaditis GJ et coll.**

Etched castings: an improved retentive mechanism for resin-bonded retainers.  
J Prosthet Dent. 1982 ; 47(1) : 52-58.

**[113] Stylianou A et coll.**

Restoring congenitally missing maxillary lateral incisors using zirconia-based resin bonded prostheses.  
J Esthet Restor Dent. 2016 ; 28(1) : 8-17.

**[114] Klink A et coll.**

Zirconia-based anterior resin-bonded single-retainer cantilever fixed dental prostheses: A 15- to 61-month follow-up.  
Int J Prosthodont. 2016 ; 29(3):284-6.

**[115] Kern M et coll.**

Ten-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors.  
J Dent. 2017 ; 65 : 51-55.

**[116] Rathmann F et coll.**

Veneered zirconia inlay-retained fixed dental prostheses: 10-Year results from a prospective clinical study.  
J Dent. 2017 ; 64 : 68-72.

## TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1: Ténacité des matériaux .....	25
Tableau 2: Résistance à la flexion .....	27
Tableau 3: Module d'élasticité .....	28
Tableau 4: Résistance à la compression.....	29

## TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1: Tableau périodique des éléments de Mendeleïev .....	12
Figure 2: Microstructure schématisée de type polycristalline pure (sans phase vitreuse).....	13
Figure 3: Fragment de baddeleyite .....	13
Figure 4: Cristal de zircon .....	14
Figure 5: Maille monoclinique . ... ..	16
Figure 6: Maille quadratique .....	17
Figure 7: Maille cubique .....	17
Figure 8: Diagramme partiel de phases de la zircone.....	18
Figure 9: Procédés de fabrication des restaurations en zircone .....	24
Figure 10: Renforcement par transformation de phase .....	26
Figure 11: Images d'indentation en microscopie électronique à balayage.....	30
Figure 12: Images en microscopie électronique à balayage après les différents cycles de mastication de la zircone monolithique polie manuellement (MAZ) et mécaniquement (MEZ) .....	31
Figure 13: Images en microscopie électronique à balayage de l'émail antagoniste de la zircone monolithique polie manuellement (MAZ) et polie mécaniquement (MEZ) après les différents cycles de mastication.....	31
Figure 14: Interaction de la lumière avec les matériaux et leurs microstructures.....	33
Figure 15: Effets des facteurs intrinsèques et extrinsèques sur les propriétés optiques de la zircone.....	34
Figure 16: Observation par microscopie électronique à balayage de fibroblastes cultivés sur zircone.....	36
Figure 17: Calcul de la charge critique de fendage avec une sphère d'un rayon $r=0,78\text{mm}$ .....	39
Figure 18: Interactions de quatre surfaces lors du collage créant deux interfaces solide/liquide.....	42
Figure 19: Les trois énergies influencent l'étalement de l'adhésif sur le substrat.....	45
Figure 20: Photographie en microscopie électronique à balayage de l'infiltration d'adhésif au niveau de la dentine.....	46
Figure 21: Liaison covalente de deux atomes d'hydrogène.....	47
Figure 22: Réaction d'estérification de l'acide méthacrylique et de l'alcool glycidique.....	50
Figure 23: Réaction d'addition du méthacrylate de glycide et du Bisphénol A donnant naissance au Bis-GMA .....	50
Figure 24: Réaction de formation de l'UDMA.....	50
Figure 25: Le silane une molécule bifonctionnelle .....	58
Figure 26: Mécanismes d'adhésion du silane sur une surface céramique et au composite de collage.....	59
Figure 27: Set de base Pyrosil® contenant et un flacon de primaire.....	60
Figure 28: Cojet® system.....	61
Figure 29: Le dépôt de silice par tribochimie.....	62
Figure 30: Structure d'un monomère MDP.....	67
Figure 31: Schéma des différents modèles d'interactions entre le monomère 10-MDP et la surface de la zircone.....	67
Figure 32: kit d'introduction Panavia™ V5.....	70
Figure 33: RelyX™ Unicem 2 Clicker™ 3M ESPE.....	71

Figure 34: Coffret Superbond C&B® (Sun Medical).....	72
Figure 35: Vue palatine d'un bridge Maryland.....	75
Figure 36: Bridge collé à armature en zircone.....	77
Figure 37: Vue palatine des deux bridges collés en place.....	77
Figure 38: Vue palatine de deux cantilever en zircone.....	78
Figure 39: Prothèse collée avec deux inlays remplaçant une molaire.....	79
Figure 40: Bridge en zircone avec inlays et ailettes.....	80
Figure 41: Études cliniques à long terme sur le collage des restaurations en zircone.....	81

page de permis d'impression

**BOURSIN (Cécile).** – Le collage des restaurations dentaires en zircone. – 99 p ; ill ; tabl ; 116 réf ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2018)

### **RÉSUMÉ**

La zircone est un matériau populaire utilisé pour les restaurations prothétiques en Odontologie. Ce matériau, couramment utilisé depuis quelques années, pose cependant encore beaucoup de questionnements sur le meilleur moyen de l'assembler aux tissus dentaires. En effet, le débat entre le scellement et le collage de la zircone est un thème récurrent. Les recherches actuelles tentent de développer des techniques pour obtenir un collage fiable et simple de la zircone.

### **RUBRIQUE DE CLASSEMENT**

Biomatériaux

### **MOTS CLÉS MESH:**

Zirconium-Zirconium

Collage dentaire-Dental bonding

Adhésifs-Adhesives

### **JURY**

Président : Professeur Amouriq Y.

Assesseur : Docteur Lanoiselee E.

Co directeur : Docteur Bodic F.

Directeur : Docteur Jordana F.

### **ADRESSE DE L'AUTEUR**

19 Rue Voltaire – 44000 Nantes

boursin.cecile@orange.fr