

UNIVERSITÉ DE NANTES
UNITÉ DE FORMATION ET DE RECHERCHE D'ODONTOLOGIE

Année 2020

N° 3622

LE COLLAGE DES NOUVELLES ZIRCONES

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE

présentée
et soutenue publiquement par

MAIMBOURG Quentin
Né le 19/08/1993

le 28 / 04 / 2020 devant le jury ci-dessous

Président : M. le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : M. le Docteur François BODIC

Assesseur : M. le Docteur Erwann FREUCHET

Membre Invité : M.le Docteur Edouard LANOISELEE

Directeur de thèse : Mme. Le Docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr LABOUX Olivier	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr GIUMELLI Bernard <u>Assesseurs</u> Dr RENAUDIN Stéphane Pr SOUEIDAN Assem Pr WEISS Pierre	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte	M. LESCLOUS Philippe
M. AMOURIQ Yves	Mme PEREZ Fabienne
M. BADRAN Zahi	M. SOUEIDAN Assem
M. GIUMELLI Bernard	M. WEISS Pierre
M. LE GUEHENNEC Laurent	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. BOHNE Wolf	M. JEAN Alain
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles	M. ALLIOT Charles
Mme ARMENGOL Valérie	M. AUBEUX Davy
Mme BLERY Pauline	Mme BARON Charlotte
M. BODIC François	Mme BEAURAIN-ASQUIER Mathilde
Mme CLOITRE Alexandra	M. BOUCHET Xavier
Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie	M. FREUCHET Erwan
M. DENIS Frédéric	M. GUIAS Charles
Mme ENKEL Bénédicte	Mme HASCOET Emilie
M. GAUDIN Alexis	M. HIBON Charles
M. HOORNAERT Alain	M. HUGUET Grégoire
Mme HOUCHMAND-CUNY Madline	M. KERIBIN Pierre
Mme JORDANA Fabienne	M. OUVARD Pierre
M. KIMAKHE Saïd	M. RETHORE Gildas
M. LE BARS Pierre	M. SARKISSIAN Louis-Emmanuel
Mme LOPEZ-CAZAUX Serena	M. SERISIER Samuel
M. NIVET Marc-Henri	
M. PRUD'HOMME Tony	
Mme RENARD Emmanuelle	
M. RENAUDIN Stéphane	
Mme ROY Elisabeth	
M. STRUILLON Xavier	
M. VERNER Christian	
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile (Praticien Hospitalier)	Mme QUINSAT Victoire (Praticien Hospitalier Attaché)
Mme LEROUXEL Emmanuelle (Praticien Hospitalier)	Mme RICHARD Catherine (Praticien Hospitalier Attaché)
	Mme HYON Isabelle (Praticien Hospitalier Contractuel)

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

A 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

Habilitation 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 tous vos enseignements cliniques et théoriques
tout au long de cette formation universitaire.*

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

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de conférence 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 tous vos enseignements au cours de mon cursus,

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

A 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 siéger au sein de ce jury

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

*Veillez recevoir toute ma gratitude
remerciements.*

A Monsieur le Docteur Erwann Freuchet

Assistant Hospitalier Universitaire des C.S.E.R.D

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 siéger au sein de ce jury

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

*Veillez recevoir toute ma gratitude
remerciements.*

Table des matières

1. INTRODUCTION.....	5
2. LES ZIRCONES NOUVELLES GENERATIONS.....	7
2.1. Définitions.....	7
2.2. Sources minérales.....	8
2.3. Historique.....	9
2.4. Les différentes phases cristallines de zircons.....	12
2.4.1. La phase monoclinique(5).....	12
2.4.2. La phase quadratique/tétraogonale(5).....	13
2.4.3. La phase cubique(5).....	13
2.4.4. La transformation de phase quadratique à monoclinique.(5) (9).....	14
2.5. La zircone stabilisée. (10).....	14
3. RAPPELS SUR LE COLLAGE.....	16
3.1. Introduction au collage.(13).....	16
3.2. Principe de l'adhésion .(14) , (13).....	16
3.2.1. Définition.....	16
3.2.2. Critères d'une adhésion pérenne.....	17
3.2.2.1. La mouillabilité du substrat.....	17
3.2.2.2. Viscosité de l'adhésif.....	18
3.2.2.3. L'état de surface.....	18
3.3. Les différents polymères de collage (15).....	18
3.3.1. Matériaux sans système adhésif propre.....	18
3.3.1.1. Mise en place d un système adhésif émail dentine.....	18
3.3.1.1.1. <i>Mordançage (14)</i>	18
3.3.1.1.2. <i>Primaire (14)</i>	19
3.3.1.1.3. <i>Adhésif (14)</i>	19
3.3.1.1.4. <i>Classification des différents systèmes adhésifs(14)</i>	19
3.3.1.2. Les composites de collage(14).....	19
3.3.1.3. Matériaux avec système adhésif propre.....	20
4. LES DIFFÉRENTS TRAITEMENTS DE SURFACE DES ZIRCONES TRANSLUCIDES ET ULTRA TRANSLUCIDES.....	20
4.1. Améliorer la rugosité de surface de la zircons.....	20
4.1.1. Méthode de traitement de surface provoquant un emboîtement mécaniques.....	21
4.1.1.1. Le sablage.....	21
4.1.1.2. Traitement Laser.....	23
4.1.1.2.1. Laser CO2.....	24
4.1.1.2.2. Le Laser Femtosecond.....	24
4.1.1.3. Pulvérisation fusion (18).....	26
4.1.1.4. Mordançage.....	27
4.1.1.5. Autres traitements.....	29
D'autres traitements existent, comme la gravure chimique à chaud ou le revêtement d'alumine nanostructuré.....	29
4.1.2. Méthodes de traitement de surface provoquant l'adhésion chimique.....	29
4.1.2.1. Le 10-MDP (10-méthacryloyloxydécyl dihydrogénophosphate).....	29
4.1.3. Méthode de traitement de surface provoquant un emboîtement mécanique et des liaisons chimiques.....	33
4.1.3.1. La méthode tribochimique.....	33
4.1.3.2. L'infiltration sélective.....	35
4.1.3.3. Traitement mécanique + 10-MDP.....	37

4.2. Améliorer la mouillabilité de la surface.....	37
4.2.1. Fluoruration de Gaz(37).....	37
5. VARIABLES QUI INFLUENT SUR LE COLLAGE.....	38
5.1. La photopolymérisation.....	38
5.1.1. Taux de conversion et micro dureté.....	38
5.1.2. Les modes de photopolymérisation et les épaisseurs de zircone.....	39
5.2. Les colorants présents dans les colles.....	40
5.3. Décontamination et nettoyage.....	41
5.4. Collage en implantologie.....	41
6. LES COLLES.....	42
6.1. Le Panavia.....	42
6.1.1. Le Panavia V5(40).....	42
6.1.2. Panavia F 2:00(41).....	43
6.1.3. Le Superbond(42).....	43
6.1.4. Relyx utlimate(38).....	44
6.2. Colle auto-adhésive ou colle avec potentiel adhésive?.....	44
7. (33) CAS CLINIQUE.....	45
7.1. A un an d'une pose de facette Prettau anterior® par méthode tribochimique et système Excite F Ivoclar vivadent®.....	45
8. CONCLUSION.....	48

1. INTRODUCTION

Les zircons nouvelles générations translucides et hautement translucides font suite à la zircon référence 3Y-TZP datant des années 60.

Dans le cadre de l'odontologie, la zircon 3 Y-TZP possède des propriétés mécaniques élevées, ainsi qu'une bonne biocompatibilité, lui permettant d'être utilisée pour les restaurations postérieures en «full zircon», en armature de bridges, implantologie et en chape céramique.

Les restaurations en zircon monolithique ont l'avantage d'être plus simple à fabriquer, moins chères et sont caractérisées par l'absence de chipping.

Cependant, deux contraintes voient leur utilisation se limiter : la zircon 3Y-TZP est opaque, et se colle difficilement. Si le problème du collage a trouvé des solutions utilisant un protocole rigoureux, son manque d'esthétisme en revanche reste un frein pour les reconstitutions du secteur antérieur.

C'est pourquoi, depuis quelques années les industriels mettent au point de nouvelles zircons.

Ces nouvelles zircons sont plus translucides et donc plus esthétiques. Bien que possédant des valeurs mécaniques moindres, elles restent néanmoins compétitives faces aux céramiques esthétiques qui font références, les disilicates de lithium et alumines.

Si nous savons que ces nouvelles zircons présentent des atouts intéressants, pour une utilisation répandue, il faut également qu'elles puissent être utilisées suivant le concept de l'économie tissulaire, à savoir adhérer sur des préparations non rétentes.

C'est l'objectif de ce travail : les nouvelles zircons se prêtent-elles au collage ? Quels sont les protocoles les plus à même de répondre à une pratique quotidienne de cabinet ?

Nous ferons un rappel de ce qu'est la zircon et de ses propriétés, ensuite, nous reverrons les notions de collage et présenterons les résultats récents d'études portant sur le collage de ces zircons translucides

2. LES ZIRCONES NOUVELLES GENERATIONS

2.1. Définitions

Il existe plusieurs types de zircons, les conventionnelles, les translucides, les ultra translucides et elles présentent toutes le même élément de base, la zircon. Ce mot définit le dioxyde de zirconium (ZrO_2) composé de «l'élément chimique de numéro atomique 40, de symbole Zr».

«Le nom "Zirconium" vient du mot arabe "Zargon" qui signifie "de couleur dorée" qui vient à son tour des deux mots Persans, Zar (or) et Gun (couleur)».(1)

The image shows a standard periodic table with elements color-coded by groups. The element Zirconium (Zr, atomic number 40) is highlighted with a red circle. It is located in the d-block, specifically in the 4th period and 4th group (IVB). The table includes elements from Hydrogen (H) to Oganesson (Og), with Lanthanides and Actinides shown separately at the bottom.

Figure 1: Tableau de Mendeleïev (2)

Comme on peut le voir sur le tableau de Mendeleïev (figure1), le zircon est un métal de transition appartenant, à la famille du titane et de l'hafnium.(2)

Actuellement, la céramique zircon la plus répandue en dentisterie est la 3 Y-TZP, qui est stabilisée en phase tétragonale par 3 moles d'yttrium et 0,25 moles d'oxyde de lanthanés, c'est également la plus résistante mécaniquement (3)

Cependant, cette dernière présente une opacité élevée en raison de la biréfringence inhérente à la zircon non cubique, entraînant une dispersion de la lumière. (4)

Ce qui différencie les nouvelles zircons sont leur translucidité tout en conservant ou améliorant

leurs propriétés biologiques, mécaniques, et physiques.

Ces améliorations ont été menées au fil des années par les laboratoires et sont apparues sur le marché plusieurs zircons, classées sous les termes génériques de «nouvelles zircons», «zircons nouvelles générations», «zircons hautement translucides», dopées en yttrium, en lanthane, ou restreintes en alumine en différentes proportions. On retrouve par exemple :

- Zpex «conventionnelle» (Tosoh Coporation) à 3mol% d'oxyde d'yttrium et 0.05 % de poids en oxyde d'aluminium
- Zpex smile « hautement translucide » (Tosoh Coporation) à 5mol% d'oxyde d'yttrium et 0.05 % de poids en oxyde d'aluminium (3).

2.2. Sources minérales

La production de zircon se fait à partir de deux minéraux

-Le zircon : dit silicate de zirconium de formule chimique $ZrSiO_4$. C'est la source principale. On trouve le zircon en Australie, en Afrique du sud et aux Etats Unis, sur les plages de sable zirconifère. Le sable est alors purifié afin de ne conserver que la zircon. (5)



Figure 2: Cristal de zircon(2)

- La Baddeleyite : c'est un minéral rare qui correspond à la forme monoclinique stable de l'oxyde de zirconium. On le retrouve principalement en Afrique du sud mais sa rareté en fait une source non pertinente pour l'exploitation industrielle (figure 3).(6)

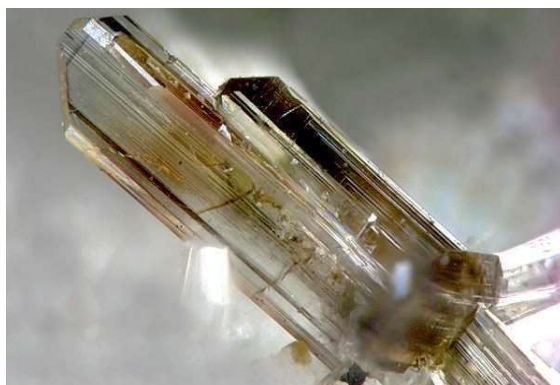


Figure 3 : Cristal de baddeleyite (45)

2.3. Historique

Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) fût découvert accidentellement par le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth en 1789 alors qu'il travaillait sur le chauffage de certaines pierres précieuses. (7)

Depuis, la zircone est utilisée dans l'industrie notamment en aéronautique et dans les secteurs de la mécanique et de la chimie. Ce n'est pas non plus un matériau nouveau dans le domaine biomédical. Après de premiers travaux dans les années 1960, elle a été utilisée dès 1985 comme biocéramique inerte implantable en orthopédie : tête fémorale pour les prothèses de hanche, prothèse de genou et de doigt. La zircone a également été utilisée dans d'autres applications du secteur dentaire : tenons radiculaires, implants, brackets (8).

Pour tenter d'améliorer les céramiques monolithiques et gagner en translucidité, la 3Y-TZP a été raffinée en grande partie en réduisant considérablement la concentration d'additifs à base d'alumine et en éliminant la porosité par frittage à température plus élevée. Cela a conduit à une amélioration modeste de la translucidité (4).

La troisième étape du développement de la zircone monolithique est venue en utilisant :

- un indice d'yttrium plus élevé dans la zircone partiellement stabilisée, 4% ou 5% mol. induisant des quantités accrues de zircone en phase cubique,
- des grains d'une granulométrie supérieure.

La translucidité en a été nettement améliorée, mais la force et la ténacité ont été diminuées parce que la zircone cubique ne subit plus de transformation induite par le stress. (4)

On peut simplifier en nommant les zircons translucides, les zircons fortement enrichies en yttrium et ou contenant de très faibles quantités d'alumine.(tableau 1) .

Table. Generations of Representative Dental Zirconias and Glass-Ceramics.

Generation: Material	Manufacturer	Composition ^a	E, GPa	T, MPa·m ^{1/2}	S, GPa
Zirconia					
1					
Lava Frame	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.5
Prettau Zirconia	Zirconzhan	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.4
KaVo Everest ZH	KaVo Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.2–1.4
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Zenostar MO	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.3
2					
Lava Plus	3M ESPE	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Cercon ht	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.1–1.3
Vita YZ HT	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Bruxir Full-Strength	Glidewell	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	1.0–1.2
Zpex	Tosoh	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Zenostar T	Wieland Dental	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Luxisse Dental	Heany	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
Katana HT/ML	Kuraray Noritake	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
inCerts TZI	Dentsply Sirona	3Y-TZP (< 15% c)	200–210	3.5–4.5	0.9–1.1
3					
Zpex 4	Tosoh	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.8–1.0
IPS e.max ZrCAD MT	Ivoclar Vivadent	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.8–0.9
Zenostar MT	Wieland Dental	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.6–0.8
Katana ST/STML	Kuraray Noritake	4Y-PSZ (> 25% c)	200–210	2.5–3.5	0.6–0.8
Lava Esthetic	3M ESPE	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.7–0.9
Cercon xt	Dentsply Sirona	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.7–0.8
DD cube X ²	Dental Direkt Materials	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.5–0.8
BruxZir Anterior	Glidewell	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.6–0.7
Prettau Zirconia	Zirconzhan	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.6–0.7
Katana UT/UTML	Kuraray Noritake	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.5–0.6
Zpex Smile	Tosoh	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.4–0.5
Luxisse +	Heany	5Y-PSZ (> 50% c)	200–210	2.2–2.7	0.4–0.5
Lithia-silicate glass-ceramic					
1					
IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO ₂)	100–110	2.0–2.5	0.45–0.5
IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	LS2 (4 wt% ZrO ₂)	100–110	2.0–2.5	0.42–0.46
2					
Obsidian	Glidewell	LS (4–6 wt% ZrO ₂)	100–110	2.0–2.5	0.3–0.4
3					
Celtra Press	Dentsply DeTrey	LS2/LMS (10 wt% ZrO ₂)	100–110	2.0–2.5	0.45–0.5
Celtra Duo	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	106–110	2.0–2.5	0.35–0.4
Celtra CAD	Dentsply DeTrey	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	100–106	2.0–2.5	0.35–0.4
Suprinity	Vita Zahnfabrik	LMS/LS2 (10 wt% ZrO ₂)	100–106	2.0–2.5	0.35–0.4

Data compiled from manufacturers and literature sources, with broad value ranges encompassing variability in reported values.
 3Y-TZP, 3 mol% yttria partially stabilized tetragonal zirconia polycrystal; 4Y-PSZ, 4 mol% yttria partially stabilized zirconia; 5Y-PSZ, 5 mol% yttria partially stabilized zirconia; E, modulus; LMS, lithium metasilicate; LS, lithium silicate; LS2, lithium disilicate; S, flexural strength; T, fracture toughness; ZrO₂, zirconia.
²Cubic (c) phases in zirconia; ZrO₂ content in glass-ceramic.

Tableau 1 : Les différentes générations de zircons et de vitro-céramiques(4)

2.4. Les différentes phases cristallines de zircons

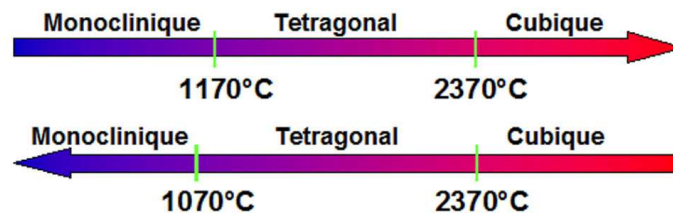


Figure 4: Les transformations allotropiques des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement(9)

2.4.1. La phase monoclinique (5)

A pression atmosphérique et de la température ambiante jusqu'à 1170°C, la zircone est en phase monoclinique. C'est à dire que les cristaux vont s'organiser en forme de prismes déformés à côtés parallélépipédiques. Cette phase présente peu de propriétés mécaniques intéressantes.(figure 5)

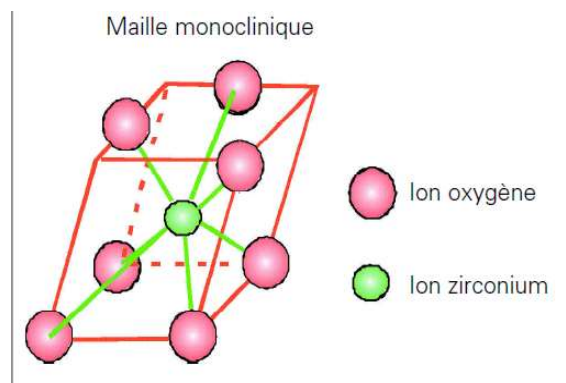


Figure 5: Maille monoclinique(5)

2.4.2. La phase quadratique/téragonale (5)

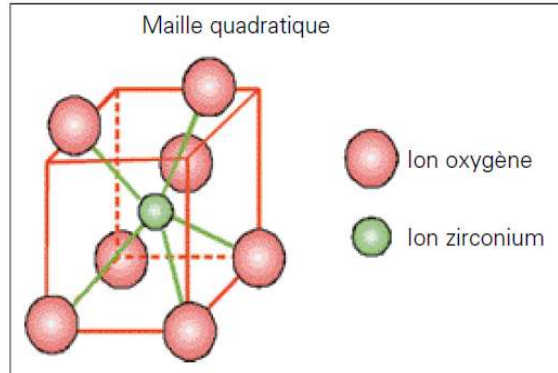


Figure 6 : Maille quadratique(5)

A pression atmosphérique et de 1170°C à 2370°C, sa structure se transforme en phase quadratique/téragonale, elle est dite métastable. La structure cristalline se forme en prismes droits à côtés rectangulaires. C'est sous cette forme que ses qualités mécaniques sont les plus importantes (figure 6).

2.4.3. La phase cubique (5)

A pression atmosphérique et au-dessus de 2370°C jusqu'au point de fusion (2680°C), la zircone passe en phase cubique. Les propriétés mécaniques sont diminuées bien que supérieures à la phase monoclinique et les caractéristiques optiques seront augmentées. Les zircons nouvelles générations cherchent à augmenter la proportion de cette phase malgré quelques compromis mécaniques (figure 7).

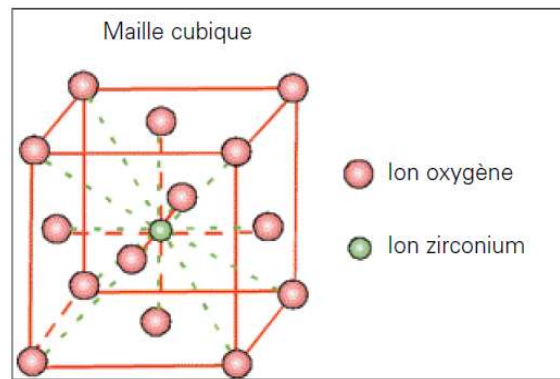


Figure 7: maille cubique(5)

2.4.4. La transformation de phase quadratique à monoclinique (5, 9)

Après frittage, le refroidissement de la céramique induit une transition de phase quadratique à la phase monoclinique (sous 950°C). Cette transformation va changer la qualité de la structure, ainsi qu'induire une augmentation de 4,5 % du volume. Sous ces conditions, les pièces prothétiques se fissureraient. D'où la nécessité de stabiliser cette zircone en phase quadratique/cubique.

2.5. La zircone stabilisée (10)

I. Denry et R. Kelly ont démontré que l'on pouvait stabiliser totalement ou partiellement la zircone en augmentant la concentration de ces mêmes oxydes, que ce soit pour la phase tétragonale ou cubique, afin de préserver les propriétés mécaniques recherchées lors du refroidissement à température ambiante. (11) (figure 8)

Aujourd'hui, les oxydes stabilisateurs les plus utilisés sont l'yttrium, le cérium, le magnésium et le calcium. Mais en Odontologie, on parlera essentiellement de zircone stabilisée à l'yttrium. (12)
Ces procédés permettent d'obtenir de la zircone multiphase dans des proportions variables.

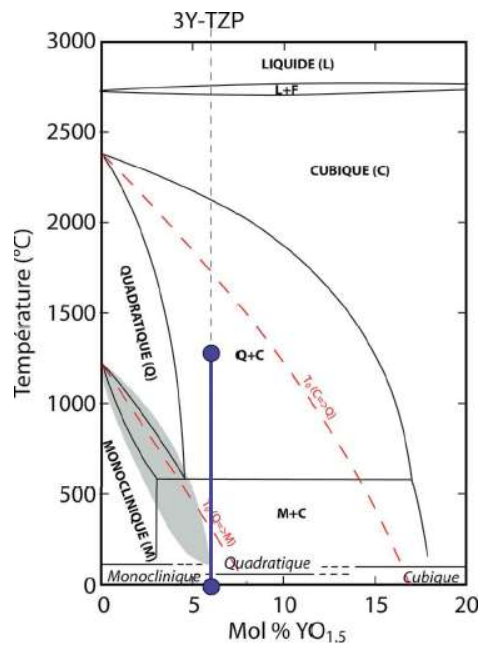


Figure 8: Diagramme partiel de phases de la zircone stabilisée par l'yttrium(9)

3. RAPPELS SUR LE COLLAGE.

3.1. Introduction au collage (13)

Que les restaurations soient indirectes ou directes, le collage permet de conserver le maximum de tissu dentaire, mais il doit cependant empêcher la formation d'un hiatus qui nuirait à long terme à la pérennité de la restauration.

3.2. Principe de l'adhésion (13, 14)

3.2.1. Définition

L'adhésion correspond à l'assemblage d'une surface avec une autre de manière très proche. C'est « *la force qui lie deux matériaux de nature différentes mis en contact intime* » selon Uwe Blunck. L'adhésion dépend principalement de phénomènes mécaniques et de l'adsorption. (14)

Le phénomène mécanique (figure 9) correspond à l'idée que l'adhésif s'engrène et forme un microclivetage dans les rugosités de surface du substrat collé après le durcissement.

Le collage partage ce procédé avec les ciments de scellement. (14)



Figure 9: Phénomène mécanique(46)

L'adsorption correspond aux liaisons chimiques intermoléculaires échangées entre l'adhésif et l'adhérent parmi lesquelles, les liaisons covalentes, ioniques ou plus faibles, les liaisons hydrogènes et Van der Waals. (figure 10) (14).

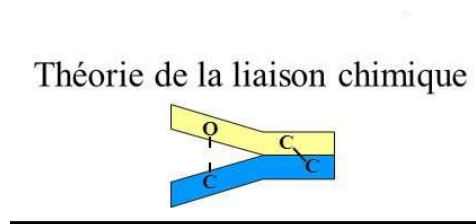


Figure 10: adsorption(46)

Il ne faut pas confondre avec la cohésion qui se rapporte à la force d'attraction en atomes et molécules d'une même matière.

L'adhérence correspond à la force essentielle à la séparation de deux surfaces ; on la mesure via des tests de cisaillement ou de traction *in vitro*. C'est généralement l'adhérence que l'on évalue pour comparer les systèmes adhésifs entre eux. (13)

3.2.2. **Critères d'une adhésion pérenne**

Pour un rapprochement intime de deux surfaces, on va observer :

- la mouillabilité du substrat,

- la viscosité de l'adhésif,
- l'état de surface du substrat.

3.2.2.1. La mouillabilité du substrat

Le mouillage (14) d'une surface par un liquide est défini par l'angle de contact que forme une goutte placée à sa surface. Plus l'angle est petit, plus le liquide mouille la surface et donc meilleur est le mouillage.

Le mouillage est la résultante de la différence de la tension superficielle de l'adhésif avec l'énergie de surface du substrat.

Si tension superficielle < énergie de surface du substrat, il y aura mouillage.

3.2.2.2. Viscosité de l'adhésif

Une viscosité basse de l'adhésif favorisera son potentiel à chasser d'autres liquides ou gaz du substrat de manière à augmenter sa surface de contact (14).

3.2.2.3. L'état de surface

Les microporosités(14), et irrégularités de surfaces favoriseront une rétention par microclivetage.

3.3. Les différents polymères de collage (15)

L'évolution des systèmes de collage va sur une simplification du protocole opératoire tout en tentant de conserver des propriétés optimales. Ces différents systèmes sont classés par mode d'action des molécules.

Cependant, tous sont des mélanges de particules inorganiques (quartz) recouvertes de silane dans une résine diméthacrylique. La polymérisation de ces colles acryliques se fait de manière radicalaire.

3.3.1. Matériaux sans système adhésif propre

Cette catégorie regroupe les composites de collage pour lesquels un système adhésif est nécessaire.
(14)

Ce sont généralement des composites constitués d'esters de méthacrylates dans lesquels on retrouve principalement du bis-GMA (bisphénol A-glycidyl méthacrylate), le TEGDMA (triéthylène glycole diméthacrylate) et le UDMA (urétane diméthacrylate).

L'adhésion se fait par des promoteurs d'adhésion et agents de couplage.

3.3.1.1. Mise en place d'un système adhésif émail dentine

3.3.1.1.1. Mordançage (14)

Le mordançage élimine la boue dentinaire qui obstrue les tubulis. Cette étape favorise la liaison chimique entre le tissu et l'adhésif, permet d'augmenter l'énergie de surface de la dentine et réalise un microclivetage en permettant la formation de brides résineuses

3.3.1.1.2. Primaire (14)

Le primer permet la liaison entre la dentine hydrophile et la résine hydrophobe ; la molécule généralement utilisée est l'HEMA composée à 35 % d'eau.

3.3.1.1.3. Adhésif (14)

L'adhésif est une résine fluide qui infiltre le réseau inter et péri tubulaire en se remplaçant l'eau. Une bonne évaporation de l'eau à l'aide d'alcool ou d'acétone peut être utile pour une bonne infiltration.

3.3.1.1.4. Classification des différents systèmes adhésifs (14)

Dans un souci d'ergonomie, les industriels ont créé différents systèmes adhésifs regroupant certaines étapes.

- | | |
|--|-----------------|
| -M&R III : mordançage rinçage+primaire+adhésif | en trois étapes |
| -M&R II : mordançage rinçage + primaire et adhésif | en deux étapes |
| -SAM II : automordançant | en deux étapes |
| -SAM I : automordançant | en une étape |

3.3.1.2. Les composites de collage (14)

Ce composite adhère au système adhésif émail dentine et à l'intrados de la pièce prothétique préalablement traitée.

Des caractéristiques de ce composite découlent les propriétés mécaniques et optiques du collage.

Certains composites sont sans aucun potentiel adhésif, c'est le cas par exemple du Variolink®

Veneer de chez Ivoclar Vivadent.(15)

D'autres composites possèdent un potentiel adhésif, c'est à dire qu'ils possèdent une molécule adhérent au tissu dentaire et à la prothèse ; ils nécessiteront néanmoins d'une préparation des substrats de collage, voire de l'application d'un primaire.

On y retrouve par exemple le Panavia™ de Kuraray Noritake et sa molécule 10-MDP.(15)

3.3.1.3. Matériaux avec système adhésif propre

Ces matériaux sont les résines copolymères chémo-activables PMMA et -4 META (anhydride 4 méthacryloxyéthyl triméthilique) possédant généralement des groupements réactifs a base de phosphate.(14)

De plus, la présence d'humidité et d'oxygène favorise leur collage

On y retrouve le RelyX™ ultimate (3M) et le Superbond™ C&B (Sun Medical) (15)

4. LES DIFFÉRENTS TRAITEMENTS DE SURFACE DES ZIRCONES TRANSLUCIDES ET ULTRA TRANSLUCIDES

Pour augmenter l'adhésion de la zircone, il est possible de jouer sur deux paramètres, sa mouillabilité et sa rugosité de surface.

4.1. Améliorer la rugosité de surface de la zircone

C'est le paramètre sur lequel l'essentiel des efforts de recherches se sont concentrés et qui fait varier considérablement les valeurs d'adhérences retrouvées dans les différents tests de traction ou cisaillement.

Ne possédant pas de matrice vitreuse, le couple mordantage à l'acide fluorhydrique+ silanisation ne fonctionne pas. (16)

4.1.1. Méthode de traitement de surface provoquant un microclavetage mécanique

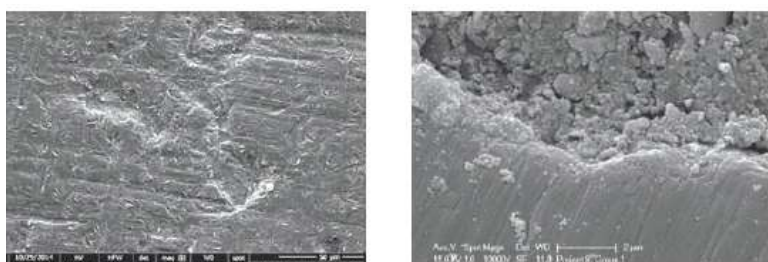
4.1.1.1. Le sablage

C'est de loin le traitement le plus utilisé et le plus référencé pour les zircons conventionnelles, il est donc logique qu'il soit testé sur les zircons translucides.

Simple à réaliser en cabinet, le sablage consiste à propulser par une sableuse des particules d'oxydes d'alumine sur l'intrados de la prothèse.

L'étude de San San May Phy(17) sur les zircons KATANA™ HT/ST/UT détermine la pression de propulsion des particules d'alumine optimale à 0,2Mpa pendant 20 secondes à 10mm de la surface.

L'étude de Rasmia Salem (18) sur les zircons inCoris® TZI de chez Dentsply Sirona compare le sablage avec des particules d'alumines de 50µm à une pression de 0,2Mpa aux traitements de surface par pulvérisation par fusion et infiltration sélective (figure 11) . Leurs résultats d'adhérence par test de traction concluent que le traitement par sablage est inférieur à ces deux traitements.



*Figure 11. A gauche, image de microscope électronique à balayage (MEB) (*1000), surface après sablage. A droite : image MEB (*1000), surface après collage (18)*

L'étude de Ruales Carrera (19) compare le sablage de zircons conventionnelles et translucides (0,05 % alumine) STTM Upcera (Shenzen Upcera technology), avec des particules de diamètre 50 μm à 0,25 MPa à 10 mm à la méthode tribochimique.

Cette étude conclut que le sablage possède des valeurs d'adhérence supérieures à la méthode tribochimique et que les zircons conventionnelles possèdent des valeurs d'adhérence supérieures aux zircons translucides (zircons Upcera).

D'autres études montrent cependant qu'il n'y a pas de différence de collage entre zircons sablés conventionnelles et zircons hautement translucides. (16)

Masanao Inokoshi (20) suggère dans son étude sur l'analyse cristallographique et morphologique des zircons translucides que le sablage à 0,2 MPa, à 10 mm de distance et avec des particules de 50 μm n'induirait pas de différence significative de rugosité par rapport à son état fritté. Il trouve cependant une exception pour les zircons hautement enrichies en yttrium qui possèdent de forts pourcentages de phase cubique comme pour la KATANATM UTML (Kuraray Noritake) (70% phase cubique).

Les résultats de l'étude montrent que le sablage de ces zircons hautement translucides et donc fortement enrichies en yttrium laisse apparaître une phase cristalline rhomboédrique aux propriétés non documentées dans la littérature (20).

Si le sablage de la zircone conventionnelle induit peu d'effets néfastes, Maclaren (21) étudie les effets mécaniques du sablage sur plusieurs types de zircons translucides.

Les zircons étudiées sont l'ArgenZTM anterior[®] translucide (Argen corporation), la DD cube X²[®] (Dental direkt) (5% mol. yttrium), la Prettau[®] anterior (Zirconzhan) (5% mol. yttrium), la BruxZir[®] anterior (Glidewell laboratories) (5% mol. yttrium), la JensenTM HT translucide (Jensen

Dental), et les conventionnelles ArgenZ™ esthetic (Argen corporation) et DD Bio ZX²® (Dental direkt). Ces zircons ont été sablés à 0,2 MPa d'oxydes d'alumine pendant 10 secondes à 10 mm de distance.

Les résultats obtenus montrent sur 5 échantillons par zircone, une diminution de moitié des propriétés mécaniques évaluées par un test de flexion en 3 points pour les zircons argenZ anterior, DD cube x2 et Jensen™ HT (Jensen Dental). (Tableau 2)

Les auteurs (21) expliquent ces résultats par la proportion de phase cubique présente dans ces zircons translucides au détriment de la phase tétragonale. De par leur composition, elles ne bénéficient pas ou peu de la capacité de ténacité de transformation de la phase tétragonale à monoclinique.

Dans les limites de leur étude et de ce faible échantillonnage, les auteurs mettent en garde les praticiens et leur rappellent de choisir leurs traitements de surface en connaissance de cause.

TABLE 1. FLEXURAL STRENGTH OF FIVE TRANSLUCENT AND TWO TRADITIONAL ZIRCONIA MATERIALS								
		Translucent No. 1 ^a	Traditional No. 1 ^b	Translucent No. 2 ^c	Traditional No. 2 ^d	Translucent No. 3 ^e	Translucent No. 4 ^f	Translucent No. 5 ^g
Flexural Strength (MPa) [Mean ± SD]	Control	902.6 ± 225.9	1104.2 ± 57.9	624.4 ± 109.8	1017.2 ± 111.2	483.92 ± 46.8	500.4 ± 54.7	762 ± 70.2
	2-Bar Pressure	470 ± 23.5	1058 ± 346.9	354 ± 41.5	1195 ± 134.6	413 ± 30.3	420 ± 13.7	265.8 ± 98.8
	4-Bar Pressure	326.8 ± 27.3	1003.6 ± 174.8	385.6 ± 27.3	1424.64 ± 96	359.46 ± 30.1	369.74 ± 39.4	327.24 ± 49.4

a = ArgenZ Anterior; b = ArgenZ Esthetic; c = DD CubeX2; d = DD Bio ZX2; e = Prettau Anterior; f = BruxZir Anterior; g = Jensen HT

Tableau 2 : tableau comparatif de résistance à la flexion de 5 zircons translucides et deux conventionnelles après sablage (21)

Les conclusions que suggèrent ces études in vitro (17-21)

- Sablage optimal : grains 50 µm / 0,2 MPa / 20 secondes / à 10 mm de la surface
- Infiltration sélective / pulvérisation fusion > sablage + 10-MDP
- Sablage + 10-MDP > méthode tribochimique
- Le sablage des zircons translucides semble avoir des conséquences cristallographiques, morphologiques et mécaniques importantes sans que l'on en connaisse les implications.

4.1.1.2. Traitement Laser

Le traitement laser des zircons, peu probant avec les zircons conventionnelles (22,23), est également peu documenté pour les zircons translucides.

4.1.1.2.1. Laser CO₂

Dans son étude sur l'effet du Laser CO₂ (figure 12) sur les zircons IPSe.max ® (Zircad LT) (4% mol. yttrium), El Gamal (24) montre qu'une irradiation de l'intrados de $6.37 \times 10^4 \text{ W/cm}^2$ peut être intéressante en complément du sablage + application d'un primaire 10-MDP (figure 13).



Figure 12 : laser CO₂(24)

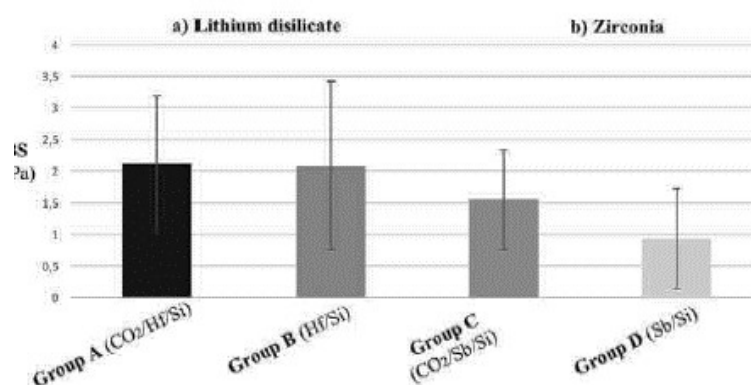


Figure 13 : Comparaison des forces de cisaillement
Groupe A : disilicate de lithium traité
CO₂+mordançage+silanisation
Groupe B : disilicate de lithium traité
mordançage+silanisation
Groupe C : zircone CO₂+sablage+10-MDP
Groupe D : Zircone sablage+10-MDP (22)

4.1.1.2.2. Le Laser Femtosecond

L'étude de Maria Vincente (25) compare les traitements par sablage et tribochimique au traitement par le laser Femtosecond titane/saphire, sur des zircons Cercon® Degudent (5% mol. yttrium).

Le laser Femtosecond, utilisé dans bien d'autres domaines médicaux, consiste à envoyer des pulses de l'ordre de 1 Femtosecond (10^{-15} secondes).

Dans son étude, Maria Vincente (25) soumet ou non ses échantillons à une simulation masticatoire de 90 N, 50 000 fois.

Les résultats sans simulation donnent le traitement Femtosecond supérieur aux autres, mais, soumis au test masticatoire, l'étude ne dégage pas de traitement supérieur aux autres. (Tableau 3)

En conclusion, le traitement Femtosecond pourrait être une alternative aux traitements conventionnels (sablage/tribochimique) sur le mode de 40 Femtoseconde par pulse (40 FS/pulse) pour une longueur d'onde de 800nm / 4mJ.

TABLE 1. Comparison of the SBS Among the Zirconia Surface Treatment Subgroups

	No treatment (Control) <i>n</i> = 15	Airbone particle abrasion with 25 µm alumina particles (APA25) <i>n</i> = 15	Tribochemical silica coating (TSC) <i>n</i> = 15	Femtosecond laser irradiation at step 20 (FS20) <i>n</i> = 15	Femtosecond laser irradiation at step 40 (FS40) <i>n</i> = 15	
	Mean standard deviation (SD)	Mean standard deviation (SD)	Mean standard deviation (SD)	Mean standard deviation (SD)	Mean standard deviation (SD)	
Unloaded subgroups	4.4 (1.3) a*	8.1 (3.6) b	9.5 (2.3) bc*	10.8 (1.9) c*	10.7 (1.4) c*	<i>F</i> = 20.4; <i>P</i> < 0.001
Loaded subgroups	3.1 (0.5) a*	7.2 (3.4) b	7.0 (1.7) b*	8.5 (1.0) b*	7.7 (0.4) b*	<i>F</i> = 19.0; <i>P</i> < 0.001

Tableau 3 : comparaison des forces de cisaillement. De gauche à droite

- Pas de traitement (contrôle)
- Sablage 25µm
- Tribochimie
- Femtosecond 20
- Femtosecond 40(25)

Nous pouvons en conclure sans être très documentées pour les zircons translucides, les quelques études existantes montrent que les lasers sont susceptibles de compléter ou remplacer les traitements de surface conventionnel.

4.1.1.3. Pulvérisation fusion (18)

La pulvérisation consiste à immerger temporairement la zircone dans un mélange de polyvinyle glycol et d'alcool éthylique, puis d'y pulvériser de la poudre de zircone non frittée. On finit par chauffer et fritter la zircone.

Ce traitement permet de créer des microbilles de surface qui augmentent le microclivetage et donc la surface de collage. (Figure 14)

Dans leur étude, Rasmia Salem(18) trouve des valeurs d'adhérence supérieures à un protocole sablage standard (0.2 MPa, 50 μ m, 10 secondes ou au sablage basse pression (0,12 MPa, 30 μ m, 15 secondes). (Tableau 4)

Table 1 Microtensile bond strength value (MPa) and surface roughness (μ m) of different surface treatments

Surface treatment	R _a	Initial MTBS	MTBS after 3 months
50- μ m particle abrasion	6.4 $\pm$ 0.9 ^a	28.9 $\pm$ 4.2 ^a	25.4 $\pm$ 2.6 ^a
Low pressure particle abrasion	2.4 $\pm$ 0.15 ^b	22.9 $\pm$ 2.6 ^b	19.6 $\pm$ 2.9 ^b
Selective infiltration etching	0.37 $\pm$ 0.04 ^c	32.5 $\pm$ 2.7 ^c	32.9 $\pm$ 2.9 ^c
Fusion sputtering	12.2 $\pm$ 0.11 ^d	31.5 $\pm$ 2.3 ^c	30.3 $\pm$ 2.5 ^c
Different superscript letters indicated significant difference between groups under the same test time.			

Tableau 4 : Comparaison test de traction - de haut en bas :

- Sablage 50 μ m
- Sablage basse pression
- Infiltration sélective
- Pulvérisation fusion (18)

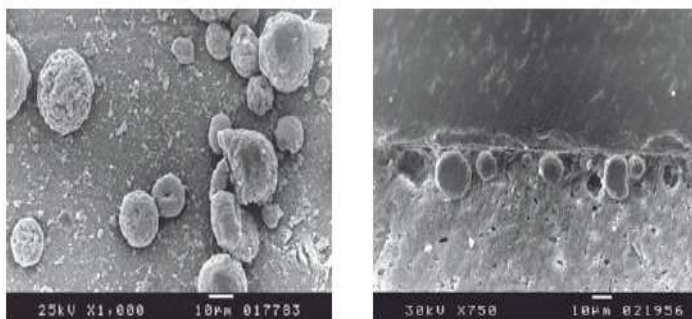


Figure 14 : image MEB de la surface

- à gauche : (*1000) après pulvérisation fusion
- à droite : (*750) interface de collage après test mécanique (18)

4.1.1.4. Mordançage

Comme dit plus haut, l'acide fluorhydrique ne fonctionne pas sur la zircone, car cette céramique ne possède pas de silice. Mais d'autres produits ont été mis au point pour tenter de mordancer cette céramique polycristalline.

La solution de mordançage Zeta™ (Eujin Chemical) (26) pourrait être une solution. Elle se compose d'acide fluorhydrique, d'acide sulfurique, acide nitrique et d'acide phosphorique.

Sahar et al. étudient l'effet de cette solution Zeta™ sur les céramiques zircons Prettau® anterior (5% mol. yttrium) et Prettau® posterior de chez Zircozhan sablées préalablement et immergées 30 minutes dans la solution. Les zircons contrôles sont seulement sablées. L'évaluation de l'adhérence se fait par un test de traction. (Figure 15).

L'étude conclut que le mordançage par la solution Zeta® améliore le collage des zircons à fort pourcentage cubique, dont la zircone Prettau® anterior, mais n'apporte pas d'avantage sur la Prettau® posterior. (figure 15)

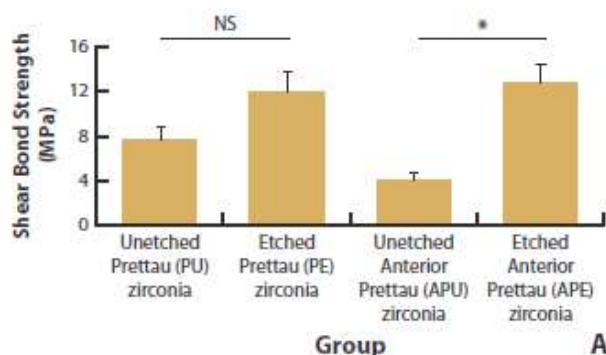


Figure 15 : Forces de cisaillement. De gauche à droite
-Prettau non mordancée
-Prettau mordancée
-Prettau antérieure non mordancée
-Prettau antérieure mordancée (26)



Figure 4. Scanning electron microscopy analysis of zirconia–zirconia interface after shear bond strength test showed partial cohesive mode of failure for AP specimens for etched groups. Note intermingled interface of cement and etched zirconia layer for AP/AP specimens. Original magnification A, $\times 750$; B, $\times 1800$; C, $\times 3300$. AP, anterior Prettau group; C, cement Zir, zirconia restoration. Red box, area of interest.

Figure 16 : Images MEB de l'interface de collage après test de la zircone Prettau antérieure mordancée. A (*750) B (*1800) C (*3300) (26)
 examen des interfaces de collage post-test de cisaillement confirme un microclivetage plus



Figure 5. Scanning electron microscopy analysis of zirconia–zirconia interface after shear bond strength test showed adhesive mode of failure for P specimens for etched groups. Note modest interlocked interface of cement and etched zirconia layer for P/P specimens. Original magnification A, $\times 750$; B, $\times 1800$; C, $\times 3300$. C, cement; P, prettau zirconia group; Zir, zirconia restoration. Red box, area of interest.

Figure 17: Images MEB de l'interface de collage après test de la zircone Prettau mordancée .A (*750) B (*1800) C (*3300) (26)

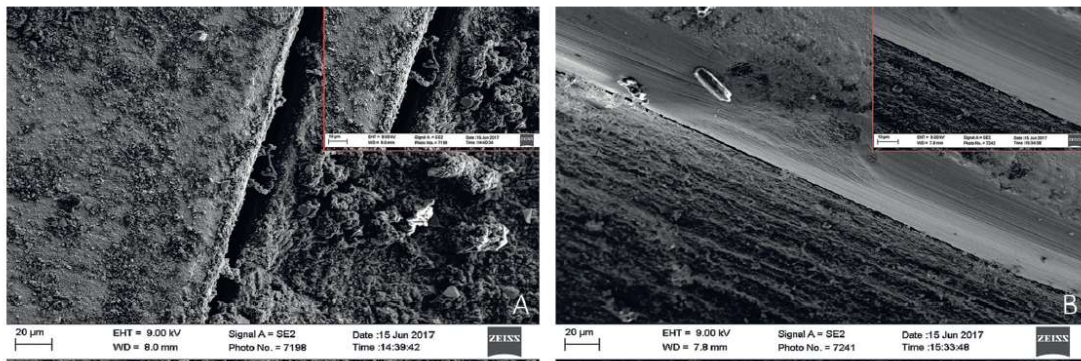


Figure 6. Scanning electron microscopy analysis of zirconia–zirconia interface after shear bond strength of unetched specimens. Two distinct layers of cement and zirconia were observed. A, AP_U. B, P_U. Original magnification, A, B, $\times 750$; inset original magnification $\times 1200$. AP_U, B, P_U. AP_U, anterior Prettau zirconia; P_U, unetched Prettau zirconia. Red box, area of interest magnified.

Figure 18 : Images MEB. De gauche à droite

-Interface après test de la zircone Prettau antérieure non mordancée(X*750)+zoom en haut à droite(X*1200)

-Interface après test de la zircone Prettau non mordancée (X*750)+zoom en haut à droite (X*1200)(26)

important sur les éprouvettes où la solution etching est efficace.

Nous pouvons tirer deux conclusions :

- sans que l'on connaisse finement les mécanismes d'action de la solution Zeta®, on observe qu'elle fonctionne sur les zircons à fort pourcentage cubique (figure 16-17-18)
- on ne connaît pas ses conséquences mécaniques

4.1.1.5. Autres traitements

D'autres traitements existent, comme la gravure chimique à chaud ou le revêtement d'alumine nano-structuré.

Ils existent pour les zircons conventionnelles, mais il n'y a pas à ce jour de documentation sur les zircons translucides et hautement translucides.

4.1.2. Méthodes de traitement de surface provoquant l'adhésion chimique

Les zircons, conventionnelles ou translucides, ne possédant pas de silice, ne réagissent pas à leur silanisation. Les chercheurs ont dû trouver d'autres agents de couplages.

4.1.2.1. Le 10-MDP (10-méthacryloyloxydécyl dihydrogénophosphate)

Incontournable dans le collage des zircons conventionnelles, il l'est également pour le collage des zircons translucides, en témoigne une grande majorité des études (16–19, 22, 25–34) qui prennent le traitement sablage associé au 10-MDP comme point de référence pour comparer d'autres traitements.

Interaction zircon / 10-MDP :

Il existe trois types de liaison chimique (27) : hydrogène, ionique et hydrogène + ionique.

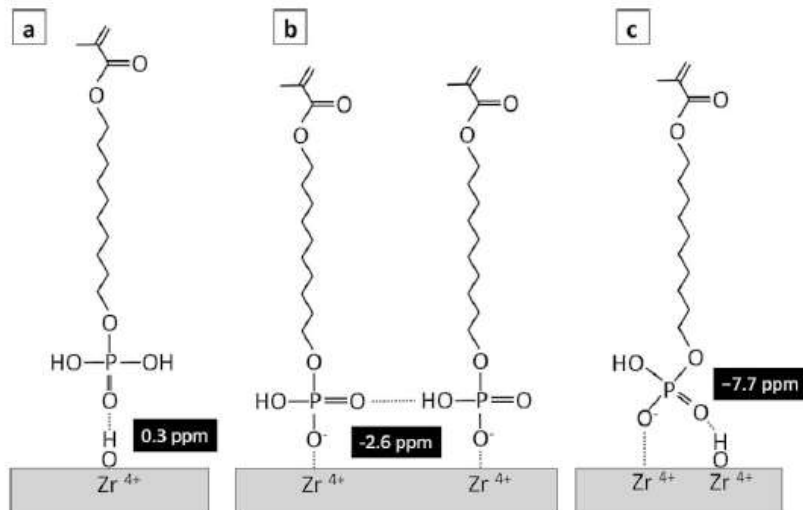


Figure 3. Schematic explaining the interactions of 10-MDP with zirconium and with the hydrated layer at the zirconia surface.

Figure 19 : schéma explicatif de l'interaction de la molécule 10-MDP avec la surface de la zircone (27)

- a) Le groupement hydroxyle de 10-MDP vient former une liaison hydrogène avec Zr-OH
- b) Le groupement hydroxyle se déprotone et vient former une liaison ionique. P-O^- vient réagir avec Zr^{4+} . On notera également la liaison hydrogène possible entre les molécules MDP en regard de leurs groupements hydroxyles.
- c) Liaison hydrogène + liaison ionique

Il a été démontré qu'il faut une concentration minimale de 1-ppb (partie par milliard), soit 1 $\mu\text{g/L}$, de 10-MDP pour avoir les bénéfices optimaux de ces interactions.

Franco-Tabares et al(35) ont prouvé l'existence de cette liaison par spectroscopie infrarouge à transformée de Fourier. Les chercheurs ont mélangé pour cela des zircons 3/4/5 Y-TZP avec un ciment à base de 10-MDP, et ont mis en évidence le groupement chimique (PO_3^{2-}), témoin indirecte de la liaison zircon-10-MDP.(figure 20)

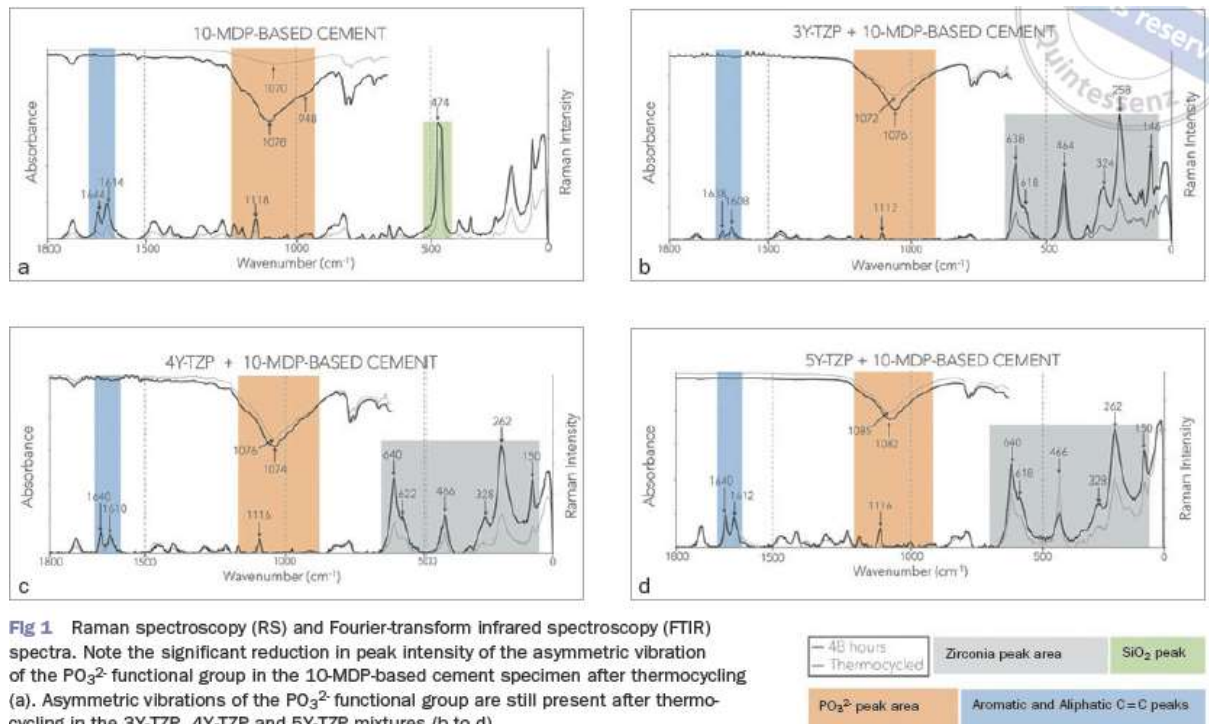


Fig 1 Raman spectroscopy (RS) and Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR) spectra. Note the significant reduction in peak intensity of the asymmetric vibration of the PO_3^{2-} functional group in the 10-MDP-based cement specimen after thermocycling (a). Asymmetric vibrations of the PO_3^{2-} functional group are still present after thermocycling in the 3Y-TZP, 4Y-TZP and 5Y-TZP mixtures (b to d).

Figure 20 : Spectroscopie infrarouge a transformée de Fourier

La bande orangée correspond au pique d'intensité de la vibration asymétrique de (PO_3^{2-}).

a) Ciment à base de 10-MDP

b) 3Y-TZP +ciment à base de 10-MDP

c) 4Y-TZP +ciment à base de 10-MDP

d) 5Y-TZP + ciment à base de 10-MDP

Plusieurs primaires ont été testés pour coller les zircons translucides. En témoigne l'étude de Shogo Yagawa (29) qui en a essayé 7 parmi lesquels :

- 10-MDP (Alloy primer «AP» et Clearfil™ ceramic primer «CCP» (Kuraray Noritake)),
- 4 -META (Meta fast bonding liner «MFB» (Sun Medical)),
- MAC-10 (mr.bond® (Tokuyama « MRB »)),
- 3-TMSPMA (Super bond™ Pz primer liquid B « PZB » (Sun Medical)),
- et VBATDT (V-primer « VPR » (Sun Medical)).

Cette étude montre que seuls les primaires contenant du 10-MDP ont des résultats d'adhérence statistiquement supérieurs aux autres (tableau 5). L'analyse spectrophotométrique montre d'ailleurs une meilleure cohésion des interfaces de collage.

Table 2
Shear bond strengths (MPa) of resin-based luting agents to translucent zirconia at 0 and 5000 thermocycles.

Group	UNI				OPA				p-Value
	Mean (SD)	Median	IQR	Category ^a	Mean (SD)	Median	IQR	Category ^a	
0 thermocycles									
UP	12.9 (2.6)	13.1	3.4	a	14.9 (2.6)	14.9	3.0	f	0.133
ALP	47.8 (3.6)	48.5	3.7	d	39.5 (3.9)	40.2	4.9	h	<0.001 ^b
CCP	45.8 (3.8)	45.8	4.7	d	45.8 (2.9)	45.4	4.2	i	0.797
MFB	28.0 (3.9)	27.1	4.6	c	21.2 (3.7)	21.0	5.1	g	0.001 ^b
MRB	28.3 (4.1)	28.6	7.1	c	22.8 (3.0)	23.9	4.6	g	0.005 ^b
PZB	19.2 (3.0)	19.3	3.3	b	17.5 (4.0)	18.5	6.6	f, g	0.332
VPR	16.9 (3.3)	18.4	2.9	a, b	7.0 (2.8)	6.5	4.2	e	<0.001 ^b
5000 thermocycles									
UP	0.2 (0.1)	0.1	0.2	j	0.1 (0.1)	0.1	0.1	n	0.797
ALP	41.5 (3.7)	43.5	6.3	m	32.4 (2.2)	31.4	3.6	q	<0.001 ^b
CCP	42.3 (4.1)	41.6	6.1	m	36.5 (2.7)	36.9	4.4	q	0.002 ^b
MFB	14.9 (3.9)	13.7	4.8	l	10.9 (3.4)	10.2	5.4	p	0.047 ^b
MRB	0.5 (0.2)	0.5	0.2	k	0.6 (0.3)	0.6	0.2	o	0.300
PZB	0.6 (0.2)	0.6	0.3	k	0.4 (0.2)	0.5	0.2	o	0.056
VPR	0.2 (0.1)	0.2	0.1	j	0.2 (0.1)	0.2	0.1	n	0.847

Refer to legend of Table 1 and the main text for definitions of abbreviations.

^a Identical letters indicate that values are not significantly different of shear bond strengths among the surface treatments (Steel–Dwass test; $p > 0.05$).

^b Statistically significant difference between two resin-based luting agents (Mann–Whitney U-test; $p < 0.05$).

Tableau 5 : Forces de cisaillement en fonction du primaire, avec le ciment UNI et le ciment OPA, avec 5000 thermocycles ou non.(29)

Up : Contrôle

ALP : Alloy primer® (10-MDP)

CCP : Clearfil primer® (10 MDP)

MFB : Meta fast bonding ®(4-META)

MRB : Mr.Bond ®(MAC-10)

PZB : Super bond® (3-TMSPMA)

VPR : V-primer®(VBATDT)

Dans l'étude De Haruki(36), on étudie l'impact des associations 10-MDP sur des Zpex smile® (5% mol. yttrium) de chez Tosoh Corporation qui sont sablées à 50 µm, qui n'ont pas de traitement ou qui sont traitées par plasma. L'étude conclut que quel que soit le traitement réalisé, l'apport de 10-MDP augmente les valeurs d'adhérences.

Conclusion :

- l'application d'agents contenant des monomères de Phosphate hydrophobes (10-MDP) aboutit à un collage des zircons translucides
- les monomères de Phosphates peuvent être associés facilement aux traitements de surface mécanique afin d'améliorer ceux-ci.

4.1.3. Méthode de traitement de surface provoquant un emboîtement mécanique et des liaisons chimiques

4.1.3.1. La méthode tribochimique

Avec le sablage, c'est la méthode phare du collage des zircons conventionnelles.

La méthode tribochimique (30) consiste à créer de la rugosité de surface comme avec le sablage et d'enduire dans le même temps cette surface de silice.

On utilise pour cela des particules d'oxydes d'alumines enrobées de silice que l'on pulvérise sur l'intrados de la zircone. (Figure 21)

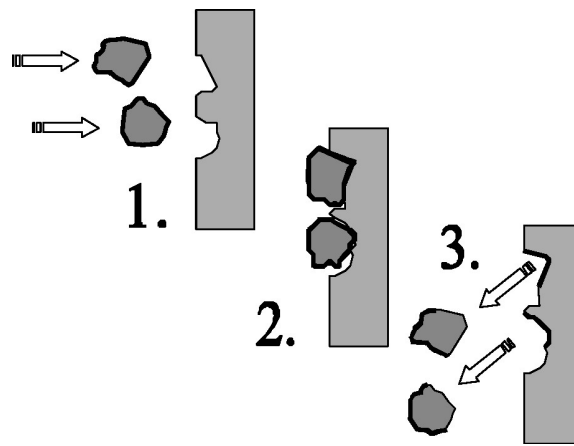


Figure 21 ; Schéma explicatif méthode tribochimique(44)

L'objectif de cette méthode est d'avoir une surface de collage réceptive au silane largement répandu dans les systèmes adhésifs et qui joue le rôle de promoteur d'adhésion sur l'interface zircone-résine. On a vu précédemment que Carrera (19) avait comparé cette technique avec le sablage pour les zircons conventionnelles et translucides (Ucpéra, Shenzen Ucpéra technologie) et avait signifié que le sablage seul présentait des valeurs d'adhérences supérieures à la tribochimie. Cet auteur indique également qu'à traitement de surface similaire, la zircone conventionnelle présentait les meilleurs résultats de collage.

Cependant, l'auteur modère les résultats obtenus et estime qu'il faudrait réaliser une étape de silanisation pour palier à la potentielle condensation du silanol dans l'adhésif, et qui diminuerait ses capacités d'agent de couplage.

Une étude réalisée par Hamdy compare la tribochimie à l'infiltration sélective sur la zircone Lava plus™ high translucency (3M) (0,1 % d'alumine) (30).

Les résultats (figure 22) traduisent une moindre efficacité de la méthode tribochimique et même une perte de performance adhésive dans le temps mise en évidence par le test d'usure artificiel de 4 semaines de conservation dans de l'eau à 37°C.

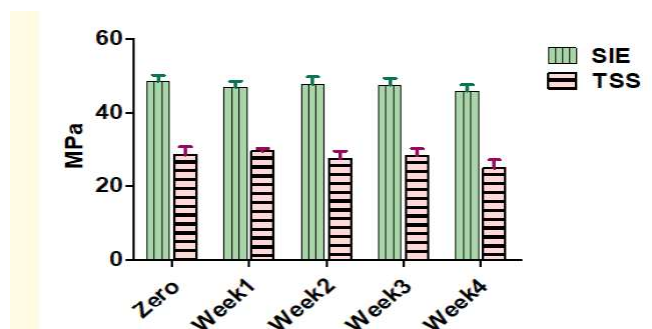


Figure 22 : Comparaison test de microtraction sur 4 semaines de conservation dans eau à 37°. Rayures longitudinales : zircons avec infiltration sélective ; rayures horizontales : tribochimie(28)

Il est à noter que les auteurs dans la littérature associent souvent le 10-MDP à cette technique, avant d'apposer la colle, afin de bénéficier de ses capacités naturelles d'adhésion à la zircone.

4.1.3.2. L'infiltration sélective

L'infiltration sélective (18) consiste à créer des microrugosités de surface en mordant du verre basse fusion infiltré au préalable dans l'intrados par un processus de chauffage spécifique. L'application d'un primaire possédant un groupement phosphate est ensuite appliquée.

Si l'acide fluorhydrique n'est pas efficace sur la structure polycristalline de la zircone, il l'est en revanche sur le verre, d'où la possibilité de mordancer cette zircone.

Pour cela on mélange avec de l'eau déminéralisée un verre basse fusion constitué à 40 % de silice, 5 % titane, 8 % alumine et 3 % de potassium. Le verre est ensuite appliqué sur l'intrados de la zircone et chauffé jusqu'à son point de fusion. La zircone est ensuite frittée, et présente dans son intrados, une surface mordançable à l'acide fluorhydrique

On a vu précédemment que Hamdy (30) concluait à la supériorité du collage de l'infiltration sélective sur la méthode tribochimique, et que si les capacités de cette dernière diminuaient avec l'usure, l'infiltration sélective permet elle, de maintenir ses capacités d'adhérence sans être altérées par le temps.

L'étude des interfaces de collage confirme les bonnes prédispositions de cette technique par le fort taux de microclivetage retrouvé sur celles-ci. (figure 23)

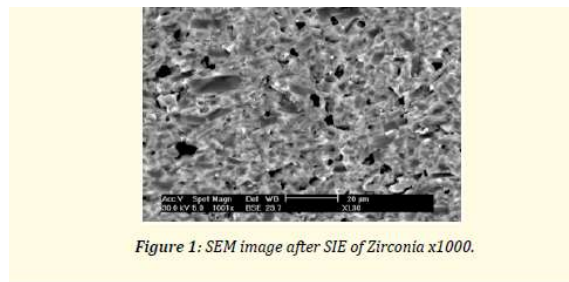


Figure 1: SEM image after SIE of Zirconia x1000.

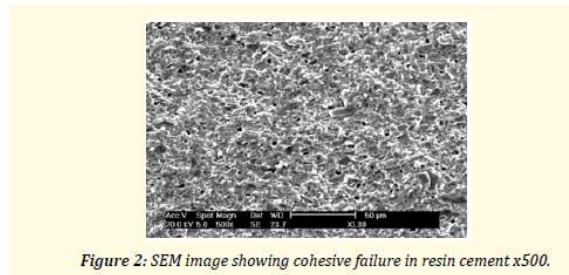


Figure 2: SEM image showing cohesive failure in resin cement x500.

Figure 23 : Images MEB

En-haut : (*1000) : surface après infiltration sélective

En-bas : (*500) : interface après collage et traction, fracture cohésive

L'étude de Salem (18) montre que cette technique, sur une zircone TZI inCoris™ (Dentsply Sirona) (constituée de 0,1 % d'alumine) possède des valeurs d'adhésion supérieures au mordantage sans être supérieures à la pulvérisation par fusion.

L'étude de la surface avant et après collage met en évidence comme l'étude plus haut, une structure nanoporeuse permettant une bonne pénétration de la résine en son sein. (figure 24).

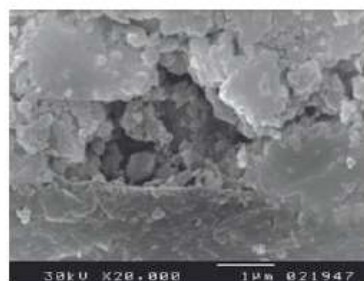
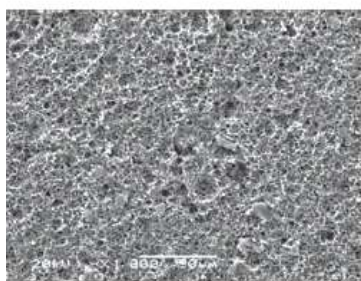


Figure 24

Gauche : image de microscopie électronique (*1000) de la surface de la zircone ultra translucide après infiltration sélective.

Droite : image de microscope électronique (*20000) de la surface de la zircone ultra translucide après infiltration sélective après test de traction : elle révèle l'infiltration de résine dans les nanopores (18)

4.1.3.3. Traitement mécanique + 10-MDP

A la lecture de ces articles, il semble que l'application d'un monomère possédant un groupement phosphate (10-MDP) soit très largement utilisé en complément de tout traitement mécanique visant à augmenter la rugosité de surface.

4.2. Améliorer la mouillabilité de la surface

Utilisée sur les zircons conventionnelles, la fluoration des Gaz (37) utilise généralement l'argon ; elle sert à augmenter la mouillabilité de la zircone en activant temporairement sa surface de collage (entre 5 et 12 heures). Cette activation permet d'augmenter la tension superficielle de surface.

5. VARIABLES QUI INFLUENT SUR LE COLLAGE

5.1. La photopolymérisation

« La polymérisation est la réaction qui, à partir des monomères, forme en les liants des composés de masse moléculaire plus élevée, les polymères ou macromolécules ». (38)

En Odontologie, les colles et les adhésifs fonctionnent généralement sur le mode de polymérisation de type radicalaire. La photopolymérisation est fréquemment utilisée pour activer l'amorceur et induire ainsi la polymérisation.

Pour les adhésifs utilisés sur les prothèses, beaucoup fonctionnent sur le mode dual car la photopolymérisation n'est pas toujours possible ; c'est à dire sur le mode photo et chimopolymérisable.

Les zircons conventionnelles, notamment, étaient très opaques et laissaient passer très peu de lumière, c'est pourquoi, avec l'avènement des zircons translucides et ultra translucides, les chercheurs se sont penchés sur les conséquences que pouvaient avoir ce gain de translucidité.

5.1.1. Taux de conversion et micro dureté

L'étude de Mario Alovisi (32) porte sur l'influence du temps de photopolymérisation sur les propriétés des colles duales Rely-X™ Ultimate (3M™) et Panavia™ SA avec des zircons KATANA™ UTML (Kuraray Noritake) (5% mol. yttrium). Les zircons utilisées étant très transparentes, on constate que le temps de photopolymérisation influe positivement sur le taux de conversion et la microdureté des colles (tableaux 6 et 7).

Ces paramètres sont très importants sur les propriétés mécaniques du collage indépendamment de la force de collage. Il semble que pour ces deux colles, un temps de 120 secondes de photopolymérisation soit optimal.

Table 2. Mean degree of conversion, expressed as a percentage.

Irradiation	Degree of conversion	
	Rely-X Ultimate	Panavia SA
No light	29.7 ^A _a ± 4.8	29.3 ^A _a ± 10.2
20 s	63.3 ^B _a ± 2.9	52.8 ^B _b ± 5.7
120 s	62.9 ^B _a ± 1.9	58.1 ^B _a ± 5.2

Different superscript uppercase letters indicate significant differences between data within the same column ($p < 0.05$). Different subscript lowercase letters indicate significant differences between data within the same row ($p < 0.05$).

Tableau 6 : Degré de conversion en fonction des colles utilisées et du temps de photopolymérisation (32)

Table 3. Microhardness Vickers test results.

Irradiation	Microhardness	
	Rely-X Ultimate	Panavia SA
No light	17.2 ^A _a ± 2.5	9.7 ^A _b ± 3.1
20 s	53.1 ^B _a ± 7.2	23.4 ^B _b ± 5.5
120 s	79.6 ^C _a ± 14.5	26.4 ^B _b ± 3.9

Different superscript uppercase letters indicate significant differences between data within the same column ($p < 0.05$). Different subscript lowercase letters indicate significant differences between data within the same row ($p < 0.05$).

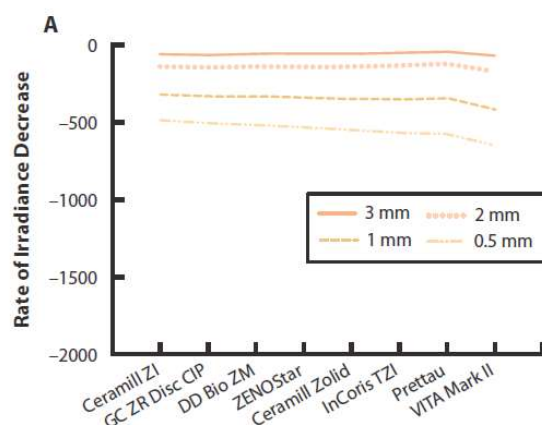
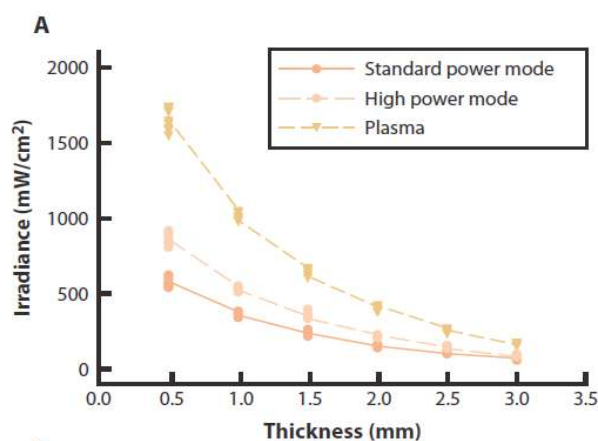
Tableau 7 : Microdureté des ciments en fonction de la colle et du temps de photopolymérisation (32)

5.1.2. Les modes de photopolymérisation et les épaisseurs de zircone

Nicoleta Ilie (39) étudie sur différentes céramiques dont les zircons translucides, les paramètres qui influent sur la quantité de lumière bleue qui est transmise lors de la photopolymérisation. L'étude montre que la diminution de la lumière transmise est inversement corrélée à son épaisseur. Ainsi, avec la dérivée de la loi de Beer Lambert, on peut donner le taux de diminution de la translucidité de la céramique en fonction de l'épaisseur. Les paramètres permettent également de calculer la quantité de lumière transmise par un matériau donné pour n'importe quelle irradiation initiale et ou épaisseur de matériau.

L'étude montre que les zircons sont moins translucides que la vitro céramique mais que leur translucidité décroît moins lentement avec des matériaux épais et approchent la translucidité de la vitro céramique pour une épaisseur de 3 mm (figure 25).

Enfin, sur les trois modes de photopolymérisation (plasma-standard-fort), le mode fort permet une meilleure transmission de lumière bleue.(figure 25)



5.2. Les colorants présents dans les colles

Dans leur étude sur l'effet des opacifiants intrinsèques aux colles (31), Elif Ozturk démontre que les colorants opaques des ciments ont un effet néfaste significatif sur leurs propriétés mécaniques. Et à l'inverse, les colorants lumineux donnent de meilleures propriétés.

5.3. Décontamination et nettoyage

Les groupements phospholipidiques présents dans la salive entrent en concurrence avec le système adhésif car ils forment des liaisons phosphates avec ceux-ci ; ce qui rend la surface de la zircone inerte.

Selon le système adhésif, la façon dont on décontamine ou non l'intrados de la pièce prothétique peut avoir une influence sur la force de collage.

L'étude de Stéphanie Krifka(28) montre que si le système Scotchbond™ Universal + Rely X™ Ultimate (3M) tolère tout type de décontamination, et même si il n'y en a pas. Les systèmes Rely X™ Unicem 2 (3M™) ainsi que Monobond™ Plus (Ivoclar Vivadent®) + Multilink® (Ivoclar Vivadent®) voient leur valeurs d'adhésion varier fortement.

En conclusion, la décontamination à l'alcool ou à l'eau + hypochlorite de sodium montrent de bons résultats, mais l'utilisation systématique d'alcool à 70° simplifie le protocole et apporte de la sécurité car elle est efficace quelle que soit la colle utilisée.

5.4. Collage en implantologie

Les piliers utilisés en implantologie sont souvent en titane. De fait, l'étude de Carrabba (34) s'est intéressée aux implications que peuvent avoir ce changement de substrat. L'étude conclut que quel que soit la zircone étudiée, lors d'un collage zircone/titane, c'est toujours l'interface zircone/résine de collage qui cède au test d'adhérence. De fait, coller la zircone au titane ne diminue pas ses propriétés d'adhésion, il est donc envisageable d'utiliser le collage en implantologie.

6. LES COLLES

Au regard de ce que l'on a vu précédemment, toute colle possédant des groupements phosphates (10-MDP) ou utilisant un primaire possédant un groupement phosphate est adapté au collage de la zircone.

On leur demandera également de ne pas être trop opaques afin de ne pas nuire à leurs propriétés mécaniques.

A la lecture des articles cités précédemment, on peut dégager trois colles couramment utilisées pour coller la zircone : le Panavia, le Superbond et le Relyx ultimate.

6.1. Le Panavia™ (Kuraray Noritake)

6.1.1. Le Panavia™ V5 (40) (figure 27)

Propriétés :

- Colle duale
- Avec potentiel adhésif, elle nécessite l'utilisation :
 - d'un primaire céramique : le Clearfil ceramic primer plus que l'on a vu dans l'étude (29) contenant du 10-MDP.
 - d'un primaire tissu dentaire : le Primer tooth automordançant
- Plusieurs teintes disponibles
 - Peu de variations chromatiques dans le temps



Figure 27 : *Kit panavia V5*

6.1.2. Panavia™ F 2:00(41) (figure 28)

- Colle duale
- Avec potentiel adhésif, elle nécessite l'utilisation :

- Primaire céramique : Alloy primer (contenant le 10-MDP)(29)
- Primaire tissu dentaire : Tooth primaire auto mordançant



Figure 28: Kit panavia F:2

6.1.3. Le Super Bond™ (Sun Medical) (42) (figure 29)

- Colle auto-adhésif,
- Chémopolymérisable,
- A base de résine MMA (méthacrylate de méthyle) et de monomère 4-MÉTA
- Nécessite d'être associé à l'Universal ceramic primer dans le cadre du collage de la zircone.



Figure 29: Kit superbond C&B

6.1.4. Rely X™ Ultimate (3M™) (38)

Le plus utilisé dans les études.

- Colle auto-adhésive (figure 30)

- Chémo-photopolymérisable
- Nécessite d'être associé au Scotch bond universel dans le cadre du collage de la zircone
- Le Scotchbond™ Universal (3M™) possède 10-MDP et silane, peut être utilisé pour tout type de céramique et dans le cadre de soins restaurateurs.



Figure 30 : kit relyx ultimate

6.2. Colle auto-adhésive ou colle avec potentiel adhésif?

En tant que praticien, nous sommes souvent amenés à nous poser la question du type de colle à utiliser. Il est important de connaître les matériaux que l'on utilise pour pouvoir y répondre.

Selon Carraba (34), on peut coller les zircons à fort pourcentage de phase cubique, et donc d'yttrium en utilisant indifféremment l'une ou l'autre ; les autres zircons nécessiteront cependant l'utilisation d'un protocole de collage avec un primaire 10-MDP.

Par les observations microscopiques des différentes surfaces, les auteurs expliqueraient cette différence sans encore bien en comprendre le mécanisme, par l'alternance de gros grains de phase cubique avec de petits grains de phase tétragonale dans les zircons hautement translucides.

7. CAS CLINIQUE (33)

7.1. A un an d'une pose de facette Prettau® anterior de chez Zirconzhan par méthode tribochimique et système ExciTE® F de chez Ivoclar vivadent®

Il existe peu de cas clinique de collage de zircons translucides et encore moins de facettes.

Voici celui d'une jeune femme au sourire dysharmonieux (figure 31) sur laquelle sont réalisées des facettes en zircone Prettau® anterior (Zirconzhan) (5% mol. yttrium).

Intérêts de la zircone ultra-translucide sur les céramiques feldspathiques :

- esthétique correcte
- diminue fortement le risque de fracture pendant l'essayage (Try-in)
- diminue le risque de fracture à l'usage

Ici, les auteurs ont décidé de réaliser la méthode tribochimique.

Le protocole de collage est le suivant :

- Essayage try in (figure 33)
- Préparation des surfaces dentaires
 - mordantage acide phosphorique 35 %, 20 secondes sur les dents
 - rinçage séchage système
 - système adhésif excite/ivoclar
- Préparation zircone Prettau® anterior 0,3mm (Zirconzhan)
 - Cojet 3M : sablage alumine 30µm enrobées de silice, 0,28 MPa, 10mm de distance, 20 secondes Séchage
 - Silanisation avec Monobond™ Plus (Ivoclar Vivadent®) (Silane+10-MDP)
 - Séchage pendant 2minutes
- Application de la colle ExciTE® F (Ivoclar vivadent®)
- Élimination des excès
- photopolymérisation mode médium (1000mW/cm²) 40 secondes en appliquant de la glycérine sur les contours (figure 34)

Remarque : Après avoir contacté l'auteur de l'étude le 15/01/2020, il semble que les facettes soient toujours présentes deux ans après sans le moindre problème. (figures 35-36-37)



Figure 31 : Examen initial (33)

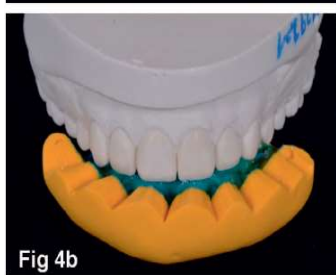
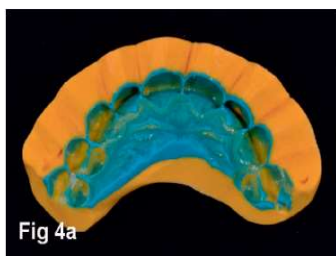


Figure 32: Essayage du mock up (33)

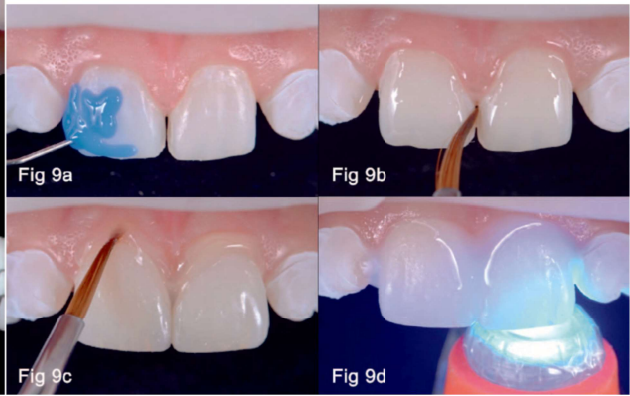


Figure 33 : Essayage des zircones (try-in)(33)

Figure 34 : Collage(33)

Figure 35 : Finale post collage(33)





Figure 36 : Photographie exobuccale à un an (grossissement)(33)



Figure 37 : Photographie finale à un an (33)

8. CONCLUSION

- La translucidité des nouvelles zircons permet une meilleure photopolymérisation, il s'ensuit une augmentation des propriétés mécaniques des systèmes adhésifs.
- La décontamination des pièces prothétiques doit être systématique et de préférence à l'alcool éthylique
- En dépit de leur relative simplicité, il semble que les traitements par sablages et tribochimie ne soient pas les plus à même de donner les meilleures valeurs d'adhérence dans le temps et pourraient même fortement fragiliser la zircone pour ce qui est du sablage.
- La pulvérisation fusion, l'infiltration sélective et le mordantage par la solution Zeta™ (Eujin chemical) semblent les pistes porteuses d'avenir pour un meilleur collage de la zircone translucide.
- L'association d'une technique à un primaire ou seulement à une colle contenant un groupement phosphate (10-MDP) semble incontournable pour un collage durable.
- La relative nouveauté des zircons ultra translucides ne permet pas une analyse de littérature optimale, notamment pour l'étude sur infiltration sélective et de pulvérisation fusion qui porte sur une zircone seulement allégée en alumine et non fortement enrichie en yttrium.
- De par la familiarité du praticien avec la technique de mordantage, on peut imaginer que si elle s'avère véritablement efficace cette technique puisse être rapidement mise en place au cabinet.
- De nouvelles céramiques apparaissent sans cesse, on trouve maintenant des vitrocéramiques hybrides enrichies en zircone. Si ces dernières s'avèrent avoir de bonnes propriétés mécaniques et optiques ainsi qu'un bon collage, la zircone translucide a-t-elle un avenir ?

(44)

Index des figures

Figure 1: Tableau de Mendeleiev (2).....	5
Figure 2: Cristal de zircon(2).....	6
Figure 3.....	7
Figure 4: Les transformations allotropiques des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement(9).....	10
Figure 5: Maille monoclinique(5).....	10
Figure 6: Maille quadratique(5).....	11
Figure 7: maille cubique(5).....	12
Figure 8: Diagramme partiel de phases de la zircone stabilisée par l'yttrium(9).....	13
Figure 9: Phénomène mécanique(46).....	14
Figure 10: adsorption(46).....	14
Figure 11: gauche:microscope(*1000) surface apres sablage a droite: microscope (*1000) surface après collage (18).....	19
Figure 12: laser CO2(24).....	22
Figure 13: Comparaison des forces de cisaillement.....	22
Figure 14 image de microscopie électronique de la surface.....	24
Figure 15: Forces de cisaillement. De gauche à droite.....	25
Figure 16: Image de microscopie électronique de l'interface de collage après test de la zircone Prettau antérieure mordancée. A(X*750) B(X*1800) C(X*3300) (26).....	26
Figure 17: Image de microscopie électronique de l'interface de collage après test de la zircone Prettau mordancée .A(X*750) B(X*1800) C (X*3300)(26).....	26
Figure 18Image de microscopie électronique de gauche a droite.....	26
Figure 19schéma explicatif de l'intercation de la molécule 10-MDP avec la surface de la zircone (27).....	28
Figure 20: Spectroscopie infrarouge a transformée de Fourier.....	29
Figure 21: Schéma explicatif de la méthode tribochimique(47).....	31
Figure 22: résultat du test de microtraction sur 4 semaines de conservation dans eau à 37°. .32	32
Figure 23:Image de microscopie électronique.....	34
Figure 24.....	35
Figure 25: Graphique représentant la quantité de lumière bleue transmise (mW/cm^2) en fonction de l'épaisseur de la céramique et du mode de photopolymérisation pour la zircone Prettau(38). 38	38
Figure 26:Graphique représentant la décroissance du taux de lumière en fonction de la céramique et de son épaisseur. (38).....	38
Figure 27: Kit panavia V5.....	40
Figure 28: Kit panavia F:2.....	41
Figure 29: Kit superbond C&B.....	41
Figure 30: kit relyx ultimate.....	42
Figure 31: Examen initial(33).....	44
Figure 32: Essayage du mock up(33).....	44
Figure 33: Essayage des zircones (try-in)(33).....	44
Figure 34: Collage(33).....	44
Figure 35: Finale post collage(33).....	45
Figure 36: Photographie exobuccale à + un an (grossissement)(33).....	45
Figure 37: photographie finale à + un an(33).....	45

Index des tableaux

Tableau 1: Les différentes générations de zircons et de vitro-céramiques(4).....	9
Tableau 2 tableau comparatif de résistance à la flexion de 5 zircons translucides et deux conventionnelles après sablage(21).....	21
Tableau 3:comparaison des forces de cisaillement ,de gauche a droite.....	23
Tableau 4: comparaison test de traction.....	24
Tableau 5Forces de cisaillement en fonction du primaire, avec le ciment UNI et le ciment OPA, avec 5000thermocyles ou non.(29).....	30
Tableau 6:Degré de conversion en fonction des colles utilisées et du temps de photopolymérisation(32).....	36
Tableau 7 Microdureté des ciments en fonction de la colle et du temps de photopolymérisation(32)	37

Bibliographie

1. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. Future Dent J. déc 2016;2(2):55-64.
2. Wikipédia [Internet]. 2018 [cité 11 déc 2018]. Disponible sur: <https://fr.wikipedia.org/w/index.php?title=Zirconium&oldid=148126963>
3. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, et al. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. Dent Mater. déc 2016;32(12):e327-37.
4. Zhang Y, Lawn BR. Novel zirconia materials in dentistry. J Dent Res. févr 2018;97(2):140-7.
5. zircone-meconnue.pdf [Internet]. [cité 11 déc 2018]. Disponible sur: <http://www.labo-arcad.com/doc/zircone-meconnue.pdf>
6. Wood DL, Nassau K. Refractive index of cubic zirconia stabilized with yttria. Appl Opt. août 1982;21(16):2978.
7. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. Future Dent J. déc 2016;2(2):55-64.
8. guide_comident_zircone.pdf [Internet]. [cité 23 oct 2018]. Disponible sur: http://www.cnifpd.fr/CNIFPD_v2/pdf/guide_comident_zircone.pdf
9. Gremillard L, Chevalier J. http://lgremillard.free.fr/Gremillard_mecamat_Aussois_2009.pdf
10. Saridag S, Tak O, Alniacik G. Basic properties and types of zirconia: An overview. World J Stomatol. août 2013;2(3):40-7.
11. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater. mar 2008;24(3):299-307.
12. Porter DL, Heuer AH. Mechanisms of Toughening Partially Stabilized Zirconia (PSZ). J Am Ceram Soc. mar 1977;60(3-4):183-4.
13. ROULET JF, DEGRANGE M. livre : collage et adhésion la révolution silencieuse. Berlin et Paris, quintessence internationale. 2000.
14. Dupuis , Felenc , Maamrgerit . les matériaux de l'interface dento-prothétique scellement et collage. collection 2011. (guide professionnel).
15. Marniquet S, Matériaux actuels pour les restaurations partielles [Internet]. LEFILDENTAIRE magazine dentaire. 2015 [cité 13 janv 2020]. Disponible sur: <https://www.lefildentaire.com/articles/clinique/esthetique/materiaux-actuels-pour-les-restaurations-partielles/>
16. Le M, Larsson . Bond strength between MDP-based cement and translucent zirconia [Dent Mater J](#). 2019 1 juin; 38 (3): 480-489

17. Aung. effects of alumina blasting pressure on the bonding to super / ultra translucent zirconia. *Dent Mater J* Volume 35, numéro 5 , mai 2019 , pages 730-739
18. Salem, el naggar. Microtensile bond strength of resin bonded high translucency zirconia using different surface treatments. *J Adhes Dent* 2016; 18(3) : 191-196
19. Ruales-Carrera, Henriques , Claudia A. M. Volpato DDS, MSc, PhD5, Mutlu Özcan DDS, DMD, PhD4. Adhesion behavior of conventional and high-translucent zirconia: Effect of surface conditioning methods and aging using an experimental methodology. *J Esthet Restor ent* 2019 ; 31(4) : 388-397 .
20. Masanao, Shimizua, Nozakib,Tomohiro , Yoshiharad, Nagaokae, Zhangf, Vleugelsf, Van Meerbeekg, Minakuchia. Crystallographic and morphological analysis of sandblasted highly translucent dental zirconia. *Dent Mater*. Mars 2018; 34 (3): 508-518
21. Edward A. McLaren, DDS, MDC; Nathaniel Lawson,, DMD, PhD; James Choi; Juan Kang; and Carlos Trujillo, DDS. New High-Translucent Cubic- Phase–Containing Zirconia: Clinical and Laboratory Considerations and the Effect of Air Abrasion on Strength. *Compendium* juin 2017 Volume 38, numéro 6
22. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Heidari B, Vafae F. Bond strength of resin cement to CO2 and Er:YAG laser-treated zirconia ceramic. *Restor Dent Endod*. nov 2014;39(4):296-302.
23. Kara O, Kara HB, Tobi ES, Ozturk AN, Kilic HS. Effect of various lasers on the bond strength of two zirconia ceramics. *Photomed Laser Surg*. 1 févr 2015;33(2):69-76.
24. El Gamal , Medioni , Rocca , Fornaini , Brulat-Bouchard . CO2 laser dentin surface treatment most effectively increased ceramic shear bond strength. *Laser ther* 2018 ; 27(1) : 4854
25. Vicente, Gomes, Rosel, Vicente Seoane, Albaladejo. Influence of Cyclic Loading on the Adhesive Effectiveness of Resin-Zirconia Interface After Femtosecond Laser Irradiation and Conventional Surface Treatments. *Laser Surg Med* 2016 ; 48(1): 36-44
26. Ansari, Jahedmanesh, Cascione, Zafarnia, Kumar , Wu, Moshaverinia, Effects of an etching solution on the adhesive properties and surface microhardness of zirconia dental ceramics *J Prosthet Dent*. Sep 2018; 120 (3): 447-453.
27. Nagaoka1, Yoshihara, Feitosa, Tamada, Irie, Yoshida, Van Meerbeek Hayakawa. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia

Scientific Reports | 7:45563

28. Rosentritt , Preis and Martin. Effect of Decontamination and Cleaning on the Shear Bond Strength of High Translucency Zirconia *Dent. J.* 2017, 5, 32;
29. Yagawa, Komine, Fushiki, Kubochi, Kimura, Matsumura. Effect of priming agents on shear bond strengths of resin-based luting agents to a translucent zirconia material *journal of prosthodontic research* 62 (2018) 204–209
30. Hamdy, Bakr, Hashem , Effect of Surface Treatment and Artificial Aging on Microtensile Bond Strength of Zirconia to Resin Cement *Scientific Archives Of Dental Sciences* 1.1 (2018): 02-08.

31. ÖZTÜRK¹, BOLAY, HICKEL & ILIE. Effects of ceramic shade and thickness on the micro-mechanical properties of a light-cured resin cement in different shades Acta Odontologica Scandinavica. 2015; Early Online, 1–5
32. Alovisia, Scottia, Combac, Manzon, Farinad, Pasqualinib, Breschic, Cadenarof,. Influence of polymerization time on properties of dual-curing cements in combination with high translucency monolithic zirconia journal of prosthodontic research 62 (2018) 468–472
33. R Souza F Barbosa G Arau' jo E Miyashita MA Bottino R Melo Y Zhang. Ultrathin Monolithic Zirconia Veneers: Reality or Future? Report of a Clinical Case and One-year Follow-up Operative Dentistry, 2018, 43-1, 3-11
34. carrabba michele, nagasawa yuko, parini stefano. zirconia translucency and cement systems as factors Influencing the zirconia-titanium and zirconia shear bond strength. DOI: 10.11607/jomi.7212.
35. Franco-Tabares S, Stenport V. chemical bonding to novel translucent zirconias: a mechanical and molecular investigation J Adhes Dent 2019 Vol21:107-116. J Adhes Dent. Vol21:107-16.
36. Shimizu Inokoshio , Takagakiv, Minakuchie. Bonding Efficacy of 4-META/MMA-TBB Resin to Surface-treated Highly Translucent Dental Zirconia J Adhes Dent 2018; 20: 453-459.
37. Bellotti , Almeida, Bellotti , Negreiros, Giannini. The effect of atmospheric plasma treatment of dental zirconia ceramics on the contact angle of water Lopes et al. Applied Adhesion Science 2014, 2:17
38. Pr.Weiss La chimie des polymères <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap3/site/html/cours.pdf> .
39. Ilie, Inga , Stawarczyk, . Quantification of the amount of blue light passing through monolithic zirconia with respect to thickness and polymerization conditions j.prosdent.2014.08.013.
40. panaviatm -v5-brochure-be-nl-lu-french.pdf [Internet]. [cité 15 janv 2020]. Disponible sur: <https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/panavia-v5-brochure-be-nl-lu-french.pdf>
41. PANA VIA F 2.0 [Internet]. [cité 15 janv 2020]. Disponible sur: <https://www.kuraraynoritake.eu/fr/panavia-f-2-0.html>
42. 1_SB_French.pdf [Internet]. [cité 15 janv 2020]. Disponible sur: http://www.generiqueinternational.com/docs/1_SB_French.pdf
43. relyx-ultimate-folder-f.pdf [Internet]. [cité 15 janv 2020]. Disponible sur: http://multimedia.3m.com/mws/media/773782O/relyx-ultimate-folder-f.pdf?fn=RelyX_Ultimate_F_F.pdf
44. Fu le, fu wembo. Ultrastrong translucent Glasss ceramic with nanocrystalline Biomimetic Structure DOI: 10.1021/acs.nanolett.8b03220.

45. baddeleyite - Recherche Google [Internet]. [cité 15 déc 2018]. Disponible sur: https://www.google.com/search?q=baddeleyite&rlz=1C1AVFC_enFR817FR817&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUK Ewiyg92g76HfAhWr4IUKHbh4DGQQ_AUIDigB&biw=911&bih=385#imgsrc=tgJxC8dsx1XGMM:
46. Les interfaces dans les Bio composites : du colloïde à la pièce finie, une approche multi-échelles. C.Baley, E.Balnois et Y.Grohens, F.Busnel, G.Raj Nano. - ppt video online télécharger [Internet]. [cité 26 juin 2019]. Disponible sur: <https://slideplayer.fr/slide/186459/>
47. Rocatec Bonding Scientific Product Profile [Internet]. 2002 [cité 14 janv 2020]. Disponible sur: www.paper/Rocatec-Bonding-Scientific-Product-Profile/10c483a15eef4f50aeae787a1a932fd5ef3c24c5/figure/2

MAIMBOURG (Quentin).- Le collage des nouvelles zircones. - 61; ill; tabl; 47 ref ; 30 cm
(Thèse : Chir. Dent ; Nantes ; 2020)

RÉSUMÉ :

Les restaurations prothétiques avec les nouvelles zircones présentent de nombreux avantages mécaniques, esthétiques et de coût de production. Cependant les techniques de collage font toujours débat. L'objectif de cette revue de littérature est de répertorier et d'évaluer les différentes techniques de collages de ces zircones nouvelles générations présentent à ce jour.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT

Biomatériaux

MOTS CLES MESH

Zirconium-Zirconium

Collage dentaire- dental bonding

Adhésifs- Adhésives

JURY

Président : Professeur Amouriq Y.

Assesseur : Docteur Bodic F.

Assesseur : Docteur Freuchet E.

Membre invité : Docteur Lanoiselée E.

Directeur : Docteur Jordana F.

ADRESSE DE L 'AUTEUR

7 rue Dugommier - 44000 Nantes
maimbourgquentin@gmail.com
