



HAL
open science

Protocole de collage de la zircone : un choix raisonné. Revue systématique de la littérature

Alice Garcia

► **To cite this version:**

Alice Garcia. Protocole de collage de la zircone : un choix raisonné. Revue systématique de la littérature. Sciences du Vivant [q-bio]. 2021. dumas-03160349

HAL Id: dumas-03160349

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03160349>

Submitted on 5 Mar 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

U.F.R. D'ODONTOLOGIE

Année 2021

Thèse n°10

THESE POUR L'OBTENTION DU

**DIPLOME D'ETAT de DOCTEUR EN CHIRURGIE
DENTAIRE**

Présentée et soutenue publiquement

Par GARCIA, Alice

Né(e) le 11/05/1993 à Bordeaux

Le 10 Février 2021

**Protocole de collage de la zircone : un choix raisonné.
Revue systématique de la littérature.**

Sous la direction de : Aude MÉNARD

Membres du jury :

Mme BERTRAND Caroline – Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Président

Mme MÉNARD Aude – Assistant Hospitalo-Universitaire

Directrice

Mr BARTALA Michel – Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Rapporteur

Mme LAVIOLE Odile – Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Assesseur

UNIVERSITE DE BORDEAUX

MAJ
11/01/2021

Président M. TUNON DE LARA Manuel

Directeur de Collège des Sciences de la Santé M. PELLEGRIN Jean-Luc

COLLEGE DES SCIENCES DE LA SANTE UNITE DE FORMATION ET DE RECHERCHE DES SCIENCES ODONTOLOGIQUES

Directrice	Mme BERTRAND Caroline	58-01
Directeur Adjoint à la Pédagogie	Mr DELBOS Yves	56-01
Directeur Adjoint – Chargé de la Recherche	M. CATROS Sylvain	57-01
Directeur Adjoint – Chargé des Relations Internationales	M.SEDARAT Cyril	57-01

ENSEIGNANTS DE L'UFR

PROFESSEURS DES UNIVERSITES

Mme	Caroline	BERTRAND	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Marie-José	BOILEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M	Sylvain	CATROS	Chirurgie orale	57-01
M	Raphaël	DEVILLARD	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Véronique	DUPUIS	Prothèse dentaire	58-01
M.	Bruno	ELLA NGUEMA	Sciences anatomiques et physiologiques - Biomatériaux	58-01
M.	Jean-Christophe	FRICAIN	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES

Mme	Elise	ARRIVÉ	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Audrey	AUSSEL	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Cécile	BADET	Biologie Orale	57-01
M.	Etienne	BARDINET	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Michel	BARTALA	Prothèse dentaire	58-01
M.	Cédric	BAZERT	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Christophe	BOU	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Sylvie	BRUNET	Chirurgie buccale – Pathologie et thérapeutique	57-01
M.	Jacques	COLAT PARROS	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M,	Jean-Christophe	COUTANT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
M.	François	DARQUE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	François	DE BRONDEAU	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Yves	DELBOS	Odontologie pédiatrique	56-01
M,	Emmanuel	D'INCAU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	FENELON	Chirurgie Orale	57-01
Mme	Elsa	GAROT	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Dominique	GILLET	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Olivia	KEROUREDAN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Jean-François	LASSERRE	Prothèse dentaire	58-01
M.	Yves	LAUVERJAT	Parodontologie	57-01
Mme	Odile	LAVIOLE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Javotte	NANCY	Odontologie pédiatrique	56-01

M.	Adrien	NAVEAU	Prothèse dentaire	58-01
M.	Philippe	POISSON	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	Patrick	ROUAS	Odontologie pédiatrique	56-01
M.	Johan	SAMOT	Biologie Orale	57-01
Mme	Maud	SAMPEUR	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Cyril	SEDARAT	Parodontologie	57-01
Mme	Noélie	THEBAUD	Biologie Orale	57-01
M.	Eric	VACHEY	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01

AUTRES ENSEIGNANTS

M.	Cédric	FALLA	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M.	François	ROUZÉ L'ALZIT	Prothèse dentaire	58-01

ASSISTANTS

M.	Bastien	BERCAULT	Chirurgie Orale	57-01
M.	Baptiste	BERGES	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Mathilde	BOUDEAU	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Virginie	CHUY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
M	Pierre-Hadrien	DECAUP	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Laura	DONNET	Biologie Orale	57-01
Mme	Julia	ESTIVALS	Odontologie pédiatrique	56-01
Mr	Pierre-André	GUILLAUD	Parodontologie	57-01
Mme	Jane	GOURGUES	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mr	Louis	HUAULT	Sciences anatomiques et physiologiques	58-01
Mme	Mathilde	JACQUEMONT	Parodontologie	57-01
Mme	Clémence	JAECK	Prothèse dentaire	58-01
Mr	Aymeric	JOUBERT DU CELLIER	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mr	Jean-Baptiste	IRIBARREN	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
Mme	Claudine	KHOURY	Prévention épidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale	56-02
Mme	Camille	LACAULE	Orthopédie dento-faciale	56-01
M.	Antoine	LAFITTE	Orthopédie dento-faciale	56-01
Mme	Léa	MASSE	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Aude	MENARD	Prothèse dentaire	58-01
M	Florian	PITEU	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Rawen	SMIRANI	Parodontologie	57-01
Mme	Florianne	VILLAT	Dentisterie restauratrice et endodontie	58-01
M.	Clément	VACHEY	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
M	Paul	VITIELLO	Prothèse dentaire	58-01
Mme	Sophia	ZIANE	Odontologie conservatrice – Endodontie	58-01
Mme	Laurie	FUCHS	Odontologie pédiatrique	56-01

Remerciements

A notre Présidente de thèse

Madame le Professeur Caroline BERTRAND

Professeur des Universités – Praticien Hospitalier

Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques

Sous-section Prothèse 58-01

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites en acceptant la présidence de ce jury.

Veillez trouver ici l'expression de mon plus profond respect et de toute mon estime pour vos qualités humaines et d'enseignement. Merci de l'intérêt que vous portez aux étudiants tout au long de notre cursus.

A notre Directrice de thèse

Madame le Docteur Aude MÉNARD

Assistant Hospitalo-Universitaire

Sous-section Prothèse dentaire – 58-01

Veillez trouver ici le témoignage de ma plus profonde reconnaissance d'avoir accepté de diriger ce travail.

Votre entière disponibilité pour la rédaction de la thèse a été d'une aide précieuse pour l'aboutissement de ce travail. Je vous remercie de votre implication, votre rigueur et votre bienveillance. Je vous remercie également pour votre enseignement en clinique, votre accessibilité et votre pédagogie qui m'ont permis de progresser.

A notre Rapporteur de thèse

Monsieur le Docteur Michel BARTALA

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse dentaire – 58-01

Je vous remercie pour le temps consacré à cette lecture, à vos précieuses remarques et de me faire l'honneur de siéger à ce jury en qualité de rapporteur. Je vous suis reconnaissante pour votre aide, pour votre rigueur et pour votre disponibilité.

Je vous remercie également pour votre pédagogie, votre enseignement et pour la transmission de votre passion du métier de chirurgien-dentiste.

Veillez trouver ici l'expression de ma gratitude et de mon estime.

A notre Assesseur

Madame le Docteur Odile LAVIOLE

Maître de Conférences des Universités – Praticien Hospitalier

Sous-section Prothèse dentaire 58-01

Je vous remercie de l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse.

Par ailleurs, j'aimerais vous remercier pour la qualité de votre enseignement théorique à la faculté ainsi que clinique à l'hôpital Xavier Arnozan.

Veillez trouver ici le témoignage de mon plus grand respect.

À mes parents,

Il n'y a pas de mots pour exprimer ma gratitude envers vous. C'est grâce à vous que j'en suis là, grâce à votre soutien, vos conseils, votre éducation, vos valeurs inculquées et votre amour.

À mes frères et sœurs, Victor, Manon et Loann,

Parce que sans vous la vie n'aurait pas la même saveur. Je suis fière d'être votre sœur. Je sais que je pourrais toujours compter sur vous, et vous sur moi.

À mes grands-parents,

Merci pour votre soutien tout au long de mes études, particulièrement pendant la P1. Je vous serais éternellement reconnaissante.

Au reste de ma famille,

Je ne peux pas citer tout le monde mais je vous remercie pour tout.

À Adrien,

Merci d'être là, merci pour ton soutien et de m'avoir supporté pendant la rédaction de cette thèse. Je nous souhaite le meilleur.

À Camille,

Mon amie de toujours, merci pour tous ces moments passés ensemble, qui ont commencé sur notre tyka à braver le froid et les tempêtes, et qui depuis n'ont jamais cessés.

À Emeline,

Ma plus belle rencontre de P1, merci pour ton soutien sans failles en toute circonstance. Je te dois beaucoup.

À mes amis du bassin, mes amis voileux,

Je suis heureuse d'avoir grandi à vos côtés, d'avoir tous ces souvenirs avec vous, et j'espère partager encore pleins de bons moments avec vous ! Et une petite mention spéciale au CVPM !

À mes amis de dentaire,

Merci pour tous ces bons moments passés à vos côtés, toutes ces soirées, ces WEI et ces rallyes. Un plus grand merci à mes zouzs : Ana, Julia, Aude, Sophie, Clothilde, Juliette, Margaux, Fanny, Emeline et Camille. Nous avons toutes bien évoluées, mais je sais que même dans plusieurs années je vous compterai toujours parmi mes amies. Merci aux garçons, Maxime, Louis, Pierre, Baptiste et les autres pour votre bonne humeur quotidienne. Merci à mes binômes Juliette, Lucas, César et Johanna avec qui j'ai beaucoup appris. Et à tous les autres qui ont rendu ces études des plus agréables.

Aux praticiens qui m'ont ouvert les portes de leurs cabinets lors de mes études, les Dr Guénaëlle Meillour, Franck Pourrat, Éric Cézard et Hervé Garaud. Votre travail a façonné ma vision d'un cabinet dentaire et m'ont donné envie de progresser.

Table des matières

Table des illustrations.....	9
Index des tableaux.....	10
Introduction.....	11
I. État de l'art	12
1. Évolution de la zircone utilisée en odontologie.....	12
1.1 Mise en œuvre/composition de la zircone	12
1.2 Les différentes générations de zircone Y-TZP	14
1.2.1 Première génération.....	14
1.2.2 Deuxième génération	15
1.2.3 Troisième génération.....	15
1.2.4 Comparaison des trois générations	16
1.2.5 Autres modifications.....	17
2. Propriétés et Indications.....	18
2.1 Propriétés.....	18
2.1.1 Propriétés mécaniques	18
2.1.2 Biocompatibilité.....	19
2.1.3 Propriétés optiques et translucidité	20
2.1.4 Dégradation à basse température.....	20
2.2 Indications de la zircone.....	21
2.2.1. Implantologie.....	21
2.2.2. Orthodontie	22
2.2.3. Prothèse.....	22
3. Objectif de la revue	23
II. Matériel et méthode.....	24
1. Stratégie de recherche	24
2. Critères d'éligibilité.....	24
3. Sélection des études.....	25
4. Extraction et analyse des données	25
III. Résultats	26
IV. Discussion.....	36
Conclusion	45
Bibliographie	46
Annexes :.....	52

Table des illustrations

Figure 1 : Changement de phase cristallographique avec la variation de température des trois phases de ZrO ₂ . (14)	13
Figure 2 : Phases de conversion de la zircone d'après Stawarczyk et al. (15).....	13
Figure 3 : Zircone Prettau de Zirkonzahn (18).....	14
Figure 4 : Zircone de deuxième génération : Katana ML de Kuraray (20).....	15
Figure 5 : Zircons de troisième génération : Katana UTML (5Y-PSZ) et STML (4Y-PSZ) de Kuraray(20)	16
Figure 6 : Graphique résumant les valeurs de résistance en fonction de la génération de zircone d'après Stawarczyk et al.(22)	16
Figure 7 : Zircone dégradée avec combinaison de zircone 4Y-TZP et 5Y-TZP : IPS e-max ZirCAD Multi d'Ivoclar Vivadent(25).....	18
Figure 8 : Mécanisme de renforcement de la céramique Y-TZP d'après site internet Campus Cerimes(30).....	19
Figure 9 : Arbre de décision de la revue systématique de la littérature	27

Index des tableaux

Tableau 1 : Représentation des différentes générations de zircone (4)	17
Tableau 2 : Récapitulatif des articles retenus et de l'objet de leur étude.....	28
Tableau 3 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les prétraitements de surface utilisés.	32
Tableau 4 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les colles utilisées.....	33
Tableau 5 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les prétraitements de surfaces et colles utilisés.....	35
Tableau 6 : Rappel études comparant les différentes colles, avec les éventuels primaires utilisés.....	42

INTRODUCTION

Depuis les années 2000, grâce aux nouvelles technologies de conception/fabrication assistées par ordinateur (CFAO), la zircone prend une place importante sur le marché de la prothèse dentaire (1–3). Cette céramique présente en effet des propriétés intéressantes comme une ténacité et une résistance à la fatigue supérieures aux autres céramiques, une bonne résistance à l'usure et une excellente biocompatibilité (4). Longtemps indiquée comme matériau d'infrastructure, la zircone a connu des modifications et améliorations afin d'en augmenter sa translucidité et donc son esthétique. (5–7).

Parallèlement à cela, l'avènement de la dentisterie adhésive a littéralement changé la pratique dentaire orientant celle-ci vers des procédures de restauration minimalement invasives faisant appel à des protocoles de collage stricts. A l'heure actuelle, les céramiques « gold standard » répondant à ses exigences sont celles qui sont dites « mordançables » avec une phase vitreuse dans leur matrice cristalline. De par sa structure polycristalline, la zircone ne rentre pas dans cette catégorie. Pourtant, dans un principe d'économie tissulaire et d'amélioration des performances, il est intéressant dans certaines situations où la rétention est moindre, de pouvoir coller la zircone aux surfaces dentaires. Pour cela, de nombreux protocoles avec notamment des traitements de surfaces mécaniques et chimiques, sont continuellement proposés afin d'améliorer l'efficacité du collage de la zircone (8,9). Cependant où en est-on aujourd'hui quant au choix raisonné de celui-ci ?

Après un rappel général sur la zircone aboutissant à la problématique du sujet, une revue systématique de la littérature est alors réalisée comparant ainsi les différents prétraitements de surface et agents de liaison utilisés aujourd'hui.

I. État de l'art

Cette première partie reprend les connaissances générales sur la zircone afin de situer le contexte de cette revue. Pour ce faire, une revue narrative de la littérature a été réalisée grâce à l'utilisation des moteurs de recherche PUBMED, DOSS, EMC et Science Direct. Cette recherche a été complétée avec une recherche manuelle en bibliothèque.

1. Évolution de la zircone utilisée en odontologie

Le zirconium est un élément chimique (symbole Zr) faisant parti des métaux de transition. Abondamment retrouvé au niveau de la croûte terrestre, il n'existe cependant pas à l'état pur dans la nature. Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) quant à lui, communément appelé zircone, a été accidentellement découvert par un chimiste allemand, Martin Heinrich Klaporth, en 1789. La première utilisation du dioxyde de zirconium à des fins médicales date de 1969 pour la réalisation de prothèses de hanche (10,11).

Au cours de la dernière décennie, la communauté dentaire a été témoin d'un « big bang » industriel concernant le traitement de la zircone afin d'étendre son utilisation à différentes applications cliniques.

1.1 Mise en œuvre/composition de la zircone

En dentisterie, le dioxyde de zirconium (ZrO_2) est réalisé à partir du zirconium (Zr) après un long et onéreux processus de purification qui permet d'obtenir une poudre cristalline blanche à haute fusion. Lors du processus de refroidissement de la zircone pure, à pression ambiante, des changements de phases sont observés. En effet, la phase cubique (c) cristallise à une température supérieure ou égale à 2 680°C puis se transforme en phase tétragonale (t) jusqu'à une température de 2370°C. La transformation de la zircone en phase monoclinique (m), dans laquelle on la retrouve à température ambiante, se fait à partir d'une température de 1 170°C [Fig.1]. Cette dernière transformation ($t \rightarrow m$) est une transformation martensitique (c'est-à-dire sans diffusion, survenant de façon athermique, et entraînant un changement de forme) qui est caractérisée par une augmentation de volume d'environ 4% ainsi qu'une importante déformation aux forces de cisaillement (10,12,13).

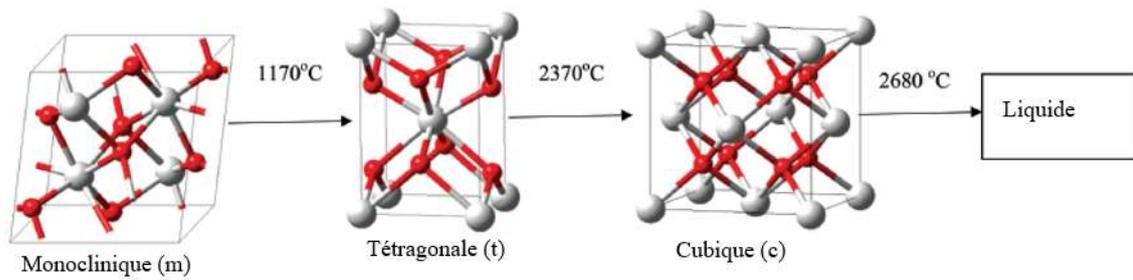


Figure 1 : Changement de phase cristallographique avec la variation de température des trois phases de ZrO_2 . (14)

Cette transformation martensitique entraîne une désintégration de la zirconne pure après frittage (procédé de mise en forme de la zirconne), qu'il faut chercher à éviter. De plus, les phases monoclinique et cubique présentent des propriétés mécaniques modestes, contrairement à la phase tétragonale qui est alors celle utilisée en dentisterie. Une des solutions pour que la zirconne reste dans cette phase à température ambiante est d'incorporer des oxydes stabilisés dans le réseau cristallin. Cette adjonction mesurée de dopants dans la poudre de départ permet d'augmenter la résistance et la ténacité du fait que la phase tétragonale soit partiellement stabilisée dans la microstructure à température ambiante (15,16) [Fig.2].

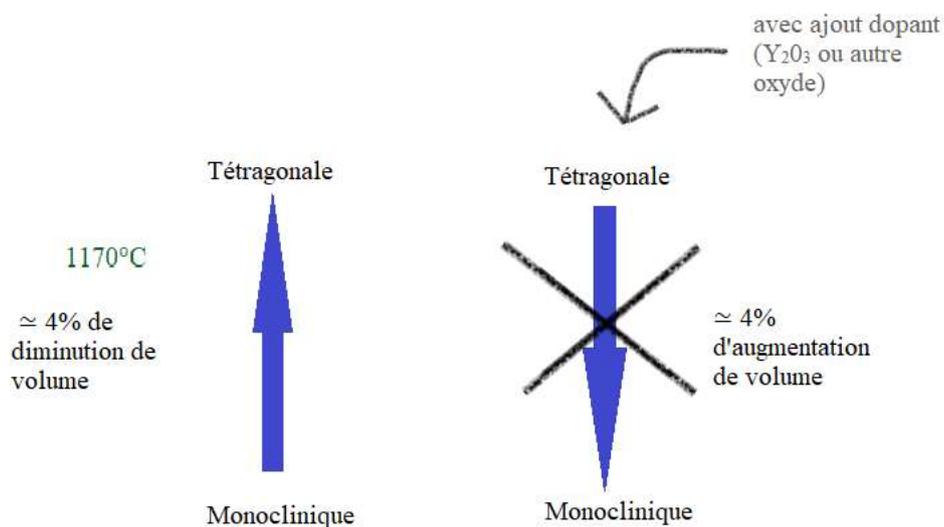


Figure 2 : Phases de conversion de la zirconne d'après Stawarczyk et al. (15)

La zircone la plus retrouvée sur le marché dentaire est stabilisée à l'oxyde d'yttrium (Y-TZP). En effet, l'yttria (Y_2O_3) semble être le plus efficace car il offre une combinaison de haute résistance et de dureté (4).

Ainsi, un polycristal de zircone tétragonal stabilisé à l'yttria 3% en moles (3Y-TZP) est devenue la céramique dentaire la plus utilisée en restaurations prothétiques (17).

1.2 Les différentes générations de zircone Y-TZP

Cette céramique évolue d'année en année afin d'améliorer ses performances cliniques. Différentes générations de zircone Y-TZP se distinguent alors.

1.2.1 **Première génération**

Apparue il y a environ 25 ans, cette génération de 3Y-TZP [Fig.3] contient 0,25% en poids d'alumine. Elle présente une résistance supérieure à 1GPa en flexion, ainsi qu'une opacité élevée en raison de la biréfringence (= division en deux du rayon incident) inhérente aux phases non cubiques de la zircone ce qui entraîne une dispersion de la lumière. Elle était particulièrement utilisée comme armature pour les couronnes stratifiées et les bridges antérieurs et postérieurs. Cependant cette génération de 3Y-TZP présente un échec clinique à long terme dû principalement à l'écaillage de la céramique (4). Du fait de son opacité importante, elle est contre-indiquée pour les restaurations monolithiques (5).



Figure 3 : Zircone Prettau de Zirkozahn (18)

1.2.2 Deuxième génération

Elle est apparue vers l'année 2013 et c'est également une zircone 3Y-TZP [Fig.4]. Elle est obtenue en réduisant considérablement la taille et le nombre de grains d'alumine. Une élimination de la porosité est également réalisée par frittage à une température plus élevée. L'ensemble permet une amélioration modeste de la translucidité, qui reste néanmoins insuffisamment esthétique pour être utilisée comme monolithiques dans le secteur antérieur. Cette génération présente également une meilleure résistance que la précédente (4,5,19).

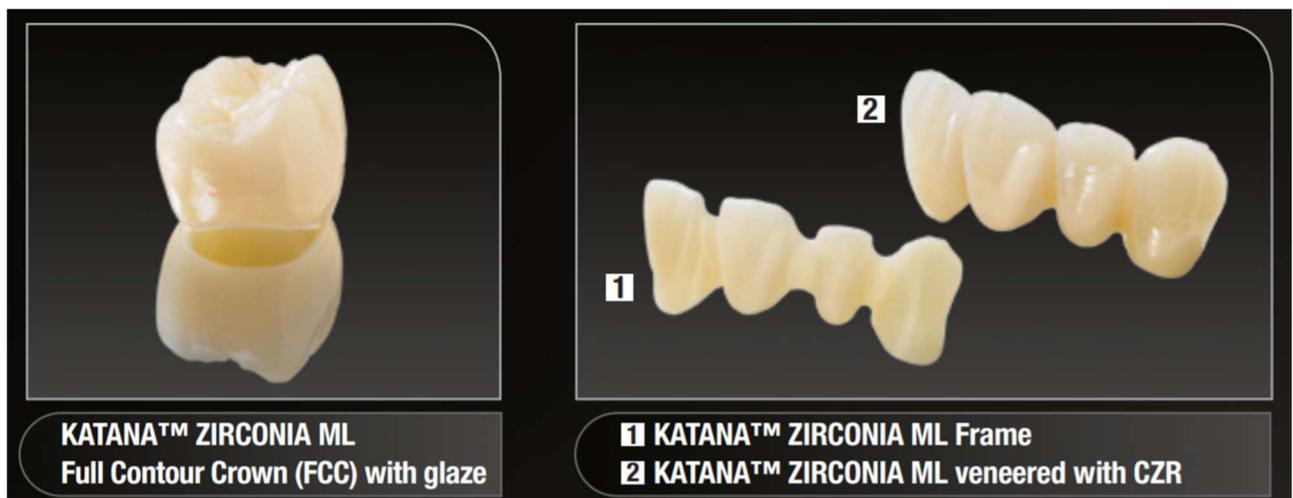


Figure 4 : Zircon de deuxième génération : Katana ML de Kuraray (20)

1.2.3 Troisième génération

Elle a vu le jour en 2015 et est obtenue par inclusion d'une phase transparente dans le produit final afin d'en réduire l'opacité. Cette augmentation de la translucidité est obtenue en augmentant la proportion en yttria à 4 (4Y-PSZ ou 4Y-TZP) ou 5% en moles (5Y-PSZ ou 5Y-TZP) pour obtenir des zircons partiellement stabilisés avec une augmentation de la phase cubique non réfringente (qui ne renvoie donc pas la lumière). La teneur en phase cubique s'élève jusqu'à environ 50% contre 15% dans les anciennes générations. L'inconvénient de cette 3^{ème} génération est que la phase cubique ne subit pas de transformation induite par la contrainte (cf propriétés mécaniques), ce qui conduit à une diminution de la ténacité et de la résistance (4,5,21).

Güth *et al.* divisent cette 3^{ème} génération en deux générations distinctes : la 5Y-PSZ en 2015 qui selon leur classification représente la 3^{ème} génération, et la 4Y-PSZ en 2017 qui est qualifiée

comme la 4^{ème} génération [Fig.5]. Cette dernière présentant une phase cubique moins importante que la 3^{ème}, est par conséquent plus résistante et moins translucide (5).



Figure 5 : Zircons de troisième génération : Katana UTML (5Y-PSZ) et STML (4Y-PSZ) de Kuraray(20)

1.2.4 Comparaison des trois générations

Pour résumer, au fil des générations de zircone Y-TZP, on a obtenu des zircons de plus en plus translucides donc plus acceptables esthétiquement. Mais par le fait de l'inclusion d'une phase cubique plus importante, on a une diminution des propriétés mécaniques [Fig 6] (22).

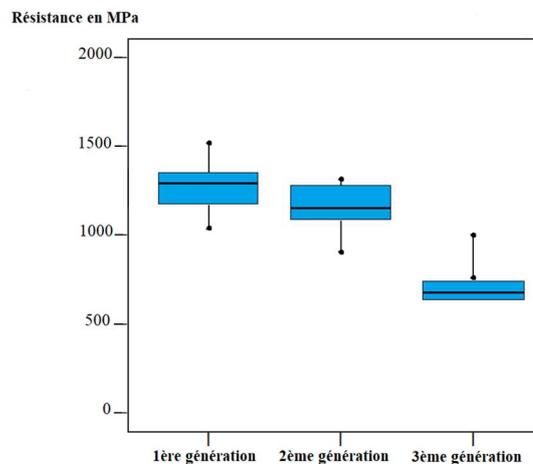


Figure 6 : Graphique résumant les valeurs de résistance en fonction de la génération de zircone d'après Stawarczyk et al.(22)

Le tableau 1 ci-dessous regroupe les différentes générations de zircone avec quelques exemples de produits et fabricants.

Génération	Nom	Fabricant	Composition
<u>1^{ère}</u>	Lava™ Frame Prettau® Zirconia KaVo Everest® ZH Vita YZ® T Zenostar® MO	3M ESPE Zirkonzhan KaVo Dental Vita Zahnfabrik Wieland Dental	3Y-TZP (<15% phase cubique)
<u>2^{ème}</u>	Lava™ Plus Cercon® Ht Vita YZ® HT BruxZir® Full-strength Zpex® Zenostar® T Luxisse Dental Katana™ HT-ML inCoris TZI	3M ESPE Dentsply Sirona Vita Zahnfabrik Glidewell Tosoh Wieland Dental Heany Kuraray Noritake Dentsply Sirona	3Y-TZP (<15% phase cubique)
<u>3^{ème}</u>	Zpex 4 Ips e.max® ZirCAD MT Zenostar® MT Katana™ ST/STML	Tosoh Ivoclar Vivadent Wieland Dental Kuraray Noritake	4Y-PSZ (>25% phase cubique)
	Lava™ Esthetic Cercon® xt DD cube X2® BruxZir® Anterior Prettau® Zirconia Katana™ UT/UTML Zpex smile® Luxisse +	3M ESPE Dentsply Sirona Dental Direkt Materials Glidewell Zirkonzahn Kuraray Noritake Tosoh Heany	5Y-PSZ (>50% phase cubique)

Tableau 1 : Représentation des différentes générations de zircone (4)

1.2.5 Autres modifications

Afin d'imiter au mieux le gradient de teinte des dents naturelles, des zircons multicouches ou dégradées sont commercialisées [Fig.7]. Elles peuvent combiner différentes générations en multicouches avec une différence de transmission de lumière pour chaque couche. Tout cela amène ainsi une augmentation des propriétés optiques (5,23,24).



Figure 7 : Zircono dégradée avec combinaison de zircono 4Y-TZP et 5Y-TZP : IPS e-max ZirCAD Multi d'Ivoclar Vivadent(25)

2. Propriétés et Indications

2.1 Propriétés

La zircono présente de nombreuses propriétés, seulement quelques-unes des plus importantes sont développées ci-dessous.

2.1.1 Propriétés mécaniques

La zircono Y-TZP détient des propriétés mécaniques plus importantes que les autres céramiques dentaires du fait de sa résistance à la flexion supérieure à 1000MPa et de sa résistance à la rupture (ténacité) de 4 à 5 MPa (26). Cette ténacité élevée est due à un phénomène de renforcement de la zircono induit par les contraintes. En effet, lorsque le matériau est soumis à une contrainte, il subit des changements microstructuraux se traduisant par la transformation de la phase tétragonale en phase monoclinique à l'extrémité de la fissure [Fig 8]. Ceci génère des contraintes de compression autour des défauts s'accompagnant d'une expansion locale du volume empêchant ainsi la propagation de la fissure. Les transformations de réversions de la phase tétragonale à la phase monoclinique, activées par des contraintes appliquées de manière externe, entraînent une expansion et un changement de forme au sein de chaque grain, absorbant ainsi l'énergie et amenant une résistance aux dommages (27–29).

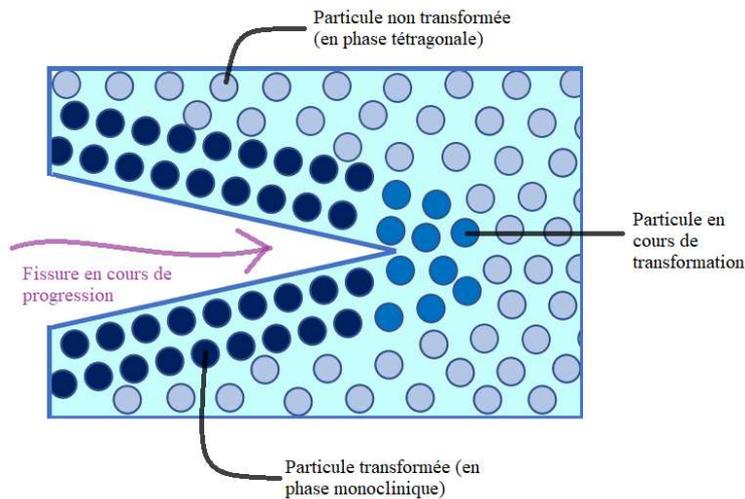


Figure 8 : Mécanisme de renforcement de la céramique Y-TZP d'après site internet Campus Cerimes(30)

2.1.2 Biocompatibilité

La biocompatibilité est la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte. Elle est évaluée par une série de tests donnés par la norme ISO (31).

Les céramiques à base de zircone sont des matériaux chimiquement inertes, ne présentant pas d'effets néfastes ou de réactions sur les tissus. Les surfaces des prothèses en céramique sont polies, ce qui empêche l'accumulation de plaque dentaire. Elles peuvent ainsi entrer en contact avec le tissu gingival et participer au maintien de l'architecture gingivale (10,14).

Les matériaux à base de zircone permettent une bonne adhésion cellulaire. L'un des inconvénients se trouve dans la libération de particules provenant de la dégradation de la zircone à basse température ou provenant du processus de fabrication. Ceci peut alors entraîner une réaction inflammatoire immunitaire localisée (10,14).

A noter également que des études ont montré une moindre colonisation bactérienne sur la zircone que sur le titane, ce qui serait probablement dû à la conductivité électrique de la zircone (32,33).

2.1.3 Propriétés optiques et translucidité

Les nouvelles céramiques en zircone présentent aujourd'hui une amélioration de leur translucidité grâce à des modifications microstructurales qui peuvent être : une diminution de la teneur en alumine, une augmentation de la densité, une diminution de la taille des grains, une adjonction de zircone cubique ou une diminution des impuretés et défauts de structure (26).

Au fil des générations, la translucidité de la zircone a été augmentée. Tout d'abord, lors de la seconde génération, l'adjonction de grains d'alumine aux limites des grains de zircone entraîne un niveau plus élevé de transmission lumineuse et donc de translucidité. Puis, lors de la troisième génération, l'inclusion de cristaux cubiques, plus grands que les cristaux tétragonaux, permet un passage amélioré de la lumière avec moins d'obstacles et de porosités. Ceci entraîne une diminution de la réfraction et donc une amélioration de la translucidité par une émission de la lumière incidente plus uniforme dans toutes les directions de l'espace (5,15).

2.1.4 Dégradation à basse température

Ce processus s'appelle la dégradation à basse température, qui correspond au vieillissement de la zircone *in vivo* (34).

Il a été démontré pour la première fois par Kobayashi (35) qu'il se produit une transformation lente de la phase tétragonale *t* métastable à la phase monoclinique *m* plus stable ($t \rightarrow m$) à la surface de la zircone, en milieu humide et à des températures relativement basses.

Classiquement cette dégradation à basse température débute à la surface de la zircone puis progresse en profondeur. La transformation d'un grain s'accompagne d'une augmentation de volume provoquant des contraintes sur les grains environnants et des microfissures. La pénétration de l'eau exacerbe le processus de dégradation qui progresse alors de proche en proche (13).

Cette progression de la zone de conversion détermine de graves micro-fissures et provoque un arrachement des grains. De ce fait, il y a une augmentation de la rugosité de surface qui entraîne alors une diminution de la résistance de la pièce entière. Cette transformation peut être ralentie en utilisant une taille de grain plus petite et une quantité plus importante de stabilisants (34).

Ainsi, la zircone de 3^{ème} génération, de par sa plus grande quantité d'oxyde d'yttrium, présente une augmentation de sa résistance à la dégradation (36).

2.2 Indications de la zircone

La combinaison de la biocompatibilité, de la résistance mécanique et du faible potentiel de corrosion de la zircone en fait un matériau très intéressant pour la dentisterie, avec un large spectre d'utilisation de ce matériau, en particulier dans les domaines de l'implantologie, de l'orthodontie et de la prothèse (37).

2.2.1. Implantologie

L'intérêt de l'utilisation de la zircone Y-TZP pour les implants est apparu au début des années 2000 (37). Il a été montré que les implants en Y-TZP présentent une résistance mécanique suffisante pour supporter les forces masticatoires (38). Les piliers implantaires peuvent également être réalisés en Y-TZP. Cependant, des études rapportent que la résistance à la fracture des piliers monoblocs en zircone est inférieure à celle des piliers en titane en simulant des charges masticatoire cycliques (39). De plus, dans le cas des connexions internes, du fait de l'extrême dureté de la zircone, les implants en titane avec un pilier zircone ont tendance à entraîner une usure de la connectique supérieure à celle retrouvée avec un pilier en titane (37). Pour éviter ce phénomène, leur indication semble être plutôt limitée aux implants antérieurs où les forces masticatoires sont moindres. En région postérieure, des embases titane dans l'implant sont utilisées pour contrer ce problème (37,40).

De plus, la biocompatibilité et le faible potentiel de colonisation bactérienne de la zircone en font un avantage principal pour l'implantologie (32). Son esthétique est également un atout avec une couleur se rapprochant de la teinte de la dent naturelle contrairement au titane (38).

2.2.2. Orthodontie

Au vu de la demande esthétique de plus en plus accrue des patients réalisant des traitements orthodontiques, l'utilisation d'attaches orthodontiques (ou brackets) en céramique ou en résine est devenue plus populaire que les attaches métalliques. De plus, avec l'amélioration aujourd'hui de l'esthétique de la zircone monolithique, les attaches peuvent être réalisées en Y-TZP en antérieur comme en postérieur. Les avantages étant une résistance supérieure à la déformation et à l'usure, et une adhérence de plaque dentaire diminuée (14,41,42).

2.2.3. Prothèse

Les zircons de 1^{ère} et 2^{ème} générations, en raison de leur grande ténacité, sont indiquées pour les restaurations prothétiques postérieures du fait de leur propriétés mécaniques et de leur faible translucidité. Présentant une résistance comparable à celle du métal, il a été proposé de les utiliser comme chapes pour les restaurations antérieures (zircone stratifiée). Cependant, un taux d'échec important est rapporté avec essentiellement des pertes de rétentions et des fractures de la céramique de revêtement (ou chipping) plus fréquentes que pour les couronnes céramo-métalliques (14,37,43). Ce phénomène est en partie dû à une différence de coefficient de dilatation thermique entre la zircone et la céramique de revêtement. Aujourd'hui, de nouvelles céramiques sont apparues avec un coefficient de dilatation thermique plus proche de celui de la zircone afin de corriger ce problème (37).

Le développement de la zircone a également permis d'étendre son indication clinique vers des thérapeutiques plus minimalement invasives comme les restaurations céramiques partielles collées (les bridges cantilever par exemple). Cependant, la problématique de ces restaurations réside dans leur faible aptitude au collage si l'on suit les protocoles conventionnels (36,43–46). Ceci est dû à la structure polycristalline de la zircone qui, contrairement aux vitrocéramiques, ne possède pas de phase vitreuse dite « mordançable » permettant d'augmenter le potentiel de collage par la création de microrugosité (3,47). De plus, la silanisation qui permet de potentialiser le collage en créant une liaison entre l'oxyde de silicium et la partie organique de la colle, est plus problématique du fait de l'absence de silice dans cette céramique (3,44).

Dans la pratique actuelle, le développement des systèmes de collage donne l'opportunité d'augmenter la rétention de couronnes qui étaient jusqu'alors scellées et permet d'obtenir des résultats esthétiques optimaux (27). L'adhésion est l'ensemble des phénomènes mécaniques et physico-chimiques contribuant à l'union de deux surfaces de natures différentes. Une colle possède un caractère adhésif propre et des propriétés rhéologiques lui permettant de dissiper les contraintes subies (48,49).

Aujourd'hui, la force de liaison de la zircone aux colles peut être améliorée en conditionnant la surface avec des prétraitements mécaniques et chimiques (8). Cependant, pour un collage optimal, il est important que la surface de la céramique ait une faible tension superficielle pour augmenter la mouillabilité et permettre à la matrice hydrophobe des résines composites d'adhérer aux substrats hydrophiles (50).

3. **Objectif de la revue**

Ces dernières années, différents protocoles ont été proposés afin d'améliorer le collage de la zircone.

L'objectif de cette revue systématique de la littérature est de déterminer quel protocole de collage de la zircone permet aujourd'hui d'obtenir les meilleures valeurs d'adhésion. La revue se concentre alors sur deux éléments clés qui sont le prétraitement de surface de la zircone et le matériau d'assemblage.

Pour cela, les deux hypothèses formulées sont :

H0¹ : Des valeurs d'adhésion intéressantes peuvent être obtenues quel que soit le prétraitement de surface utilisé.

H0² : L'adhésion de la zircone est optimale quelque que soit la colle utilisée.

II. Matériel et méthode

Le travail réalisé est une revue systématique de la littérature qui a été menée en suivant les lignes guides du modèle PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses).

1. Stratégie de recherche

Les bases de données PUBMED, SCOPUS et DOSS (Dentistry & Oral Sciences Source) ont été interrogées en utilisant la combinaison de mots clés suivants :

(“zirconia” AND “bonding” AND “bond strength” AND “resin composite”)

OR

(“zirconia” AND “bonding” AND “bond strength” AND “surface treatment”)

Seules les publications publiées à partir de 2016 ont été retenues et cela dans le but d’obtenir des résultats récents.

La recherche électronique finale a été conduite le 27 Mars 2020.

2. Critères d’éligibilité

Afin de sélectionner les articles correspondant aux objectifs de cette revue, des critères d’inclusion et d’exclusion ont été établis.

- **Critères d’inclusion :**

- Langue anglaise ou française

- Études comparant les différents prétraitements de surfaces et agents de liaisons

- Études sur la zircone

- Études mesurant la résistance au cisaillement.

- **Critères d’exclusion :**

- Autres langues qu’anglais et français

- Revue de la littérature

- Études concernant l'implantologie.
- Études non comparatives entre prétraitements de surfaces ou agents de liaisons.
- Études ne mesurant pas les forces de liaisons obtenues.
- Études étudiant le collage de la zircone à une autre céramique dans les cas de zircone stratifiée.
- Études qui mesurent la micro-résistance à la traction et au cisaillement, et la résistance à la traction.

3. Sélection des études

La sélection a été faite par 1 seul lecteur.

Après recherche avec les mots-clés, l'ensemble des doublons ont été retirés et une première lecture des titres et résumés a permis d'exclure un certain nombre d'articles. Les articles correspondants aux critères d'éligibilités ont été lus intégralement et retenus ou non en fonction de ceux-là.

Les références bibliographiques des articles sélectionnés ont été passées en revue pour des inclusions possibles.

4. Extraction et analyse des données

Dans les articles sélectionnés, les données qui ont été extraites pour analyse sont :

- Le type de zircone utilisée (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5-PSZ ou non précisé)
- Le prétraitement de surface réalisé
- Le matériau d'assemblage utilisé
- La force de liaison obtenue (mesure de la résistance au cisaillement)
- Technique de vieillissement

III. Résultats

La recherche électronique a permis de trouver 724 articles (347 pour SCOPUS, 240 pour PUBMED et 137 pour DOSS).

Afin d'obtenir des résultats récents, seuls les articles publiés après 2016 ont été retenus. Un total de 324 articles a alors été exploité.

La comparaison des résultats des différentes bases de données a fait ressortir 154 articles doublons qui ont été retirés.

Une rapide lecture des titres a permis de mettre de côté 91 articles supplémentaires, qui s'écartaient du sujet attendu, se rapportant à l'implantologie ou étant des revues de la littérature.

Une lecture des titres et résumés plus approfondie, a permis l'exclusion de 47 articles supplémentaires, ne retenant alors que 31 articles pour lecture complète.

Parmi ces 31 articles, 3 n'ont pas été trouvés en entier, et 5 ont été exclus à partir des critères définis.

Le protocole de la recherche a été résumé dans l'arbre de décision ci-dessous [Fig. 10].

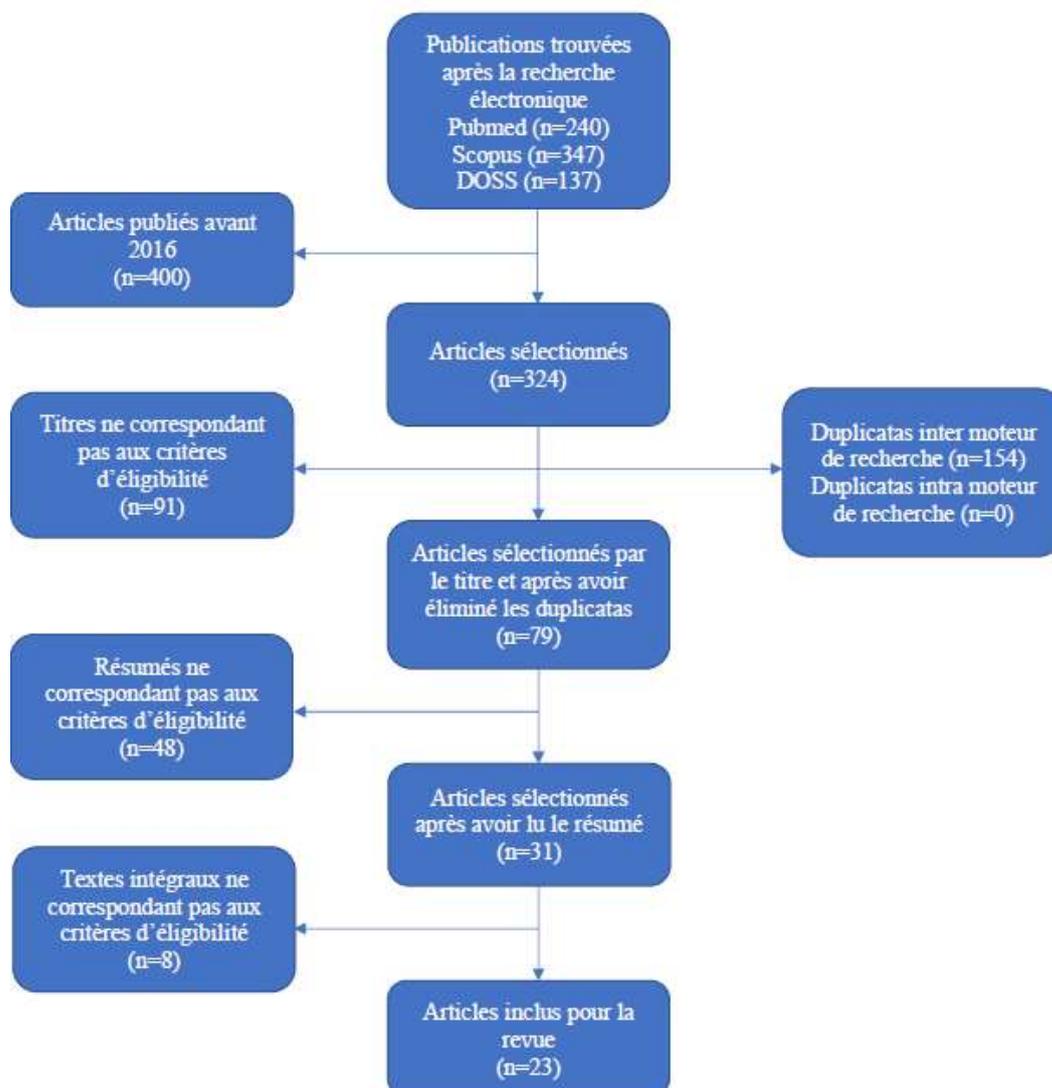


Figure 9 : Arbre de décision de la revue systématique de la littérature

Au final, 23 articles ont été sélectionnés pour réaliser cette revue systématique de la littérature.

Les articles sélectionnés sont listés dans les tableaux ci-dessous, avec un résumé des matériels et méthodes et des résultats pour chaque étude. Le premier tableau regroupe tous les articles de l'étude et résume le but de leur étude [Tableau 2]. Les trois suivants regroupent dans l'ordre les études comparant seulement les prétraitements de surface utilisés [Tableau 3], les études comparant seulement les différentes colles utilisées [Tableau 4] et enfin les études comparant à la fois les prétraitements de surface et les colles [Tableau 5].

Article	Référence	Objet de l'étude
Ito <i>et al.</i> 2016	(51)	Evaluer l'influence du plasma à basse température à pression atmosphérique sur la force de liaison de la zircone à la colle.
Prieto <i>et al.</i> 2016	(52)	Evaluer l'effet du laser femtoseconde sur la force de liaison à la zircone en comparaison avec d'autres prétraitements de surface.
Moon <i>et al.</i> 2016	(53)	Evaluer l'effet de différents protocoles d'air-abrasion sur la zircone, et évaluer la force d'adhésion de la zircone abrasée à la colle.
Wandscher <i>et al.</i> 2016	(54)	Etudier les effets de nouvelles techniques de revêtement de silice tribochimique sur l'adhésion de la zircone à la colle.
Kasraei <i>et al.</i> 2016	(55)	Evaluer les effets des lasers CO ₂ et Nd :YAG sur la liaison de la colle à la zircone.
Feitosa <i>et al.</i> 2017	(56)	Evaluer l'effet de différents prétraitements de surface entre la zircone et la céramique de revêtement et entre la zircone et la colle.
Rona <i>et al.</i> 2017	(57)	Déterminer les effets de l'électro-érosion sur la résistance à la flexion et la force de liaison entre la colle et la zircone.
Pilo <i>et al.</i> 2018	(58)	Evaluer les effets de 4 traitements de sablage combinés à trois types de silanes en terme de structure et de force de la liaison colle/zircone.
Yegin <i>et al.</i> 2019	(59)	Etudier l'effet de deux prétraitements de surface réalisés au fauteuil (air-abrasion et fraisage) sur l'adhésion de la zircone à la colle.
Altan <i>et al.</i> 2019	(60)	Comparer la résistance au cisaillement de la colle a des zircons monolithiques soumises à différents traitements de surface.
Silva <i>et al.</i> 2019	(61)	Etudier l'effet d'un film de silice déposé sur la zircone sur la topographie et l'adhérence de la zircone à la colle.
Saleh <i>et al.</i> 2019	(62)	Evaluer l'effet de différents prétraitements de surface et primaires sur la force d'adhésion de la colle sur la zircone.
Yang <i>et al.</i> 2019	(63)	Evaluer la force de liaison zircone/colle après glaçage et air-abrasion à l'alumine avec utilisation d'un adhésif universel.
Flores-Ferreya <i>et al.</i> 2019	(64)	Evaluer les effets de trois traitements de surface différents en terme de rugosité de surface, de morphologie et d'adhésion de la zircone.
Okutan <i>et al.</i> 2019	(65)	Examiner les effets de l'air-abrasion en utilisant différents procédés sur la rugosité de surface et la force de liaison colle/zircone.
Grasel <i>et al.</i> 2018	(66)	Evaluer les effets de l'air-abrasion à l'alumine et de différents systèmes de collage sur l'adhésion de la zircone après vieillissement.
Yang <i>et al.</i> 2018	(67)	Comparer la force de liaison, la durabilité et les propriétés mécaniques de différents systèmes de liaisons pour le collage de la zircone.
Kaimal <i>et al.</i> 2017	(68)	Comparer et évaluer deux traitements de surface sur les valeurs de résistance au cisaillement de deux colles différentes à la zircone.
Akay <i>et al.</i> 2017	(69)	Evaluer l'effet de l'attaque chimique à chaud sur les valeurs d'adhésion de deux colles différentes avec la zircone.
Cho <i>et al.</i> 2017	(70)	Comparer la rugosité de surface obtenue après différents prétraitements de surface et comparer les forces de liaisons obtenues avec différentes colles.
Çakirbay Tanis <i>et al.</i> 2019	(71)	Evaluer l'intérêt du mordantage par infiltration sélective ainsi que l'impact du MDP sur la force de liaison de la colle à la zircone.
Asadzadeh <i>et al.</i> 2019	(72)	Déterminer l'effet du laser Nd :YAG sur la force de liaison d'une colle et d'un CVI avec la zircone.
Lee <i>et al.</i> 2019	(73)	Etudier l'effet du mordantage et de l'air-abrasion sur la microstructure et la transformation de phase de la zircone et la liaison colle/zircone.

Tableau 2 : Récapitulatif des articles retenus et de l'objet de leur étude.

Auteurs et année de publication	Type de zircone	Prétraitements de surface étudiés	Matériau d'assemblage	Viellissement	Résultats	Meilleure valeur moyenne de résistance au cisaillement
Ito <i>et al.</i> 2016 (51)	Katana™ (Kuraray Noritake) <i>Type de zircone non précisé</i>	Pas de prétraitement (contrôle) / Sablage alumine 50µm / Plasma à pression atmosphérique et faible température + <i>Primaire utilisé :</i> Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake)	Clearfil Esthetic Cement (Kuraray Noritake)	24h dans de l'eau distillée à 37°C	Améliorations significatives des valeurs des groupes ayant reçu les traitements de surface par rapport au groupe contrôle. Pas de différences significatives entre les valeurs obtenues pour sablage et plasma.	16,6MPa
Prieto <i>et al.</i> 2016 (52)	Cercon® (Dentsply DeguDent) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Air-abrasion alumine 25µm / Revêtement silice tribochimique au Rocatec Soft (3M ESPE) + RelyX Ceramic Primer (3M ESPE) / Laser femtoseconde	Clearfil SA Cement (Kuraray)	72h dans de l'eau distillée	Amélioration significative des valeurs pour les groupes ayant reçu les prétraitements de surface par rapport au groupe contrôle. Les meilleures valeurs ont été observées dans les groupes prétraités par laser femtoseconde (10,8MPa), suivi de près par le revêtement de silice tribochimique (9,5MPa).	10,8 MPa
Moon <i>et al.</i> 2016 (53)	Zmatch® (Dentaim) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Air-abrasion alumine suivant différents protocoles : -taille de grains de 25, 50 ou 125µm - pression de 2 ou 4 bar -temps de 10 ou 20 secondes -angle d'incidence de 45° ou 90°	Panavia F2.0 (Kuraray)	5000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C	L'air-abrasion améliore significativement la force de liaison comparé au groupe contrôle. Les valeurs étaient significativement supérieures dans les groupes prétraités par des grains de 50µm par rapport aux 25 et 125µm. La taille des grains, la pression et le temps d'application impactent significativement la force de liaison et les résultats sont optimaux pour des grains de 50µm, 20s d'application à une pression de 4bar. L'angle d'incidence n'influe pas sur la force liaison.	12,7MPa après vieillissement
Wandscher <i>et al.</i> 2016 (54)	Vita In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik) 3Y-TZP	Air-abrasion par particules alumine 30µm enrobées de silice (CoJet-Sand, 3M ESPE) / Air-abrasion poudre de céramique feldspathique <45µm / Air-abrasion poudre de leucite vitrocéramique <45µm + <i>Primaire utilisé :</i> RelyX Ceramic Primer (3M ESPE)	RelyX ARC (3M ESPE)	50% : 24h dans de l'eau distillée 50% : 10 000 thermocycles de 5 à 55°C + 150 jours dans eau distillée	Le prétraitement par air-abrasion de poudre de céramique feldspathique présente les forces de liaisons significativement plus élevées, après vieillissement. Valeurs inférieures après thermocyclage par rapport aux 24h dans l'eau distillée (pas de différence significative).	24MPa après thermocyclage (24,6MPa après 24h)

<p>Kasraei <i>et al.</i> 2016 (55)</p>	<p>InCoris ZI (Sirona) 3Y-TZP</p>	<p>Tous les échantillons sont prétraités par air-abrasion à l'alumine 50µm puis : Contrôle (pas de prétraitement supplémentaire) / Laser CO₂ / Laser Nd :YAG</p>	<p>Panavia F2.0 (Kuraray)</p>	<p>Pas de vieillissement / 3 000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C + 6 mois dans eau distillée</p>	<p>Avant thermocyclage et stockage dans l'eau, les valeurs les plus élevées sont obtenues dans le groupe contrôle (23,35MPa, contre 1,80MPa après vieillissement). Après thermocyclage et stockage dans l'eau, les valeurs sont significativement plus élevées dans le groupe prétraité par laser Nd :YAG (4,77MPa). Le vieillissement diminue significativement les valeurs obtenues.</p>	<p>Avant vieillissement : 23,35MPa Après vieillissement : 4,77MPa</p>
<p>Feitosa <i>et al.</i> 2017 (56)</p>	<p>Diazir® FCZ (Ivoclar Vivadent) 3Y-TZP</p>	<p>Glaçage de porcelaine à basse fusion (contrôle) / CoJet (contrôle) / Air-abrasion alumine 50µM (AAA) + glaçage de porcelaine à basse fusion / CoJet + glaçage de porcelaine à basse fusion / Piranha solution (H₂SO₄* + H₂O₂*) + glaçage de porcelaine à basse fusion</p>	<p>Multilink Implant (Ivoclar Vivadent)</p>	<p>Soit 24h dans de l'eau distillée à 37°C. Soit 15 000 cycles de 30s thermocyclage de 8 à 48°C puis 90 jours dans eau distillée à 37°C.</p>	<p>Pas de différence significative entre prétraitements de surface testés et les groupes contrôle après vieillissement. Pour tous les prétraitements de surface, le stockage a significativement diminué les valeurs obtenues</p>	<p>24h : 29,7MPa Thermocyclage : 16,4MPa</p>
<p>Rona <i>et al.</i> 2017 (57)</p>	<p>Ceramill® ZI (Amann Girrbach AG) 3Y-TZP</p>	<p>Sablage alumine 110µM + Clearfil Ceramic Primer (Kuraray) / Revêtement silice tribochimique avec Rocatec + Espe-Sil (3M) / Laser Er:YAG + Clearfil Ceramic Primer (CCP) / décharge électrique + Clearfil Ceramic Primer</p>	<p>Panavia F2.0 (Kuraray)</p>	<p>24h dans de l'eau distillée à 37°C puis 6000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C.</p>	<p>Amélioration significative des valeurs pour les groupes prétraités avec les décharges électriques + CCP, suivi par le Rocatec + Espe-Sil. Le groupe prétraité avec le laser + CCP montre les valeurs les plus faibles.</p>	<p>17,05MPa</p>
<p>Pilo <i>et al.</i> 2018 (58)</p>	<p>Lava™ Frame (3M ESPE) 3Y-TZP</p>	<p>Pas de prétraitement / Sablage alumine 50µm / CoJet / SilJet / SilJet plus + <i>Primaires utilisés pour chaque prétraitement de surface sauf pour groupe SilJet Plus :</i> S-Bond (Danville materials) / Clearfil Ceramic Primer Plus (Kuraray Noritake) (MDP*)</p>	<p>Composite starflow (Danville materials)</p>	<p>5 jours dans de l'eau distillée à 37°C puis 3000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C</p>	<p>Les prétraitements par CoJet et SilJet ont montré une résistance significativement plus élevée que le prétraitement par sablage à l'alumine (quel que soit le silane) et par SilJet Plus. Pas de différence significative entre les différents primaires.</p>	<p>15,94MPa</p>

Yegin <i>et al.</i> 2019 (59)	Y-TZP (Zirkonzahn) <i>Nom et type non précisés</i>	Pas de prétraitement (contrôle) / Sablage alumine 50µm / Fraisage avec fraises diamantées	RelyX U100 (3M ESPE)	24h dans une pièce à température ambiante	Valeurs significativement plus élevées pour les groupes prétraités par sablage à l'alumine et par fraisage par rapport au groupe contrôle, mais pas de différence significative entre ces deux prétraitements.	9,9MPa
Altan <i>et al.</i> 2019 (60)	Vita YZ® HT (Vita Zahnfabrik) 3Y-TZP, InCoris TZI (Dentsply Sirona) 3Y-TZP, IPS e.max® ZirCAD (Ivoclar vivadent) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Mordançage acide fluorhydrique / Sablage alumine 50µm / Sablage alumine 50µm + laser Er :YAG / Laser Er :YAG / CoJet	Theracem (Bisco)	24h dans de l'eau distillée à 37°C Puis 5000 cycles de 30S de thermocyclage de 5 à 55°C	Valeurs de force de liaison significativement plus élevées pour les trois zircons avec le sablage et le CoJet, mais avec des valeurs significativement supérieures pour le CoJet. Valeurs significativement plus élevées avec le CoJet et le sablage pour les zircons monolithiques (Vita YZ HT et inCoris TZI) par rapport à l'IPS e.max ZirCAD). Tous les prétraitements de surface ont significativement amélioré la force de liaison en comparaison avec le groupe contrôle.	19,43MPa
Silva <i>et al.</i> 2019 (61)	Cercon® (Dentsply DeguDent) 3Y-TZP	Polissage / Sablage alumine 100µm / Polissage + revêtement SiO ₂ */ Sablage alumine 100µm + revêtement SiO ₂ + <i>Primaire utilisé :</i> Monobond-S (Ivoclar Vivadent)	RelyX U100 (Ivoclar Vivadent)	24h dans de l'eau distillée puis 6000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C	Valeurs de liaison significativement plus élevée pour le prétraitement avec le sablage alumine 100µm. Mais des valeurs significativement plus faibles pour les groupes avec le revêtement de silice.	22,13MPa
Saleh <i>et al.</i> 2019 (62)	StarCeram® Z- med (H.C Starck) 3Y-TZP	Sablage alumine 50µm / Etching acide fluorhydrique à 9,5% + <i>Primaire utilisés :</i> Clearfil Ceramic primer (Kuraray) (MDP*)/ Z-Prime Plus primer (Bisco)(MDP)	Multilink Speed (Ivoclar Vivadent)	5000 cycles de thermocyclage de 30s de 5 à 55°C	Indépendamment du primer utilisé, le sablage a montré des valeurs d'adhésion significativement plus élevées que pour le mordançage. Indépendamment du prétraitement de surface, les valeurs de liaisons sont significativement supérieures pour le Z Prime Plus que pour le Clearfil Ceramic Primer.	2,94MPa
Yang <i>et al.</i> 2019 (63)	TZ-3YSB-E (Tosoh) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / air- abrasion alumine (APA) 50µm / Application fine couche de verre (glaçage) + mordançage acide fluorhydrique 9,5%	RelyX ultimate (3M ESPE)	24H dans de l'eau distillée puis 10000 cycles de 30s de	Les valeurs de liaison obtenues sont significativement supérieures pour les échantillons prétraités avec l'air- abrasion à l'alumine. Pas de différence significative des valeurs pour l'APA avant et après thermocyclage alors que	41,50MPa

		+ <i>Primaires utilisés :</i> Scotchbond universal etchant (3M ESPE) + Scotchbond universal adhesive (MDP*) (3M ESPE)		thermocyclage de 5 à 55°C	l'on note une diminution significative des valeurs après thermocyclage pour les groupes contrôle et avec glaçage.	
Flores- Ferreira <i>et al.</i> 2019 (64)	Zenostar® MT (Wieland Dental) 4Y-TZP	Air-abrasion alumine (AAA) 50µm / AAA 50µm + Porcelain etch (acide fluorhydrique à 9%) / AAA + hydroxyde de sodium (NaOH*) + Clearfil Ceramic Primer (MDP*) (Kuraray)	Panavia F2.0 (Kuraray)	24h dans de l'eau distillée	Les forces d'adhésion sont significativement plus élevées pour AAA 50µm + NaOH, et AAA seule que pour AAA et acide fluorhydrique qui montre les résultats les plus faibles (3,3MPa).	9.0MPa
Okutan <i>et al.</i> 2019 (65)	Vita In-Ceram® YZ (Vita Zahnfabrik) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Air- abrasion alumine (AAA) soit : - 50µm à une pression de 3 bar avant frittage -110µm à une pression de 3 bar avant frittage -50µm à une pression de 3 bar après frittage -110µm à une pression de 3 bar après frittage -50µm à une pression de 4 bar avant frittage -110µm à une pression de 4 bar avant frittage -50µm à une pression de 4 bar après frittage -110µm à une pression de 4 bar après frittage	RelyX U200 (3M ESPE)	24H dans de l'eau distillée puis 5000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C	Tous les groupes prétraités ont montré des valeurs de force de liaison significativement supérieures au groupe témoins. Il n'y a pas de différence significative suivant la taille des grains, la pression et si l'air-abrasion est réalisée avant ou après frittage.	2,04MPa

*MDP = 10-méthacryloyloxydécyl dihydrogène phosphate / H₂SO₄ = acide sulfurique / H₂O₂=peroxyde d'hydrogène / SiO₂= dioxyde de silicium (silice) / NaOH = hydroxyde de sodium

Tableau 3 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les prétraitements de surface utilisés.

Auteurs et année de publication	Type de zircon	Prétraitements de surface étudiés	Matériau d'assemblage	Vieillessement	Résultats	Meilleure valeur moyenne de résistance au cisaillement
Grasel et al. 2018 (66)	Lava™ Frame (3M ESPE) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Air-abrasion alumine 50µm + Primaires utilisés : -Scotchbond Universal (SU) (3M ESPE)(MDP*) pour RelyX ou -Z-Prime Plus (ZPP) (Bisco) (MDP) pour Duo-link ou -Monobond Plus (MP)(Ivoclar Vivadent) pour Variolink ou -Alloy Primer (AP) + ED Primer II (EDP)(Kuraray) (MDP) pour Panavia	RelyX Unicem 2 (3M ESPE) Duo-link Universal (Bisco) Variolink II (Ivoclar Vivadent) Panavia F2.0 (Kuraray)	4 mois dans de l'eau distillée à 37°C	Augmentation significative de valeurs d'adhésion avec l'air-abrasion à l'alumine 50µm pour tous les systèmes de collage sauf pour Scotchbond Universal + RelyX Unicem 2. Sans prétraitement de surface, les plus fortes valeurs d'adhésion ont été obtenues pour Scotchbond Universal + RelyX Unicem 2. Avec l'air abrasion, il n'y a pas de différences significatives entre les valeurs obtenues avec SU+RelyX Unicem 2, ZPP+Duo-Link Universal et MP+Variolink II. Mais ces 3 systèmes de collage montrent des valeurs significativement plus élevées que le système AP+EDP+PanaviaF2.0.	25MPa
Yang et al. 2018 (67)	Lava™ Plus (3M Oral Care) 3Y-TZP	Pas de primaire (contrôle) Pour les groupes collés au RelyX Veneer et RelyX Luting, primaires utilisés : Z-Prime Plus (Bisco) (MDP*) / Clearfil Ceramic Primer (Kuraray Noritake) (MDP) / Single Bond Universel (3M Oral Care) (MDP*) / Clearfil Universal Bond (Kuraray Noritake) (MDP*)	RelyX Luting 2 (3M Oral Care) RelyX Veneer (3M Oral Care) RelyX U200 (3M Oral Care) Multilink Speed (Ivoclar Vivadent)	24h dans de l'eau distillée à 37°C OU 20 000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C suivi de 60 jours eau distillée 37°C	Valeurs significativement plus élevées pour les groupes prétraités avec un primaire ou un adhésif contenant du MDP et le RelyX Veneer. Le vieillissement diminue significativement les valeurs dans tous les groupes sauf dans ceux utilisant RelyX Veneer + primaires contenant MDP (meilleures valeurs obtenues après vieillissement).	10,2 MPa après vieillissement

*MDP = 10-méthacryloyloxydécyl dihydrogène phosphate

Tableau 4 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les colles utilisées.

Auteurs et année de publication	Type de zircone	Prétraitements de surface étudiés	Matériau d'assemblage	Viellissement	Résultats	Meilleure valeur moyenne de résistance au cisaillement
Kaimal et al. 2017 (68)	Non précisé	Air-abrasion alumine 110µm (groupe témoin) / AAA 110µm + plasma d'argon / AAA 110µm + silane en fonction de la colle utilisée : RelyX Ceramic Primer (3M ESPE) pour RelyX Ultimate Clearfil Ceramic Primer (Kuraray) pour Panavia F	RelyX Ultimate (3M ESPE) Panavia F (Kuraray)	24h dans de l'eau distillée puis 5000 cycles de 30s de thermocyclage de 5 à 55°C	Les valeurs sont significativement plus élevées pour les groupes prétraités par Air-Abrasion 110µm + silanes par rapport aux autres groupes. Elles sont également supérieures pour les groupes prétraités par RelyX ultimate que par Panavia F.	12,89MPa
Akay et al. 2017 (69)	ICE Zirkon (Zirkonzahn) 3Y-TZP	Air-abrasion alumine (AAA) 50µm / attaque chimique à chaud (solution contenant méthanol, HCl*et chlorure ferrique) 10 min / attaque chimique à chaud 30 min	Variolink II (Ivoclar Vivadent) Panavia SA (Kuraray)	24h dans de l'eau distillée	Les valeurs de résistance au cisaillement les plus élevées ont été observées pour le groupe prétraité par attaque chimique à chaud 10min + Panavia SA. Avec l'AAA, on obtient des valeurs significativement plus élevées pour le Panavia SA que pour le Variolink II (9,18MPa, groupe présentant la plus faible valeur de résistance).	46,71 MPa
Cho et al. 2017 (70)	D Max Natura Z (DMAX Co) 3Y-TZP	Mordançage avec Zircos 4 etching system (composé acide nitrique-acide fluorhydrique) pendant 1h, 2h ou 3h / Air-abrasion 50µm / Revêtement silice tribochimique 110µm avec Rocatec Plus (3M ESPE)	Panavia F2.0 (Kuraray) RelyX Unicem (3M ESPE) Superbond C&B (Sun Medical)		La combinaison Superbond C&B avec le mordançage au Zircos E a montré des valeurs significativement supérieures à tous les autres groupes. Pour le prétraitement par air-abrasion, les valeurs obtenues ont été significativement supérieures pour PanaviaF2.0 et Superbond C&B par rapport au RelyX Unicem. Pour le Rocatec, pas de différence significative de force	16,15MPa

					de liaisons en fonction des différentes colles.	
Çakirbay Tanis et al. 2019 (71)	ICE Zirkon (Zirkonzahn) 3Y-TZP	Sablage alumine 50µm / SIE (infiltration sélective d'etching)	Panavia SA Plus (Kuraray) Variolink II (Ivoclar Vivadent)	24h dans de l'eau distillée	Valeurs de la force de liaison supérieures pour le Panavia SA Plus que pour Variolink II quel que soit le prétraitement de surface. Valeurs de la force de liaison supérieures pour les surfaces prétraitées avec SIE que par le sablage quelle que soit la colle utilisée.	41,5 MPa
Asadzadeh et al. 2019 (72)	Cercon® (Dentsply Degudent) 3Y-TZP	Pas de prétraitement (contrôle) / Laser Nd :YAG	Panavia F2.0 (Kuraray Noritake) Fuji I (GC)	24h dans de l'eau distillée	Le Laser utilisé avec le Panavia a permis une amélioration significative des valeurs de force de liaison. Le Fuji I a montré des forces de liaisons insuffisantes de la zircone avec et sans laser.	14,33 MPa
Lee et al. 2019 (73)	Zircose-E (M&C Dental Co) 3Y-TZP	Etching solution HNO ₃ *+H ₂ O ₂ * de 15mn / Etching solution HNO ₃ +H ₂ O ₂ de 30mn / Air- abrasion alumine (APA) 110µm + Etching solution HNO ₃ +H ₂ O ₂ de 15mn + Primaires utilisés : Z-Prime Plus (Bisco)(MDP*) pour les groupes collés avec RelyXU200 Clearfil Ceramic Primer (Kuraray) (MDP*) pour groupes collés avec PanaviaF2.0	RelyX U200 (3M ESPE) Panavia F2.0 (Kuraray)	5000 cycles de thermocyclage de 15s de 5 à 55°C	Les valeurs de liaisons ont été significativement supérieures pour le RelyX U200 comparé au Panavia F2.0 et ce quel que soit le prétraitement de surface. Pour le prétraitement de surface, l'etching 15 et 30 mn et APA+ etching 15 min ont montré des valeurs significativement supérieures à l'APA seule, et ce quel que soit la colle utilisé.	13,8 MPa

* HNO₃=acide nitrique / H₂O₂=peroxyde d'hydrogène / HCl = acide chlorhydrique / MDP = 10-méthacryloyloxydécyl dihydrogène phosphate

Tableau 5 : Articles et résultats de la revue systématique de la littérature comparant les prétraitements de surfaces et colles utilisés.

IV. Discussion

A l'heure de la dentisterie adhésive, les interrogations concernant le collage et donc les indications de la zircone restent d'actualité. L'objectif de cette revue systématique de la littérature était alors de déterminer par quel prétraitement de surface et/ou matériau d'assemblage, nous pouvions obtenir les meilleures valeurs d'adhésion de la zircone. Afin de comparer les études de la littérature, il faut savoir qu'il existe plusieurs tests permettant d'évaluer la force de liaison à une céramique : la résistance au cisaillement, la micro-résistance au cisaillement, la résistance à la traction et la micro-résistance à la traction. Le test le plus fréquemment réalisé est la résistance à la traction car il présente une mise en œuvre plus simple. Cependant, le type de test peut influencer le résultat, avec une plus grande hétérogénéité de répartition des contraintes dans les tests macroscopiques où l'interface adhésive est plus large que dans les tests microscopiques (74). Dans cette revue, seuls les tests de résistance au cisaillement ont été gardés afin de pouvoir comparer plus aisément les valeurs obtenues entre elles.

Avec les critères définis, 23 articles ont été retenus. Parmi ceux-là, 15 étudient les prétraitements de surface ; 2 étudient l'impact des colles utilisées et 6 étudient à la fois les prétraitements de surface et la colle.

En ce qui concerne le prétraitement de surface, on cherche à obtenir une surface de céramique rugueuse et activée chimiquement (27,75). Parmi les prétraitements de surfaces étudiés dans cette revue, on retrouve des prétraitements « conventionnels » tels que l'abrasion mécanique (ou fraisage), l'air-abrasion (ou sablage) à l'alumine, le revêtement de silice tribochimique. A cela, l'application d'un primaire pour augmenter l'adhésion pouvait être retrouvé. D'autres traitements « moins conventionnels » sont également étudiés tels que l'usinage par décharge électrique (ou électro-érosion), les lasers, le mordantage par infiltration sélective, le revêtement de porcelaine (ou glaçage), et les traitements par acide.

Le **fraisage** permet une augmentation de la rugosité grâce à l'utilisation de fraises diamantées. L'étude de Yegin *et al.*(59) montre qu'il a pour avantage d'induire des contraintes de compression sur la surface augmentant ainsi la force de liaison du Y-TZP (générations non

précisées) à la colle. L'inconvénient est qu'il provoque des défauts à la surface qui pourraient dépasser la profondeur des couches compressives de la surface et conduire à une concentration de contraintes. Une étude de Qeblawi *et al.* (76) montre que ce traitement entraîne une augmentation de la résistance à la flexion, mais moindre que pour l'air-abrasion.

L'air-abrasion à l'alumine, ou sablage, est ainsi considérée comme le « gold standard » des traitements de surface de la zirconie. C'est une projection de particules d'alumine de diamètre variable de l'ordre de quelques micromètres pouvant aller de 25 à 250 μm . Cette technique permet d'éliminer la couche de contaminants à la surface de la céramique afin d'améliorer la mouillabilité de la surface traitée, et de créer une rugosité de surface permettant un verrouillage micro-mécanique entre la céramique et l'agent adhésif (69,71). Elle permet également d'augmenter la résistance à la flexion de la zirconie par induction d'une transformation de phase tétragonale à monoclinique (58,62). Cependant ces transformations de phase peuvent entraîner une fatigue du matériau (69). Une étude de Zhang *et al.* en 2004 a affirmé que le sablage provoque la formation de microfissures qui diminue la résistance de la zirconie (77). Mais il semblerait que la colle diffuse dans les microfissures et renforce considérablement la céramique (60).

Toutes les études de cette revue testant ce prétraitement montrent une amélioration significative des forces de liaisons pour les zircons prétraités par air-abrasion à l'alumine comparée aux zircons non prétraités (51–53,58–60,63,66). L'étude de Moon *et al.* (53) montre que les forces de liaisons sont significativement plus élevées pour des grains d'un diamètre de 50 μm , à une pression de 4 bars pendant 20 secondes. L'étude d'Okutan *et al.* (65) précise que le sablage réalisé avant le frittage permettrait de considérablement réduire la phase monoclinique, ce qui pourrait améliorer les propriétés mécaniques de la céramique. En effet, l'air-abrasion réalisée avant le frittage crée des bords arrondis sur la surface de la zirconie, tandis que l'air-abrasion après le frittage forme une surface à arêtes vives, ce qui diminue la résistance à la fracture (65).

Le **revêtement par silice tribochimique** consiste en une projection à haute pression de grains d'alumine enrobés de silice. Il permet donc le dépôt d'une couche de silice à la surface de la zirconie améliorant l'interaction du silane avec la colle (78). Dans nos résultats, l'étude de Pilo *et al.* (58) montre un moindre changement de la phase tétragonale à la phase monoclinique pour le revêtement de silice tribochimique par rapport à l'air-abrasion. Ceci est due à une granulométrie et une dureté plus réduite pour le revêtement de silice (58). Les études de Prieto *et al.*(52), Rona *et al.* (57), Pilo *et al.* (58) et Altan *et al.* (60) ont obtenu de meilleures valeurs

de liaison avec le revêtement de silice tribochimique qu'avec l'air abrasion. Enfin, l'étude de Wandscher *et al.* (54) propose une nouvelle technique de revêtement de silice tribochimique utilisant de la poudre de céramique feldspathique et de la poudre de céramique à base de leucite (vitrocéramique). Ce prétraitement permettrait d'obtenir des forces de liaisons plus importantes avec la poudre de céramique feldspathique qu'avec le revêtement de silice tribochimique classique (ici CoJet®). Cependant d'autres études sont à réaliser pour confirmer ces résultats.

L'électro-érosion est un processus non conventionnel qui crée une forme souhaitée en érodant le matériau avec des étincelles électriques dans un milieu diélectrique (milieu qui ne peut pas conduire le courant électrique). La technique de Kucukturk et Cogun (79) a permis d'adapter ce processus à la zircone. On obtient avec cette technique une importante rugosité de surface du fait des décharges électriques successives. L'étude de Rona *et al.* (57) montre que cette technique n'affecte pas la résistance à la flexion de la zircone. Cette technique serait une bonne alternative pour le prétraitement des surfaces en zircone car elle permettrait d'obtenir des valeurs de résistance au cisaillement supérieures à celles obtenues avec l'air-abrasion ou avec le revêtement de silice tribochimique. D'autres études sont nécessaires afin de préciser cette technique, et évaluer la résistance à la fatigue de la zircone en bouche.

Le laser est utilisé pour augmenter la rugosité de surface de la zircone et améliorer la rétention micromécanique. Différents lasers ont été proposés pour cette utilisation : le laser Er:YAG, le laser Nd:YAG et le laser CO₂.

Les études de Rona *et al.* (57) et de Altan *et al.* (60) montrent que l'utilisation d'un laser Er:YAG n'améliore pas la force de liaison de la céramique à la zircone. Au niveau de la microscopie électronique à balayage, on retrouve une surface de la zircone très lisse, ne permettant pas de micro-rétention. L'étude de Kasraei *et al.* (55) montre que le prétraitement au laser CO₂ et au laser Nd : YAG associés au sablage, sans conditions de vieillissement, diminuent les valeurs de force de liaison de la zircone à la colle tandis qu'après vieillissement le laser améliore légèrement les forces de liaisons par rapport au groupe contrôle. L'étude d'Asadzadeh *et al.* (72) confirme ce résultat en montrant que le laser Nd : YAG augmente les valeurs d'adhésion de la zircone à la colle.

Cependant, dans une étude de 2010, d'autres auteurs rapportent que le traitement au laser Nd : YAG n'améliore la résistance au cisaillement que s'il est associé à de l'air-abrasion (80).

Les résultats sont ainsi très controversés concernant l'efficacité de ces trois différents lasers sur l'amélioration de la force de liaison. Les forces de liaisons obtenues sont néanmoins inférieures à celles obtenues avec l'air-abrasion et le revêtement de silice tribochimique (80).

Actuellement, les nouvelles études se portent sur l'utilisation d'un laser femtoseconde. Ce laser produit des impulsions ultra-courtes de l'ordre de la femtoseconde (1 femtoseconde = 1 fs = 10^{-15} seconde). L'étude de Prieto *et al.* (52) montre que les valeurs de résistance au cisaillement sont significativement plus élevées pour les groupes prétraités au laser femtoseconde que pour les groupes prétraités à l'air-abrasion avec des grains de 25 μ m de diamètre et les groupes sans prétraitements de surface. De plus, elles sont également supérieures à celles obtenues pour le groupe prétraité par revêtement de silice tribochimique. Les images microscopiques montrent une surface présentant de profonds sillons horizontaux permettant d'augmenter la rétention.

Ce laser femtoseconde pourrait être une bonne alternative au collage de la zircone, cependant d'autres études sont à mener pour confirmer ce résultat.

Pour les **prétraitements par acide**, la zircone est plongée dans un bain acide. Plusieurs solutions de composition différentes sont à l'étude. Leur but est d'éviter l'impact des particules d'alumine lors de l'air-abrasion de la surface de la zircone tout en cherchant à augmenter la rugosité de surface. L'étude de Feitosa *et al.* (56) utilise une solution d'acide sulfurique et de peroxyde d'hydrogène. Cette technique n'a pas permis d'augmenter la rugosité de la surface de la zircone et n'a pas permis d'améliorer la force de liaison en comparaison avec l'air-abrasion. Une autre étude de 2014 confirme ce résultat (81). L'étude d'Akay *et al.* (69) montre que l'attache chimique à chaud, qui consiste à baigner la pièce en zircone dans un bain d'acide chlorhydrique et chlorure de fer à 100°C, permet d'améliorer considérablement l'adhésion de la zircone par rapport à l'air-abrasion, tout en créant moins de contraintes à la surface de la zircone. Une étude de Casucci *et al.* de 2011 confirme que l'on obtient des valeurs supérieures avec la solution chaude d'acide par rapport à l'air-abrasion (82). Cette technique améliore la rugosité de la surface à l'échelle nanométrique en dissolvant la structure des grains superficiels. L'avantage de cette technique est qu'elle utilise des températures plus basses que d'autres techniques (laser, SIE, glaçage) (83,84). Il n'y a pas de consensus pour cette technique concernant la température et le temps d'application, de ce fait d'autres études semblent nécessaires pour cette technique qui semble prometteuse. L'étude de Lee *et al.* (73) montre que l'utilisation d'un bain d'acide (ici acide nitrique + acide chlorhydrique) réalisé avant l'air-

abrasion permet d'augmenter la force de liaison en comparaison avec l'air-abrasion à l'alumine seule.

Le mordantage par infiltration sélective ou SIE (selective infiltration etching) est une technique qui repose sur un processus de maturation induite par la chaleur, qui agit en appliquant des contraintes au niveau des joints de grains de zircon par deux cycles thermiques. En combinaison, une fine couche de verre à bas point de fusion est appliquée à la surface. Le verre fondu va s'infiltrer sélectivement entre les grains de surface et permettre un réarrangement des grains entraînant la création d'un réseau tridimensionnel de porosité entre les grains (71). Cette technique présente certains avantages par rapport à l'air-abrasion : il est sélectif donc n'affecte que les grains directement exposés à l'agent d'infiltration, permettant un meilleur contrôle de la zone gravée. Dans cette étude de Çakirbay *et al.* (71) le SIE a significativement amélioré la force de liaison par rapport au sablage. Une étude de Casucci *et al.* rapporte que le SIE augmente significativement la rugosité de surface sans provoquer de dégradation de la céramique (83). Un des obstacle à l'utilisation généralisée du SIE est qu'il nécessite plus de temps et de manipulation délicate à chaque étape de la technique (85,86).

Le glaçage a été suggérée pour permettre de réaliser les stratégies de liaisons conventionnelles de la céramique en utilisant de l'acide fluorhydrique et du silane. Elle consiste à la fusion d'une fine couche de verre sur de la zircon (87). Des études montrent que cette technique suivie d'un mordantage à l'acide fluorhydrique permet d'améliorer significativement le collage de la zircon en comparaison avec les prétraitements de surface plus classique tels que le sablage et le revêtement de silice tribochimique (87,88). Ces résultats ne sont cependant pas confirmés avec l'étude de Yang *et al.* (63) qui trouve que les résultats sont inférieurs aux autres prétraitements après les techniques de vieillissement.

Cela peut être dû à un manque d'informations concernant la capacité de liaison entre la zircon et le glaçage, ce qui peut affecter la stabilité à long terme de la technique (56).

Enfin, l'utilisation de primaires a pour but de diminuer la tension superficielle du substrat, augmentant ainsi la mouillabilité de l'adhésif (75). La silanisation n'étant efficace qu'en présence de silice sur la surface de la céramique, d'autres agents de couplage sont ajoutés au primaire afin d'en améliorer l'efficacité (3,44). Pour les surfaces sablées à l'alumine, des agents de couplage à base de monomères fonctionnels de méthacrylate sont proposés, et pour les

surfaces prétraitées par silice tribochimique, des silanes sont utilisés comme agent de couplage et viennent se lier aux particules de silices retenues dans la zircone. Cependant, le revêtement de silice n'étant pas uniforme, le silane ne peut être efficace que sur une petite partie de la surface de la zircone. Pour contrer cette faible liaison du silane à la zircone, des silanes à base d'éthanol et des agents de couplages à base de phosphate ont été introduits. Dans ces produits, du MPTMS (méthacryloxypropyltriméthoxysilane hydrolysé) est généralement mélangé à du 10-MDP (méthacryloyoxydécyldihydrogène phosphate) (58). Ce conditionnement chimique permet d'améliorer les valeurs d'adhésion (89).

Certaines études de cette revue utilisent des primaires dans leur protocole de collage, leur permettant d'améliorer les valeurs d'adhésion obtenues cependant ils ne sont ni comparés à de groupes contrôles, ni comparés entre eux (51,54,57,58,61,62,64,66,67,73).

Pour résumer, les traitements de surface les plus communément utilisés aujourd'hui restent l'air-abrasion à l'alumine et le revêtement de silice tribochimique, avec des valeurs d'adhésion qui semblent supérieures pour le traitement tribochimique. D'autres traitements sont prometteurs et permettent d'obtenir de bonnes valeurs d'adhésion : le laser femtoseconde, l'électro-érosion et le mordantage par infiltration sélective. Les inconvénients de ces trois traitements reposent principalement sur leur difficulté de mise en œuvre et un coût élevé. L'attaque chimique à chaud présente également plusieurs avantages mais cette piste reste encore à explorer par manque de consensus.

Rappelons maintenant la deuxième hypothèse qui est que l'adhésion de la zircone est optimale quelle que soit la colle utilisée. Pour y répondre, 8 articles analysant ce paramètre sont comparés [Tableau 6].

Etudes	Colles utilisées	Primaires utilisés
Grasel et al (2018) (66)	RelyX Unicem	Scotchbond Universal (MDP)
	Duo-Link Universal	Z-Prime Plus (MDP)
	Variolink II	Monobond Plus
	Panavia F2.0	Alloy Primer + ED Primer (MDP)
Yang et al (2018) (67)	RelyX Luting 2 RelyX Veneer RelyX U200	Z-Prime Plus (MDP) Clearfil Ceramic Primer (MDP) Single Bond Universal (MDP) Clearfil Universal Bond (MDP)
	Multilink Speed	
Kaimal et al (2017) (68)	RelyX Ultimate	RelyX Ceramic Primer
	Panavia F	Clearfil Ceramic Primer (MDP)
Akay et al (2017) (69)	Variolink II Panavia SA	
Cho et al (2017) (70)	Panavia F2.0 RelyX Unicem Superbond C&B	
Cakirbay Tanis et al (2019) (71)	Panavia SA Plus Variolink II	
Asadzadeh et al (2019) (72)	Panavia F2.0 Fuji 1	
Lee et al (2019) (73)	RelyX U200	Z-Prime Plus (MDP)
	Panavia F2.0	Clearfil Ceramic Primer (MDP)

Tableau 6 : Rappel études comparant les différentes colles, avec les éventuels primaires utilisés.

Les colles peuvent être classées en trois groupes : celles contenant du MDP, celles contenant des monomères fonctionnels sans MDP et celles sans monomères fonctionnels. Une revue systématique de la littérature réalisée en 2018 montre que les colles contenant du MDP fournissent de meilleures forces de liaison (Panavia F2.0, Panavia SA, Panavia SA Plus) que les deux autres catégories (90). Le MDP est un monomère amphiphile avec un groupe méthacrylate hydrophobe à une extrémité qui se lie à la colle et un groupe hydrophile composé de monomère d'ester de phosphate qui se lie aux groupes hydroxyles retrouvés sur la surface de la zircone (83,91).

Dans notre revue systématique, l'étude de Kaimal *et al.*(68) trouve que les forces de liaisons sont plus élevées pour le groupe traité par RelyX Ultimate avec un primaire contenant du MDP que pour Panavia F. C'est également ce que montre Grasel *et al.*(66) avec l'utilisation de différentes colles utilisées en complément d'un primaire contenant du MDP qui présentent des valeurs d'adhésions supérieures à l'échantillon collé avec le Panavia F2.0. L'étude de Lee *et al.* (73) confirme ces résultats en trouvant que le RelyX U200 traité avec un primaire contenant du MDP présente de plus fortes valeurs de liaisons avec la zircone que le Panavia F2.0 quel que soit le traitement de surface.

L'étude de Yang *et al.* (67) trouve que la colle RelyX Veneer combinée avec des primaires contenant du MDP ou un adhésif universel présente des forces de liaisons plus élevées après vieillissement que le RelyX Luting 2/RelyX U200/Multilink Speed utilisés avec des primaires sans MDP.

Les études de Çakirbay *et al.* (71) et de Akay *et al.* (69) montrent que la colle contenant le groupement MDP (Panavia SA) donne de meilleures valeurs de liaison que la colle ne contenant pas le groupement MDP (Variolink 2) sans utilisation préalable d'un primaire contenant du MDP. L'étude de Cho *et al.* (70) montre que l'efficacité de la colle est dépendante du traitement de surface, la colle contenant du MDP est plus efficace que les autres colles lorsque la zircone est traitée par air-abrasion ou revêtement de silice tribochimique, mais dans cette étude les autres colles sont utilisées sans primaire.

Des études ont montré que des forces d'adhérence élevées après un prétraitement de surface par air-abrasion n'ont été observées que sur des surfaces traitées puis recevant une colle contenant du MDP (92,93).

Nous pouvons donc en conclure que l'élément principal pour l'adhésion chimique est l'utilisation du monomère MDP, qu'il soit compris dans le primaire ou directement dans le matériau d'assemblage. Cependant, il semblerait qu'une colle conventionnelle combinée à un primaire contenant du MDP soit plus efficace que l'utilisation d'une colle contenant directement du MDP.

Enfin, en ce qui concerne les limites de cette revue systématique, les résultats ont fait ressortir deux sortes de vieillissements artificiels afin de simuler le comportement du joint de collage dans la cavité orale. Un bain d'une durée plus ou moins longue dans de l'eau distillée et/ou un thermocyclage étaient alors retrouvés. Le vieillissement dans 24h d'eau distillée permet de

simuler la prise complète de la résine composite dans la cavité buccale et le thermocyclage de 5 à 55°C permet de simuler les variations de température présentes dans la cavité buccale dues à l'ingestion de boissons chaudes ou froides (94). D'après une étude de Blumer *et al.*, pour représenter au mieux les conditions de vieillissement du système de collage dans la cavité buccale, il faut réaliser un bain de 24 heures dans de l'eau à 37°C suivi de 4 jours de thermocyclage avec des bains de 5 à 55°C et des cycles d'une minute (95). Dans notre revue, seules les études de Wandscher *et al.*(54), Feitosa *et al.* (56) et Yang *et al.*(63) comparent les résultats obtenus après un bain de 24h dans de l'eau distillée et après thermocyclage. Les valeurs de résistances au cisaillement étaient alors en moyenne significativement inférieures après le thermocyclage qu'après le bain à 37°C. L'ensemble des autres articles n'étudient que l'un ou l'autre de ces processus de vieillissement. De plus, en ce qui concerne le thermocyclage, le nombre de cycles variait selon les études et ne permettait pas une homogénéité des résultats obtenus. Nous pouvons alors émettre des réserves sur les résultats obtenus après seulement un seul de ces deux processus de vieillissement artificiel.

CONCLUSION

Les connaissances et la recherche font qu'aujourd'hui le potentiel de collage de la zircone ne fait plus débat bien que les valeurs restent encore inférieures à celles des céramiques dites « mordançables » (9,96). Les prétraitements de surfaces et le matériau d'assemblage utilisés ont un réel impact sur les forces d'adhésion de la zircone. Suite aux résultats de cette revue, les conclusions suivantes peuvent être apportées :

- les prétraitements de surfaces sont indispensables pour obtenir une valeur d'adhésion suffisante de la zircone et les résultats de cette revue sont en faveur de l'utilisation d'un revêtement de silice tribochimique associé à un primaire contenant du MDP.

- le revêtement de silice tribochimique (Rocatec™, Cojet™, Siljet™) suivi d'une silanisation est plus efficace que l'air-abrasion à l'alumine et son utilisation est plus aisée. La technique réalisée avec de la poudre de céramique feldspathique semble prometteuse et d'autres études sont à mener pour le confirmer ;

- plusieurs autres prétraitements de surfaces semblent novateurs apportant des valeurs d'adhésion intéressantes (SIE, électro-érosion, attaque chimique à chaud, laser femtosecondes). Cependant d'autres études doivent être poursuivies afin de confirmer cela ;

- l'élément principal de l'adhésion chimique est l'utilisation du monomère MDP, qu'il soit compris dans le monomère ou dans la colle. Cependant il semblerait que les valeurs d'adhésion soient améliorées lorsqu'il se trouve dans le primaire. Ceci devra également être confirmé ou non par d'autres études.

BIBLIOGRAPHIE

1. Margossian P, Laborde G. Restaurations céramocéramiques. EMC - Odontologie. Elsevier Masson SAS. 2007;
2. Miyazaki T, Nakamura T, Matsumura H, Ban S, Kobayashi T. Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res.* 2013;57(4):236–61.
3. Mainjot A. ZIRCON(S) Partie 1-A la rencontre des céramiques pas comme les autre. *BMC.* 2018;1:22–32.
4. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res.* 2018;97(2):140–7.
5. Güth J-F, Stawarczyk B, Edelhoff D, Liebermann A. Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence Int.* 2019;50(7):512–20.
6. Malkondu Ö, Tinastepe N, Akan E, Kazazoğlu E. An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnol Biotechnol Equip.* 2016;30(4):644–52.
7. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent.* 2017;60:70–6.
8. Scaminaci Russo D, Cinelli F, Sarti C, Giachetti L. Adhesion to Zirconia: A Systematic Review of Current Conditioning Methods and Bonding Materials. *Dent J (Basel).* 2019;7(3).
9. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to Zirconia Used for Dental Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent.* 2015;17(1):7–26.
10. Abd El-Ghany OS, Sherief AH. Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review. *Future Dental Journal.* 2016;2(2):55–64.
11. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1–25.
12. Al-Amleh B, Lyons K, Swain M. Clinical trials in zirconia: a systematic review. *J Oral Rehabil.* 2010;37(8):641–52.
13. Kelly J, Denry I. Stabilized zirconia as a structural ceramic: An overview. *Dent Mater.* 2008;24(3):289–98.
14. Gautam C, Joyner J, Gautam A, Rao J, Vajtai R. Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Trans.* 2016;45(48):19194–215.
15. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke mann N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int.* 2017;48(5):369–80.
16. Unger F. Concepts cliniques en innovation zircone et CFAO. Paris : Editions SNPMD, 2005, 132p.
17. Denry I, Kelly J. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299–307.
18. Prettau® Zirconia | Zirkonzahn Worldwide [En ligne]. <https://www.zirkonzahn.com/en/prettau-zirconia/prettau-zirconia>. Consulté le 3 Avril 2020.

19. Tong H, Tanaka CB, Kaizer MR, Zhang Y. Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int.* 2016;42(1 Pt B):1077–85.
20. Kuraray Noritake. Katana zirconia html [En ligne]. <https://www.kuraraynoritake.eu/fr/katana-zirconia-html>. Consulté le 4 Avril 2020.
21. 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.* 2016;32(12):e327–37.
22. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int.* 2017;48(6):441–50.
23. Ueda K, Güth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J.* 2015;34(3):310–4.
24. Kolakarnprasert N, Kaizer MR, Kim DK, Zhang Y. New multi-layered zirconias: Composition, microstructure and translucency. *Dent Mater.* 2019;35(5):797–806.
25. Ivoclar Vivadent [En ligne]. <https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/tous/produits/tout-ceramique/ips-emax-prothesistes/ips-emax-zircad>. Consulté le 4 avril 2020.
26. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res.* 2017;31(suppl1):e58.
27. Obradovic-Djuricic K, Medic V, Dodic S, Gavrilov D, Antonijevic D, Zrilic M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh Celok Lek.* 2013;141(5–6):395–401.
28. Ban S. Reliability and properties of core materials for all-ceramic dental restorations. *Jpn Dent Sci Rev.* 2008;44(1):3–21.
29. Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: State of the art. *J Prosthodont Res.* 2014;58(4):208–16.
30. Campus cerimes. Les céramiques. [En ligne]. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/>. Consulté le 2 Avril 2020
31. Campus cerimes. Notions de biocompatibilité. <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap7/site/html/cours.pdf>. Consulté le 22 septembre 2019.
32. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial Adhesion on Commercially Pure Titanium and Zirconium Oxide Disks: An In Vivo Human Study. *J Periodontol.* 2004;75(2):292–6.
33. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793–8.
34. Nistor L, Grădinaru M, Rîcă R, Mărășescu P, Stan M, Manolea H, et al. Zirconia Use in Dentistry - Manufacturing and Properties. *Curr Health Sci J.* 2019;45(1):28–35.
35. Kobayashi K, Kuwajima H, Masaki T. Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing. *Solid State Ionics.* 1981;3–4:489–93.

36. Mainjot A. Zircon(s) Partie 2-Restaurations émaillées ou monolithiques? La quête de la résistance et de la translucidité. *BMC*.2019;4(2):10–21.
37. Chen Y-W, Moussi J, Drury JL, Wataha JC. Zirconia in biomedical applications. *Expert Rev Med Devices*. 2016;13(10):945–63.
38. Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009;88B(2):519–29.
39. Foong JKW, Judge RB, Palamara JE, Swain MV. Fracture resistance of titanium and zirconia abutments: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2013;109(5):304–12.
40. Naveau A, Rignon-Bret C, Wulfman C. Zirconia abutments in the anterior region: A systematic review of mechanical and esthetic outcomes. *J Prosthet Dent*. 2019;121(5):775-781.e1.
41. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in Dentistry: Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough. *Eur J Esthet Dent*. 2009;4(4):348–80.
42. Lee J-Y, Ahn J, An SI, Park J. Comparison of bond strengths of ceramic brackets bonded to zirconia surfaces using different zirconia primers and a universal adhesive. *Restor Dent Endod*.2018;43(1):e7.
43. Deschamps-Lenhardt S, Do NM, Perez C. Actualisation des indications de la zircone en prothèse fixée. Editions CdP. 2017;(179):38–44.
44. Etienne O, Anckenmann L, Watzki D, Flaus G, Heichelbech F, Lemoy C et al. Restaurations esthétiques en céramique collée. Editions CdP. 2016, 353p.
45. Sasse M, Eschbach S, Kern M. Randomized clinical trial on single retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures: Influence of the bonding system after up to 55 months. *J Dent*. 2012;40(9):783–6.
46. 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.
47. Della Bona A, Anusavice KJ. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):159–67.
48. Guastalla O, Viennot S, Allard Y. Collages en odontologie. *EMC - Odontologie*. 2005;1(3):193–201.
49. Decrucq E, Devisse T, Benhammadi O. Les matériaux de collage et de scellement. *Orthod Fr*. 2009;80(1):87–96.
50. Attia A, Lehmann F, Kern M. Influence of surface conditioning and cleaning methods on resin bonding to zirconia ceramic. *Dent Mater*. 2011;27(3):207–13.
51. Ito Y, Okawa T, Fukumoto T, Tsurumi A, Tatsuta M, Fujii T, et al. Influence of atmospheric pressure low-temperature plasma treatment on the shear bond strength between zirconia and resin cement. *J Prosthodont Res*. 2016;60(4):289–93.
52. Vicente Prieto M, Gomes ALC, Montero Martín J, Alvarado Lorenzo A, Seoane Mato V, Albaladejo Martínez A. The Effect of Femtosecond Laser Treatment on the Effectiveness of Resin-Zirconia Adhesive: An In Vitro Study. *J Lasers Med Sci*. 2016;7(4):214–9.

53. Moon J-E, Kim S-H, Lee J-B, Han J-S, Yeo I-S, Ha S-R. Effects of airborne-particle abrasion protocol choice on the surface characteristics of monolithic zirconia materials and the shear bond strength of resin cement. *Ceram Int.* 2016;42(1):1552–62.
54. Wandscher VF, Fraga S, Pozzobon JL, Soares F, Foletto E, May LG, et al. Tribochemical Glass Ceramic Coating as a New Approach for Resin Adhesion to Zirconia. *J Adhes Dent.* 2016;18(5):435–40.
55. Kasraei S, Rezaei-Soufi L, Yarmohamadi E, Shabani A. Effect of CO₂ and Nd:YAG Lasers on Shear Bond Strength of Resin Cement to Zirconia Ceramic. *J Dent (Tehran).* 2015;12(9):686–94.
56. Feitosa SA, Lima NB, Yoshito WK, Campos F, Bottino MA, Valandro LF, et al. Bonding strategies to full-contour zirconia: Zirconia pretreatment with piranha solution, glaze and airborne-particle abrasion. *Int J Adhes Adhes.* 2017;77:151–6.
57. Rona N, Yenisey M, Kucukturk G, Gurun H, Cogun C, Esen Z. Effect of electrical discharge machining on dental Y-TZP ceramic-resin bonding. *J Prosthodont Res.* 2017;61(2):158–67.
58. Pilo R, Dimitriadi M, Palaghia A, Eliades G. Effect of tribochemical treatments and silane reactivity on resin bonding to zirconia. *Dent Mater.* 2018;34(2):306–16.
59. Yeğin E. Effects of Various Chairside Surface Treatments on Zirconia-Resin Cement Bond Strength. *J Dent Mater Tech.* 2019;8(1):12-18.
60. Altan B, Cinar S, Tuncelli B. Evaluation of shear bond strength of zirconia-based monolithic CAD-CAM materials to resin cement after different surface treatments. *Niger J Clin Pract.* 2019;22(11):1475.
61. Silva A de M, Figueiredo VMG de, Massi M, Prado RF do, Sobrinho AS da S, Queiroz JRC de, et al. Silicon-based film on the yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystal: Surface and shear bond strength analysis. *J Investig Clin Dent.* 2019;10(4):e12477.
62. Saleh NE, Guven MC, Yildirim G, Erol F. Effect of different surface treatments and ceramic primers on shear bond strength of self-adhesive resin cement to zirconia ceramic. *Niger J Clin Pract.* 2019;22(3):335–41.
63. Yang X, Liu Y. Influence of different surface treatments on zirconia/resin shear bond strength using one-bottle universal adhesive. *Adv Appl Ceram.* 2019;118(1–2):70–7.
64. Flores-Ferreya BI, Scougall-Vilchis RJ, Velazquez-Enriquez U, Garcia-Contreras R, Aguillon-Sol L, Olea-Mejia OF. Effect of airborne-particle abrasion and, acid and alkaline treatments on shear bond strength of dental zirconia. *Dent Mater J.* 2019;38(2):182–8.
65. Okutan Y, Yucel MT, Gezer T, Donmez MB. Effect of airborne particle abrasion and sintering order on the surface roughness and shear bond strength between Y-TZP ceramic and resin cement. *Dent Mater J.* 2019;38(2):241–9.
66. Grasel R, Santos M, Rêgo HMC, Rippe M, Valandro L. Effect of Resin Luting Systems and Alumina Particle Air Abrasion on Bond Strength to Zirconia. *Oper Dent.* 2018;43:282–90.
67. Lu Yang, Haifeng Xie, Hongliang Meng, Xinyi Wu, Ying Chen, Huaiqin Zhang, et al. Effects of Luting Cements and Surface Conditioning on Composite Bonding Performance to Zirconia. *J Adhes Dent.* 2018;20(6):549–58.

68. Kaimal A. Evaluation of Effect of Zirconia Surface Treatment, Using Plasma of Argon and Silane, on the Shear Bond Strength of Two Composite Resin Cements. *J Clin Diagn Res.* 2017;Vol 11(8):ZC39-ZC43.
69. Akay C, Çakırbay Tanış M, Şen M. Effects of Hot Chemical Etching and 10-Metacryloxydecyl Dihydrogen Phosphate (MDP) Monomer on the Bond Strength of Zirconia Ceramics to Resin-Based Cements: Effects of Hot Chemical Etching of Zirconia Ceramics. *J Prosthodont.* 2017;26(5):419–23.
70. Cho JH, Kim SJ, Shim JS, Lee K-W. Effect of zirconia surface treatment using nitric acid-hydrofluoric acid on the shear bond strengths of resin cements. *J Adv Prosthodont.* 2017;9(2):77–84.
71. Çakırbay Tanış M, Akay C, Şen M. Effect of selective infiltration etching on the bond strength between zirconia and resin luting agents. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31(3):257–62.
72. Asadzadeh N, Ghorbanian F, Ahrary F, Rajati Haghi H, Karamad R, Yari A, et al. Bond Strength of Resin Cement and Glass Ionomer to Nd:YAG Laser-Treated Zirconia Ceramics. *J Prosthodont.* 2019;28(4):e881–5.
73. Lee Y, Oh KC, Kim N-H, Moon H. Evaluation of Zirconia Surfaces after Strong-Acid Etching and Its Effects on the Shear Bond Strength of Dental Resin Cement. *Int J Dent.* 2019;2019:1–8.
74. Otani A, Amaral M, May LG, Cesar PF, Valandro LF. A critical evaluation of bond strength tests for the assessment of bonding to Y-TZP. *Dent Mater.* 2015;31(6):648–56.
75. Khan AA, Al Kheraif AAA, Jamaluddin S, Elsharawy M, Divakar DD. Recent Trends in Surface Treatment Methods for Bonding Composite Cement to Zirconia: A Review. *J Adhes Dent.* 2017;19(1):7–19.
76. Qeblawi DM, Muñoz CA, Brewer JD, Monaco EA. The effect of zirconia surface treatment on flexural strength and shear bond strength to a resin cement. *J Prosthet Dent.* 2010;103(4):210–20.
77. Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP. Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2004;71B(2):381–6.
78. De Castro HL, Corazza PH, Paes-Júnior T de A, Della Bona A. Influence of Y-TZP ceramic treatment and different resin cements on bond strength to dentin. *Dent Mater.* 2012 (11):1191–7.
79. Kucukturk G, Cogun C. A new method for machining of electrically nonconductive workpieces using electric discharge machining technique. *Mach Sci Technol.* 2010;14(2):189–207.
80. Akyıl MŞ, Uzun İH, Bayındır F. Bond Strength of Resin Cement to Yttrium-Stabilized Tetragonal Zirconia Ceramic Treated with Air Abrasion, Silica Coating, and Laser Irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(6):801–8.
81. Zandparsa R, Talua NA, Finkelman MD, Schaus SE. An In Vitro Comparison of Shear Bond Strength of Zirconia to Enamel Using Different Surface Treatments: Zirconia Bonding to Enamel Using Different Surface Treatments. *J Prosthodont.* 2014;23(2):117–23.
82. Casucci A, Monticelli F, Goracci C, Mazzitelli C, Cantoro A, Papacchini F, et al. Effect of surface pre-treatments on the zirconia ceramic–resin cement microtensile bond strength. *Dent Mater.* 2011;27(10):1024–30.
83. Casucci A, Osorio E, Osorio R, Monticelli F, Toledano M, Mazzitelli C, et al. Influence of different surface treatments on surface zirconia frameworks. *J Dent.* 2009;37(11):891–7.

84. Casucci A, Mazzitelli C, Monticelli F, Toledano M, Osorio R, Osorio E, et al. Morphological analysis of three zirconium oxide ceramics: Effect of surface treatments. *Dent Mater.* 2010 (8):751–60.
85. Melo R, Souza R, Dursun E, Monteiro E, Valandro L, Bottino M. Surface treatments of zirconia to enhance bonding durability. *Oper Dent.* 2015;40(6):636–43.
86. Aboushelib M. Evaluation of zirconia/resin bond strength and interface quality using a new technique. *J Adhes Dent.* 2010;13(3):255–60.
87. Sari F, Secilmis A, Simsek I, Ozsevik S. Shear bond strength of indirect composite material to monolithic zirconia. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(4):267.
88. Everson P, Addison O, Palin WM, Burke FJT. Improved bonding of zirconia substructures to resin using a ‘glaze-on’ technique. *J Dent.* 2012;40(4):347–51.
89. Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, et al. Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic. *Dent Mater.* 2010;26(5):426–32.
90. Thammajaruk P, Inokoshi M, Chong S, Guazzato M. Bonding of composite cements to zirconia: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Mech Behav Biomed.* 2018;80:258–68.
91. Pelissier B, Tarridas T, Brugeaud E, Hemmi B. Les nouveaux systèmes adhésifs universels, exemple du Peak Universal Bond®. *Clinic.* 2016;(347):299–307.
92. Mattiello RDL, Coelho TMK, Insaurralde E, Coelho AAK, Terra GP, Kasuya AVB, et al. A Review of Surface Treatment Methods to Improve the Adhesive Cementation of Zirconia-Based Ceramics. *ISRN Biomaterials.* 2013;2013:1–10.
93. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater.* 2007;23(1):45–50.
94. Rohr N, Fischer J. Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head Face Med.* 2017;13(1):22.
95. Blumer L, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. A systematic approach to standardize artificial aging of resin composite cements. *Dent Mater.* 2015;31(7):855–63.
96. Inokoshi M, De Munck J, Minakuchi S, Van Meerbeek B. Meta-analysis of Bonding Effectiveness to Zirconia Ceramics. *J Dent Res.* 2014;93(4):329–34.

ANNEXES :



PRISMA 2009 Checklist

Section/topic	#	Checklist item	Reported on page #
TITLE			
Title	1	Identify the report as a systematic review, meta-analysis, or both.	
ABSTRACT			
Structured summary	2	Provide a structured summary including, as applicable: background; objectives; data sources; study eligibility criteria, participants, and interventions; study appraisal and synthesis methods; results; limitations; conclusions and implications of key findings; systematic review registration number.	
INTRODUCTION			
Rationale	3	Describe the rationale for the review in the context of what is already known.	
Objectives	4	Provide an explicit statement of questions being addressed with reference to participants, interventions, comparisons, outcomes, and study design (PICOS).	
METHODS			
Protocol and registration	5	Indicate if a review protocol exists, if and where it can be accessed (e.g., Web address), and, if available, provide registration information including registration number.	
Eligibility criteria	6	Specify study characteristics (e.g., PICOS, length of follow-up) and report characteristics (e.g., years considered, language, publication status) used as criteria for eligibility, giving rationale.	
Information sources	7	Describe all information sources (e.g., databases with dates of coverage, contact with study authors to identify additional studies) in the search and date last searched.	
Search	8	Present full electronic search strategy for at least one database, including any limits used, such that it could be repeated.	
Study selection	9	State the process for selecting studies (i.e., screening, eligibility, included in systematic review, and, if applicable, included in the meta-analysis).	
Data collection process	10	Describe method of data extraction from reports (e.g., piloted forms, independently, in duplicate) and any processes for obtaining and confirming data from investigators.	
Data items	11	List and define all variables for which data were sought (e.g., PICOS, funding sources) and any assumptions and simplifications made.	
Risk of bias in individual studies	12	Describe methods used for assessing risk of bias of individual studies (including specification of whether this was done at the study or outcome level), and how this information is to be used in any data synthesis.	
Summary measures	13	State the principal summary measures (e.g., risk ratio, difference in means).	
Synthesis of results	14	Describe the methods of handling data and combining results of studies, if done, including measures of consistency (e.g., I^2) for each meta-analysis.	
Risk of bias across studies	15	Specify any assessment of risk of bias that may affect the cumulative evidence (e.g., publication bias, selective reporting within studies).	
Additional analyses	16	Describe methods of additional analyses (e.g., sensitivity or subgroup analyses, meta-regression), if done, indicating which were pre-specified.	
RESULTS			
Study selection	17	Give numbers of studies screened, assessed for eligibility, and included in the review, with reasons for exclusions at each stage, ideally with a flow diagram.	
Study characteristics	18	For each study, present characteristics for which data were extracted (e.g., study size, PICOS, follow-up period) and provide the citations.	
Risk of bias within studies	19	Present data on risk of bias of each study and, if available, any outcome level assessment (see item 12).	
Results of individual studies	20	For all outcomes considered (benefits or harms), present, for each study: (a) simple summary data for each intervention group (b) effect estimates and confidence intervals, ideally with a forest plot.	
Synthesis of results	21	Present results of each meta-analysis done, including confidence intervals and measures of consistency.	
Risk of bias across studies	22	Present results of any assessment of risk of bias across studies (see Item 15).	
Additional analysis	23	Give results of additional analyses, if done (e.g., sensitivity or subgroup analyses, meta-regression [see Item 16]).	
DISCUSSION			
Summary of evidence	24	Summarize the main findings including the strength of evidence for each main outcome; consider their relevance to key groups (e.g., healthcare providers, users, and policy makers).	
Limitations	25	Discuss limitations at study and outcome level (e.g., risk of bias), and at review-level (e.g., incomplete retrieval of identified research, reporting bias).	
Conclusions	26	Provide a general interpretation of the results in the context of other evidence, and implications for future research.	
FUNDING			
Funding	27	Describe sources of funding for the systematic review and other support (e.g., supply of data); role of funders for the systematic review.	

From: Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. PLoS Med 6(7): e1000097. doi:10.1371/journal.pmed1000097



Publishing Services
Thomas Graham House
Science Park, Milton Road
Cambridge CB4 0WF, UK

Tel +44 (0) 1223 420066
Email contracts-copyright@rsc.org

www.rsc.org

Permission Request Form for RSC Material

To request permission to use material from a non-journal publication published by The Royal Society of Chemistry (RSC), please complete and return this form.

From: Name: GARCIA Alice E-mail: alicegarcia.art@gmail.com
Address: 106, rue de Belfort
33000 Bordeaux
France

I am preparing the following work for publication:

Article/Chapter Title Thesis
Journal/Book Title _____
Editor/Author(s) _____
Publisher _____

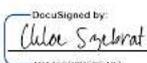
I would very much appreciate your permission to use the following material:

Journal/Book Title Dalton Transactions
Editor/Author(s) C. Gautam ; J. Joyner ; A. Gautam ; J. Rao ; R. Vajtai
Volume Number 45
Year of Publication 2016
Description of Material Figure 1
Page(s) 191916

I will acknowledge the original source as follows
(to be supplied by the RSC) and include a link back to the
publication on the Royal Society of Chemistry website:

Signed: GARCIA Alice Date: 14/10/2020

The Royal Society of Chemistry hereby grants permission for the use of the material specified above in the work described and in all subsequent editions of the work for distribution throughout the world, in all media including electronic and microfilm. You may use the material in conjunction with computer-based electronic and information retrieval systems, grant permissions for photocopying, reproductions and reprints, translate the material and to publish the translation, and authorise document delivery and abstracting and indexing services. Please note that if the material specified above or any part of it appears with credit or acknowledgement to a third party then you must also secure permission from that third party before reproducing that material. The Royal Society of Chemistry is a signatory to the STM [Guidelines on Permissions](#) (available on request).

Signed:  Date: 16/11/2020 | 2:04 PM GMT

Demande autorisation d'utilisation image site internet Boîte de réception x

Alice Garcia

Madame, Monsieur Actuellement étudiante en odontologie à l'université de Bordeaux, je vous sollicite afin de vous demander l'autorisation d'utiliser deux de vos

Flipaux, Jeremie <Jeremie.Flipaux@kuraray.com>

lur

À Victorien, moi ▾

Bonjour Mme Garcia,

Ok de notre côté pour l'utilisation des deux photos Katana dans le cadre de votre thèse,

Merci de confirmer la source (en précisant également le praticien et le prothésiste si cela est mentionné) sur votre document

Pour toutes précisions vous pouvez contacter notre Responsable scientifique victorien.vuong@kuraray.com en copie de cet email

Cordialement

Jérémie FLIPAUX

Head Of Dental France

Kuraray France

63, avenue du Général Leclerc

92340 Bourg-La-Reine - France

Tel : +33 (0)1 56 45 12 52

Mobile : +33 (0)6 84 34 68 87

E-mail : jeremie.flipaux@kuraray.com

www.kuraraynoritake.eu



Demande autorisation d'utilisation image site internet Boîte de réception x

Alice Garcia

Madame, Monsieur Actuellement étudiante en odontologie à l'université de Bordeaux, je vous sollicite afin de vous demander l'autorisation d'utiliser une de vos

Astrid Tavella <Astrid.Tavella@zirkozahn.com>

jei

À moi ▾

Bonjour Mme GARCIA,

Je vous remercie pour avoir contacté Zirkozahn.

Oui, vous pouvez utiliser la photo Zirkozahn.

L'important est que vous écrivez sous la photo qu'il s'agit d'un cas Zirkozahn.

Je vous souhaite bon courage avec votre travail et n'hésitez pas à me contacter si vous avez besoin d'autres choses.

Je vous souhaite une très bonne journée.

Du Tyrol du Sud, bien cordialement.

Astrid Tavella

Marketing France & Benelux

Alice Garcia <alicegarcia.art@gmail.com>

dim. 15 nov. 21:41

À info.fr

Madame, Monsieur

Actuellement étudiante en odontologie à l'université de Bordeaux, je vous sollicite afin de vous demander l'autorisation d'utiliser une de vos photos de zircone (IPS emax ZirCad multi) qui est sur votre site internet dans le cadre de la rédaction de ma thèse de docteur en chirurgie dentaire portant sur les protocoles de collage de la zircone. Votre image me permettrait d'illustrer les différentes générations de zircons dans la première partie introductive de mon travail. Je vous envoie en pièce jointe l'image concernée.

En attente de votre réponse et en vous remerciant pour votre aimable considération.

Cordialement,
Alice Garcia

Garanti sans virus. www.avast.com



Collège des Sciences de la Santé

UFR des Sciences Odontologiques

Serment

En présence de mes Maîtres et de mes condisciples, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de l'art dentaire.

Je donnerai mes soins gratuits à l'indigent et n'exigerai jamais un honoraire au-dessus de mon travail. Ma langue taira les secrets qui me seront confiés. Admis à l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe.

Mes connaissances et mon état ne serviront ni à diffuser des propos non avérés, ni à corrompre les mœurs, ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des conditions de croyance, de nation et de race viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Je promets et je jure de conformer strictement ma conduite professionnelle aux principes et aux règles prescrites par le code de déontologie.

Si je remplis ce serment sans l'enfreindre, qu'il me soit donné de jouir heureusement de la vie et de ma profession, honoré à jamais parmi les hommes. Si je le viole et que je me parjure, puissé-je avoir un sort contraire.



Vu, Le Président du Jury,

Date, Signature :

Vu, la Directrice de l'UFR des Sciences Odontologiques,

Date, Signature :

Vu, le Président de l'Université de Bordeaux,

Date, Signature :

Titre : Protocole de collage de la zircone : un choix raisonné. Revue systématique de la littérature.

Résumé :

Introduction : De par sa structure polycristalline, la zircone ne peut prétendre au même protocole de collage que les céramiques dites « mordançables » qui restent aujourd'hui le « gold standard » de la dentisterie adhésive. De nombreux prétraitements et matériaux d'assemblage ont alors été proposés afin d'améliorer le potentiel d'adhésion de cette céramique. **Objectif :** Déterminer quel prétraitement de surface et matériau d'assemblage permettent d'obtenir les meilleures valeurs d'adhésion. **Matériel et méthode :** La recherche a été faite suivant la méthode PRISMA, via les bases de données PUBMED, SCOPUS et DOSS en utilisant la combinaison (« zirconia » AND « bonding » AND « bond strength » AND « resin composite ») OR (« zirconia » AND « bonding » AND « bond strength » and « surface treatment »). La sélection des études a été réalisée selon des critères d'inclusion et d'exclusion établis. Afin d'obtenir des résultats récents, seuls les articles publiés après 2016 ont été retenus. **Résultats :** 23 articles ont été sélectionnés. Les données telles que le type de zircone, le prétraitement de surface, le matériau d'assemblage, la force de liaison obtenue et le vieillissement ont été extraits et répertoriés dans différents tableaux. **Conclusion :** Un prétraitement de surface est indispensable pour coller la zircone. Il semblerait que le revêtement de silice tribochimique est le prétraitement de choix, suivi d'un collage à l'aide d'un primaire contenant du MDP et d'une colle conventionnelle.

Mots clés : zircone, adhésion, traitement de surface, résine composite

Title : Zirconia bonding protocol: a reasoned choice. Systematic review of the literature.

Abstract :

Introduction: Due to its polycrystalline structure, zirconia cannot pretend to the same bonding protocol as so-called "etchable" ceramics which today remain the «gold standard" of adhesive dentistry. Many pretreatments and assembly materials are proposed to improve the adhesion potential of this ceramic. **Objective:** To determine which surface pretreatment and assembly material provide the best adhesion values. **Material and method:** The research was carried out according to the PRISMA method, via the PUBMED, SCOPUS and DOSS databases using the combination ("zirconia" AND "bonding" AND "bond strength" AND "resin composite") OR ("zirconia "AND" bonding" AND "bond strength" and "surface treatment"). The selection of studies was made according to established inclusion and exclusion criteria. In order to obtain recent results, only articles published after 2016 were included. **Results:** 23 articles were selected. Data such as type of zirconia, surface pretreatment, assembly material, bond strength obtained and aging were extracted and listed in different tables. **Conclusion:** A surface pretreatment is essential to bond the zirconia. It appears that the tribochemical silica coating is the pretreatment of choice, followed by bonding with a primer containing MDP and conventional resin composite.

Keywords : zirconia, bonding, surface pretreatment, resin composite