



HAL
open science

Intérêts et limites des reconstitutions coronaires en "full zirconne"

Robin Groos

► **To cite this version:**

Robin Groos. Intérêts et limites des reconstitutions coronaires en "full zirconne". Chirurgie. 2020. dumas-02495789

HAL Id: dumas-02495789

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02495789>

Submitted on 2 Mar 2020

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution - NonCommercial - NoDerivatives 4.0 International License

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Intérêts et limites des reconstitutions
coronaires en « full zirconie »***

Présentée par

GROOS Robin

Né le 24 mars 1993

A Brétigny-sur-Orge

Thèse soutenue le **Mercredi 22 Janvier 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Professeur RASKIN Anne

Docteur TOSELLO Alain

Docteur MAILLE Gérald

THESE

***POUR OBTENIR LE DIPLOME D'ETAT
DE DOCTEUR EN CHIRURGIE DENTAIRE***

Présentée et publiquement soutenue devant la

Faculté d'Odontologie de Marseille
(Doyen : Monsieur le Professeur Bruno FOTI)

Aix-Marseille Université
(Président : Monsieur le Professeur Éric BERTON)

***Intérêts et limites des reconstitutions
coronaires en « full zirconie »***

Présentée par

GROOS Robin

Né le 24 mars 1993

A Brétigny-sur-Orge

Thèse soutenue le **Mercredi 22 Janvier 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur RUQUET Michel

Assesseurs : Professeur RASKIN Anne

Docteur TOSELLO Alain

Docteur MAILLE Gérald

ADMINISTRATION

Mise à jour : janvier 2020

Doyens Honoraires

Professeur Raymond SANGIUOLO†
Professeur Henry ZATTARA
Professeur André SALVADORI
Professeur Jacques DEJOU

Doyen Assesseurs

Professeur Bruno FOTI
Professeur Michel RUQUET
Professeur Anne RASKIN

Directeurs de Départements

Formation Initiale
Recherche
Formation Continue

Professeur Michel RUQUET
Professeur Anne RASKIN
Professeur Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales
Internat et Diplômes d'études spécialisées
Affaires générales

Professeur Hervé TASSERY
Professeur Virginie MONNET-CORTI
Docteur Patrick TAVITIAN

Responsable des Services Administratifs et Techniques

Madame Katia LEONI

LISTE DES ENSEIGNANTS

PROFESSEURS DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

BUKIET Frédéric (58-01)
FOTI Bruno (56-02)
MONNET-CORTI Virginie (57-01)
ORTHLIEB Jean-Daniel (58-01)
RASKIN Anne (58-01)
RUQUET Michel (58-01)
TARDIEU Corinne (56-01)
TARDIVO Delphine (56-02)
TASSERY Hervé (58-01)

PROFESSEUR DES UNIVERSITES

ABOUT Imad (65)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES – PRATICIENS HOSPITALIERS DES CSERD

ABOUDHARAM Gérard (58-01)	LAN Romain (57-01)
BANDON Daniel (56-01)	LAURENT Michel (58-01)
BELLONI Didier (57-01)	LAURENT Patrick (57-01)
BOHAR Jacques (56-01)	LE GALL Michel (56-01)
CAMOIN Ariane (56-01)	MAILLE Gérald (58-01)
CAMPANA Fabrice (57-01)	PHILIP-ALLIEZ Camille (56-01)
CATHERINE Jean-Hugues (57-01)	POMMEL Ludovic (58-01)
ERARD-MAGNO Elisabeth (56-01)	PRECKEL Bernard-Éric (58-01)
GAUBERT Jacques (56-01)	RÉ Jean-Philippe (58-01)
GIRAUD Thomas (58-01)	ROCHE-POGGI Philippe (57-01)
GIRAUDEAU Anne (58-01)	STEPHAN Grégory (58-01)
GUIVARC'H Maud (58-01)	TAVITIAN Patrick (58-01)
JACQUOT Bruno (58-01)	TERRER Elodie (58-01)
LABORDE Gilles (58-01)	TOSELLO Alain (58-01)

MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES ASSOCIES

BLANCHET Isabelle (56-01)
MENSE Chloé (58-01)

ASSISTANTS HOSPITALIERS ET UNIVERSITAIRES

AL AZAWI Hala (56-01)	HAHN-GOLETTI Larissa (58-01)
ANTEZACK Angeline (57-01)	LIOTARD Alica (58-01)
BACHET-DORISON Damienne (56-01)	MANSUY Charlotte (58-01)
BALLESTER Benoît (58-01)	MARTIN William (56-01)
BARBERO Magali (56-01)	MATTERA Rémi (56-01)
CAMBON Isabelle (56-01)	MELLOUL Sébastien (57-01)
CASAZZA Estelle (56-01)	PARFU Anne (58-01)
CASTRO Romain (57-01)	PASCHEL Laura (58-01)
DAVID Laura (56-01)	PILLIOL Virginie (58-01)
DEVICTOR Alix (58-01)	REPETTO Andréa (58-01)
DODDS Mélina (58-01)	ROMANET Yvan (57-01)
DRAUSSIN Thierry (56-02)	SANTUNIONE Charlotte (58-01)
DUMAS Cathy (57-01)	SILVESTRI Frédéric (58-01)
HADJ-SAID Medhi (57-01)	VINAÏ Michael (56-01)

ASSISTANTS DES UNIVERSITES ASSOCIES

HOUVENAEGHEL Brice (57-01)
LE FOURNIS Chloé (57-01)

Intitulés des sections CNU :

- 56^{ème} section : Développement, croissance et prévention
 - 56-01 Odontologie pédiatrique et orthopédie dento-faciale
 - 56-02 : Prévention – Epidémiologie – Economie de la santé – Odontologie légale
- 57^{ème} section : Chirurgie orale ; Parodontologie ; Biologie Orale
 - 57-01 : Chirurgie orale – Parodontologie – Biologie orale
- 58^{ème} section : Réhabilitation orale
 - 58-01 : Dentisterie restauratrice – Endodontie – Prothèses – Fonction-Dysfonction – Imagerie – Biomatériaux

L'auteur s'engage à respecter les droits des tiers, et notamment les droits de propriété intellectuelle. Dans l'hypothèse où la thèse comporterait des éléments protégés par un droit quelconque, l'auteur doit solliciter les autorisations nécessaires à leur utilisation, leur reproduction et leur représentation auprès du ou des titulaires des droits. L'auteur est responsable du contenu de sa thèse. Il garantit l'Université contre tout recours. Elle ne pourra en aucun cas être tenue responsable de l'atteinte aux droits d'un tiers.

A mon Président de thèse

Monsieur le Professeur Michel RUQUET,

Vous me faites l'honneur de présider ce jury. Ces années d'études ont été longues et elles l'auraient été davantage si vous n'y aviez pas participé. Depuis le malaxage de l'alginate lors des séances de TP à la clinique et jusqu'à aujourd'hui, vous m'avez toujours accordé votre sympathie et votre confiance. J'ai grandement apprécié votre instruction et apprendre ce métier auprès de vous.

Je vous remercie d'avoir contribué à embellir ces journées, je vous assure ma profonde sympathie, mon respect et ma gratitude.

A mon Jury de thèse

Madame le Professeur Anne RASKIN,

Les tourments que j'ai pu vous causer n'ont jamais ébranlé la bienveillance que vous m'avez accordée. Votre disponibilité et votre flexibilité n'ont pas cessé de m'étonner et ces matinées à l'IGH à vos côtés étaient très instructives et passionnantes. Je suis honoré que vous soyez présente aujourd'hui.

J'ai grandement apprécié travailler avec vous. Je vous assure ma profonde distinction, ma sympathie et ma gratitude.

A mon Jury de thèse

Monsieur le Docteur Alain TOSELLO,

Je vous suis reconnaissant de la confiance que vous m'avez accordée durant ces années à la clinique et pour votre sympathie à mon égard. Avec vous, le comptage des points m'a permis d'évaluer la dimension verticale mais également de passer dans la nouvelle année.

Vous me faites l'honneur de participer à cette assemblée, je vous assure mon profond respect, ma sympathie et ma gratitude.

A mon Directeur de thèse

Monsieur le Docteur Gérald MAILLE,

Je n'ai pas eu l'honneur de beaucoup m'exercer avec vous à la clinique, mais les cours de prothèse que vous m'avez instruits étaient très prenants et m'ont largement aidé à progresser et sollicité mon intérêt pour cette discipline. Je vous suis éternellement reconnaissant d'avoir accepté de conduire cette thèse, de ses débuts inattendus à son aboutissement mais aussi de la sympathie que vous avez pu m'accorder et la confiance que vous m'avez redonnée.

Je vous prie de trouver dans ce travail l'expression de ma plus profonde gratitude.

A ma famille,

Ma légère expérience dans ce monde m'a bien appris que la vie n'est pas toujours facile, et il est clair que tout ça aurait été bien plus difficile si vous n'y aviez pas participé, que vous n'aviez pas existé. Je me réjouis de savoir que l'on a une belle et grande famille et je sais à quel point on a de la chance. J'espère de tout mon cœur, bien que les choses changent que rien ne changera. Je vous aime.

A Papa et Maman,

Papa, Maman, depuis toujours l'amour que vous nous apportez a toujours su nous accompagner et nous faire avancer, garder courage malgré la situation. Je suis heureux que vous soyez mes parents et que vous m'aimiez. On ne se le dit pas souvent peut-être parce que c'est évident mais je veux que vous sachiez que je vous aime de tout mon cœur et pour toujours.

A Yanyan et Bobo,

Mes frères adorés, j'adore ma vie, mais je suis nostalgique du moment où nous étions tous les trois dans la chambre à se chamailler pour un oui ou pour un non, à tout le temps jouer ensemble, casser des trucs. Je suis tellement heureux d'avoir eu un grand et un petit frère. C'est fou comme le temps passe, c'est dur de l'accepter, de se dire que rien ne sera comme avant. On essaiera de changer ça avec le temps. Comme papa et maman, bien qu'on n'habite pas loin, vous me manquez en tout cas, je vous aime de tout mon cœur.

A Papy Georges et Mamie Paulette,

Papy, Mamie, comme Papa et Maman vous nous apportez l'amour que quiconque aurait pu espérer. Je suis fier d'avoir des grands parents comme vous avec les valeurs que vous nous avez inculquées. Chahuter, balancer des vélos dans les escaliers, jouer avec les petits soldats, se faire chouchouter et les moments chez vous me manquent. Je vous aime de tout mon cœur.

A Papy Gabi et Mamie Pia,

A qui je pense très souvent et qui resteront pour toujours dans mon cœur et dans mon âme. Vous nous manquez. Je vous aime.

A mes Tonton et mes Tata,

Qui ont toujours su être attentif à ce que je faisais et qui m'ont toujours poussé vers le haut, m'ont toujours aimé malgré les bêtises que j'avais pu faire. Je suis heureux de vous avoir. Je vous aime.

A Julie,

Merci pour tout ce que tu m'as apporté et tout ce que tu m'as appris, en tant que cousine et en tant que collaboratrice. Je sais que j'ai beaucoup de chance et je suis heureux d'avoir pu faire ça avec toi.

A mes cousins et cousines chéri(es),

Avec qui j'ai passé beaucoup de temps ! Tantôt à apprendre, découvrir des choses, tantôt à jouer, se battre, se couler dans la piscine, faire la fête avec vous. Je suis heureux d'avoir profité de tous ces expériences avec vous et j'espère bien que ce n'est pas prêt d'être terminé ! Je vous aime.

A mes potes de toujours, Brice, Olivier et Sylvain, avec vous aussi, découvrir la vie a été un plaisir, faire des conneries aussi ! passer du bon temps... 😊 vous n'êtes pas de ma famille mais c'est comme si vous l'étiez. Merci d'avoir toujours été présents pour moi.

A mes deux coloc adoré, Loïc et Thomas,

Quand j'y repense, c'est fou qu'on ait habité ensemble, c'était super, je n'oublierais jamais les moments qu'on a passés. J'ai hâte qu'on s'en fasse de nouveaux...

A tous mes amis que je n'ai pas cités mais pour lesquels je n'en éprouve pas moins...

A Thierry,

Thierry, je suis ravi de t'avoir comme beau-père. Tu ne peux pas savoir comme je suis content de savoir que je vis à Villedieu avec mon amour. Je remercie de m'avoir aidé pour ma thèse et pour tout ce que tu m'apportes. J'ai hâte de venir travailler avec vous au cabinet (ou pas ahah)...

A Emmanuelle,

Emma, tu es comme ma deuxième mère. Toujours à prendre bien soin de moi. Je suis heureux que tu sois la maman de ma chérie et je sais que l'on sera toujours bien accueilli chez vous. Je te remercie de m'avoir toujours encouragé.

A Nicolas et Bibi,

C'est bon de vous avoir, le bateau, la pétanque, les olives, la pêche, la fiesta, la chasse qu'est-ce que l'on s'amuse bien 😊 Il faudrait étendre la liste ^^ On va bien s'amuser encore je le sens, vivement que vous descendiez vivre dans le sud...

A Arthémise,

« Oh Robssss » mdr tu me tueras. C'est trop cool de t'avoir, t'es comme une petite sœur. Alors ne m'en veux pas trop si parfois je prends un peu un ton moralisateur ^^.

A Manon,

Ma chérie, mon amour, on avance tous les deux. Les étapes de la vie s'enchaînent et on continue. C'est bien grâce à toi aussi que je suis là aujourd'hui, toi qui m'as toujours aidé à réussir mes examens, mes points cliniques, à m'encourager, à me chérir. J'ai beaucoup de chance de t'avoir. Je t'aime.

Sommaire

INTERET ET LIMITES DES RECONSTITUTIONS CORONAIRES EN « FULL ZIRCON »

INTRODUCTION.....	1
I. DESCRIPTION DU MATERIAU.....	2
I.1. Histoire et évolution.....	2
I.2. Description.....	3
I.2.1. Macrostructure.....	3
I.2.2. Microstructure.....	4
I.3. Domaines d'application.....	7
I.3.1. Applications non-médicales.....	7
I.3.2. Applications médicales.....	8
I.3.2.1. En médecine.....	8
I.3.2.2. En dentisterie.....	8
I.4. Chaîne d'approvisionnement de la zircone.....	9
I.4.1. Extraction.....	9
I.4.2. Production.....	9
I.5. Fabrication des ébauches.....	11
I.6. Frittage des ébauches.....	11
I.7. Usinage par CFAO de la zircone.....	13
I.7.1. Définition.....	13
I.7.2. Techniques d'usinage.....	13
I.7.2.1. Usinage doux d'ébauches pré-frittées (zircone non HIP).....	14
I.7.2.2. Usinage dur de 3Y-TZP (zircone HIP).....	15
I.8. Disponibilité et classification des différents systèmes de CFAO.....	16
II. CARACTERISTIQUES PHYSICO-CHIMIQUES DE LA ZIRCON.....	17
II.1. Propriétés physiques.....	17
II.1.1. Résistance à la flexion.....	17
II.1.2. Résistance à la compression-traction.....	18
II.1.3. Dureté.....	18
II.1.4. Résistance caractéristique.....	18
II.1.5. Résistance à la fatigue, survie, longévité.....	19
II.1.6. Ténacité.....	20
II.1.7. Module de Young.....	20
II.1.8. Module de Weibull, critère de rupture probabiliste.....	21
II.2. Propriétés thermiques.....	22
II.2.1. Coefficient de dilatation thermique.....	22
II.2.2. Conductivité thermique.....	23
II.3. Propriétés optiques.....	23
II.3.1. Opacité et translucidité.....	23
II.3.1.1. 1 ^{ère} génération (3Y-TZP).....	23
II.3.2. Zircone translucide.....	25
II.3.1.2. 2 ^{ème} génération (4Y-PSZ).....	28
II.3.1.3. 3 ^{ème} génération (5Y-PSZ).....	28
II.3.3. Teinte et saturation.....	31
II.4. Dégradation à basse température.....	33
II.5. Durcissement par transformation de phase.....	35
II.6. Radioactivité.....	36

III. AVANTAGES CLINIQUE ET LIMITES DU MATERIAU	38
III.1. Biocompatibilité	38
III.1.1. In vitro	38
III.1.2. In vivo	38
III.1.2.1. Biocompatibilité dans les tissus mous.....	39
III.1.2.2. Biocompatibilité dans les tissus durs	44
III.2. Conception de la préparation et épaisseur de réduction	45
III.2.1. Forme de préparation.....	45
III.2.2. Epaisseur de réduction.....	47
III.2.2.1. Couronne monolithique *12,13,14,16.....	47
III.2.2.2. Bridge monolithique (jusqu'à 16 éléments) *12,13,14,16	47
III.2.3. Connexions des éléments pluraux	48
III.3. Ajustement interne et qualité de la marge	49
III.4. Adhésion et rétention	49
III.4.1. Traitements de surface provoquant un verrouillage micromécanique	50
III.4.1.1. Sablage	50
III.4.1.2. Gravure chimique à chaud	51
III.4.1.3. Traitement au laser.....	51
III.4.1.4. Application d'un revêtement d'alumine nano-structuré.	51
III.4.2. Traitements de surface entraînant une adhésion chimique	52
III.4.2.1. Agents de couplage au silane	52
III.4.2.2. Autres agents de couplage.....	52
III.4.2.3. Fluoruration des gaz	52
III.4.3. Traitement de surface entraînant une liaison chimique et une imbrication micro-mécanique.....	53
III.4.3.1. Revêtement de silice	53
III.4.3.2. Gravure sélective d'infiltration.....	54
III.5. Scellement ou collage de la zircone	55
III.5.1. Scellement avec conditionnement	55
III.5.1.1. Scellement adhésif	55
III.5.2. Scellement sans conditionnement.....	56
III.5.2.1. Scellement conventionnel	56
III.5.2.2. Scellement auto-adhésif	56
III.6. Etat de surface et usure	58
III.6.1. Rectification et polissage des restaurations en zircone.....	58
III.6.1.1. Instruments rotatifs à meuler.....	59
III.6.1.2. Pâte à polir diamant.....	60
III.6.1.3. Polissage de la zircone	62
III.7. Attachements et support de prothèse partielle amovible	65
III.8. Indication	69
IV. DE L'INTERET DES « FULL ZIRCONES » FACE AUX VITROCERAMIQUES MONOLITHIQUES : DISCUSSION	71
IV.1. Vitrocéramiques	72
IV.1.1. Les céramiques feldspathiques renforcées à la leucite	72
IV.1.2. Disilicate de lithium	74
IV.1.3. Vitrocéramique renforcée à la zircone	74
IV.2. Les céramiques infiltrées de verre	75
IV.3. Les oxydes de céramiques	76
IV.4. Critères de choix	77
IV.4.1. Physiques	77
IV.4.2. Esthétiques	79
IV.4.3. Biologiques	83
IV.4.4. Enjeux sociaux-économiques.....	83
IV.CONCLUSION	85
SITOGRAFIE	I
BIBLIOGRAPHIE	IV

Index des figures, Photographies, Tableaux

Figures

Figure 1 :	Macrostructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (sans phase vitreuse) d'une céramique alumineuse ou d'une zircone (exemple : Procera [®] alumine, Y-TZP). 1- charges. (P. Margossian, G. Laborde ; Encyclopédie médico-chirurgicale).....	3
Figure 2 :	Changement de phase cristallographique en fonction de la variation de température de ZrO ₂ (C. Gautam et al., Dalton Transaction)	4
Figure 3 :	Diagramme de phase de la zircone en fonction de la variation de température et de la concentration d'oxyde d'yttrium (Y ₂ O ₃). (T. Vagkopoulou et al., European Journal of Esthetic Dentistry).	5
Figure 4 :	Frittage de particules de céramiques (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires).....	11
Figure 5 :	Disque de zircone Katana (Kuraray Noritake).....	12
Figure 6 :	Valeurs graphiques de résistance en fonction de la génération de zircone (Stawarczyk et al. Quintessence International).....	26
Figure 7 :	Représentation schématique de la transformation de phase tétragonale à monoclinique résultant d'une fissure. (T. Vagkopoulou et al., The European journal of aesthetic dentistry).....	35
Figure 8 :	Forme de préparation des restaurations en zircone monolithique*15.....	46
Figure 9 :	Forme de préparation contre-indiqués (Technical guide KATANATM zirconia)	46
Figure 10 :	Etats de surface de différentes céramiques polies par trois instruments rotatifs diamantés et 2 pâtes à polir diamantées (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).....	62
Figure 11 :	Usure de billes de stéatite (= 3mm) contre de la zircone et des céramiques de revêtement après 200 000 cycles de mastication. (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).....	64
Figure 12 :	Perte d'usure de l'émail contre quatre zircons traités en surface après 1 200 000 cycles de mastication (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).....	64
Figure 13 :	Perte d'usure de l'émail contre quatre zircons et d'une céramique de revêtement traités en surface après 400 000 cycles de mastication (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).	65
Figure 14 :	27 : bridge complet monolithique (Courtoisie Dr. Gotusso)	70
Figure 15 :	Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114.....	73
Figure 16 :	Résistance à la flexion de différentes céramiques (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114.....	77
Figure 17 :	Ténacité de différentes céramiques sans armature (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114.....	78
Figure 18 :	Graphique représentant la transmission de la lumière des différents matériaux (Stawarczyk et al., Quintessence international).....	79

Photographies

Photographie 1 :	Macrostructure polycristalline de la zircone en microscopie optique. (T. Vagkopoulou et al., European Journal of Esthetic Dentistry).	4
Photographies 2 et 4 :	Préparation 24-26 en vue de réalisation de bridge monolithique en zircone	
Photographies 3 et 5 :	Situation clinique après la mise en place de la prothèse (24-25-26) Courtoisie Dr. Gotusso	24
Photographie 6 :	Couronne en zircone ultra translucide (Rondini et al. Quintessence International)	26
Photographie 7 :	Situation après dépose de la prothèse	41
Photographie 8 :	Situation après assainissement	42
Photographie 9 :	Bridge monolithique 15-17	42
Photographie 9bis :	Bridge monolithique 14-24	42
Photographies 10 et 11 :	Bridge monolithique sur implant position 35-36-37.....	42
Multilink® Automix	55
Panavia V5 (Kuraray)	56
Vivaglass® Cem (Ivoclar Vivadent) De Trey Zinc (Dentsply) Ketac™ Cem (3M).....		56
Fuji I (GC) et Relyx Unicem (3M).....		57
Photographie 13 :	Pâtes à polir diamantées (T. Miyazaki et al., Journal of Prosthodontic Research).....	61
Photographie 14 :	Cupules et brosse de polissage (T. Miyazaki et al., Journal of Prosthodontic Research).....	61
Photographies 15, 16, 17, 18, 19 :	bridge monolithique 14-24 en zircone avec fraisage ~Courtoisie Dr. Gotusso.....	66
Photographies 20, 21, 22 :	bridge monolithique 35-43 en zircone avec fraisages ~Courtoisie Dr. Gotusso)	67
Photographies 23, 24 :	Des attachements sphériques (micro2) ~Courtoisie Dr. Gotusso	68
Photographie 25 :	à tiges (glissières) ~Courtoisie Dr. Gotusso).....	68
Photographie 26	Bridge complet monolithique (Courtoisie Dr. Gotusso)	70
Photographie 28 :	Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'une vitrocéramique renforcée à la leucite (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114	72
Photographie 29 :	Microphotographie en microscopie électronique à balayage de disilicate de lithium (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires).....	74
Photographie 30 :	Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'une céramique alumineuse infiltrée de verre (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114	75
Photographie 31 :	Comparaison des différents matériaux sur table lumineuse (de gauche à droite : 1 ^{ère} , 2 ^{ème} , 3 ^{ème} génération, disilicate de lithium LT, HT) ; (Stawarczyk et al., Quintessence international).....	80
Photographie 32 :	Comparaison des différents matériaux in vivo (de (a) à (e) : 1 ^{ère} , 2 ^{ème} , 3 ^{ème} génération, disilicate de lithium LT, HT), (Stawarczyk et al., Quintessence international)	81
Photographies 33, 34 :	cas clinique de couronnes antérieures en céramique feldspathiques renforcées à la leucite. On note le bleuté du bord libre ~Courtoisie Dr. Gotusso.....	82

Tableaux

Tableau 1 : Composition chimique de la zircone utilisée en dentisterie. (T. Vagkopoulou, European Journal of Esthetic Dentistry).....	6
Tableau 2 : Tableau récapitulatif des propriétés physiques de la zircone Y-TZP.	22
Tableau 3 : Représentation des générations de zircone dentaire. (Y. Zhang et al., Journal of dental research).....	30
Tableau 4 : Comparaison des compositions des différentes générations (Stawarczyk et al., Quintessence international).....	31
Tableau 5 : Statistiques descriptives de l'écart marginal horizontal (R. Batson et al., The journal of prosthetic dentistry).....	49
Tableau 6 : Les différents types de céramiques utilisés en dentisterie (B. Stawarczyk et al., Quintessence international) 41.....	72

INTRODUCTION

De nos jours, les possibilités de traitement sont de plus en plus nombreuses.

Le succès thérapeutique et prothétique est traduit par les décisions prises avant, pendant et après sa réalisation dans le souci de satisfaire au mieux les exigences liées à la médecine humaine et sa complexité.

Le matériau universel n'existant pas, l'élaboration d'éléments prothétiques conjoints oblige à faire un choix : suivant la situation reposant sur une connaissance approfondie des matériaux, de leurs qualités et de leurs propriétés selon le consensus établi lors de l'examen clinique et durant toute la période de traitement.

L'utilisation de céramiques dans un cadre monolithique élaborés par CFAO ; comme la zircone ou le disilicate de lithium, semblent récemment être de plus en plus mis en avant au détriment des restaurations stratifiées à la main, plus esthétiques mais moins résistantes et plus difficile à mettre en œuvre.

S'ajoute à cela le contexte socio-économique actuel redirigeant les patients vers des remboursements intégraux mais limités à certaines gammes de produit.

Nous montrerons, grâce à la littérature actuelle l'importance de la zircone dans le succès du traitement ou ses revers, et les contrastes l'imputant au regard d'autres céramiques monolithiques comme le disilicate de lithium.

I. DESCRIPTION DU MATERIAU

I.1. Histoire et évolution

Le « Zirconium » (symbole Zr) est un métal de transition, de numéro atomique 40. Il vient du mot arabe « Zargon » qui signifie « de couleur dorée », qui vient à son tour des deux mots persans Zar (or) et Gun (couleur).^{1,2,3,4}

Il est classé au 18ème rang en abondance parmi les éléments de la croûte terrestre, cependant cet élément ne se trouve pas dans la nature à l'état pur, mais uniquement en conjugaison avec des oxydes de silicate ($ZrSiO_4$) ou sous forme d'oxyde libre comme le dioxyde de zirconium (ZrO_2).³

Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) couramment appelé zircone a été accidentellement identifié par le chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth en 1789 alors qu'il travaillait certaines procédures impliquant le chauffage de pierres précieuses.^{1,2,3,5}

Il découvrit la zircone sous forme d'oxyde métallique et le classa parmi les métaux. On lui doit également d'autres découvertes comme : l'uranium (1789), le chrome (1789), la strontiane (1792) le cérium (1803) et le titane.

Ce n'est qu'en 1824, que le Suédois Jöns Jacob Berzelius l'a isolé et purifié sous forme de métal à Stockholm, en Suède.²

En 1892, Joseph Baddeley mis à jour le premier gisement de zircone à l'état naturel (zircon $ZrSiO_4$) au Sri Lanka.^{4,6}

Vers la fin des années 1960, la recherche et le développement de zirconium en tant que biomatériaux ont été affinés par Helmer et Driskell qui ont publié le premier article concernant différents applications biomédicales de zircone.⁵

Depuis, des recherches basées sur les travaux de Garvie et Nicholson se sont concentrés sur la céramique à base de polycristaux de zircone tétragonale (Y-TZP).^{7,8}

La première utilisation à des fins médicales date de 1969 et concernait des applications orthopédiques, comme nouveau biomatériau pour le remplacement de la tête de prothèse de hanche (arthroplastie) au lieu des prothèses en titane ou en alumine.

Les recherches ont porté sur le comportement mécanique de la zircone, son usure et son intégration avec les os et les muscles.^{2,5,7,8}

Jusqu'en 1990 les études étaient réalisées en grande partie in vivo car la technologie in vitro n'était pas encore suffisamment avancée.

Après 1990, la recherche in vitro a permis d'étayer les informations sur le comportement cellulaire vis-à-vis de la zircone et elles ont confirmé que le ZrO_2 n'était pas cytotoxique.

La zircone fait son apparition dans le secteur dentaire dans les années 80 en raison de ses excellentes propriétés mécaniques et biocompatibles. ^{1,2,5,7,8}

Les structures en zircone ne sont réalisées qu'à l'aide de la technologie de conception / fabrication assistée par ordinateur (CAO / FAO). Cette mise en œuvre a grandement contribué au développement de la CFAO dentaire ces 30 dernières années et présente de nombreux avantages ; notamment en termes de rapidité, d'efficacité, de coût et de contrôle de laboratoire. ^{5,9,10,11}

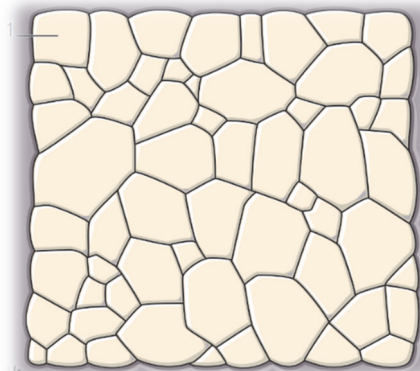
La céramique dentaire la plus résistante disponible dans le commerce est constituée de 3% en moles de polycristaux de zircone tétragonale stabilisés à l'oxyde d'yttrium (3Y-TZP Ytria Tetragonal Zirconia Polycrystal). Ce matériau est devenu le choix le plus populaire pour la conception des armatures de prothèses dentaire et la structure d'unités multiples en remplacement de l'infrastructure métallique des restaurations traditionnelles. ^{1,5,8,9,10}

I.2. Description

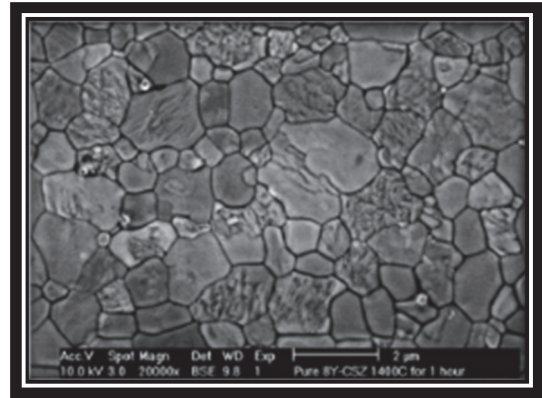
I.2.1. Macrostructure

La zircone ou dioxyde de zirconium (ZrO_2), composé inorganique non métallique du zirconium est une céramique polycristalline pure de haute densité caractérisée par l'absence de phase vitreuse. ⁵

Figure 1 : Macrostructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (sans phase vitreuse) d'une céramique alumineuse ou d'une zircone (exemple : Procera® alumine, Y-TZP). 1- charges. (P. Margossian, G. Laborde ; Encyclopédie médico-chirurgicale)



Photographie 1 : Macrostructure polycristalline de la zircone en microscopie optique. (T. Vagkopoulou et al., European Journal of Esthetic Dentistry).



I.2.2. Microstructure

La zircone pure est une céramique métastable allotropique ; qui existe sous 3 structures ou phases cristallographiques : monoclinique, tétragonale et cubique.^{5,6,7}

-La phase monoclinique (M) en forme de prisme déformé à côtés parallélépipédiques.

-La phase tétragonale (T) sous forme de prisme droit à côtés rectangulaires.

-La phase cubique (C) sous forme de prisme droit à côté carré.

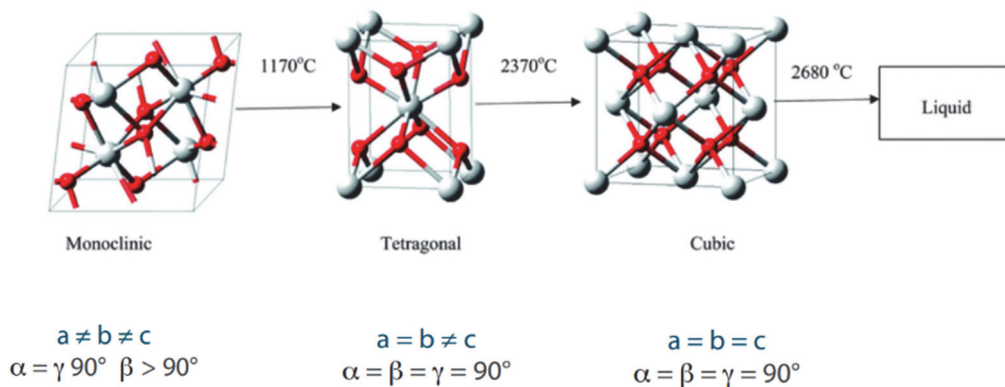


Figure 2 : Changement de phase cristallographique en fonction de la variation de température de ZrO_2 (C. Gautam et al., Dalton Transaction)

Ces 3 phases sont dépendantes des conditions de température et les propriétés de la zircone varient suivant la phase dans laquelle elle se trouve.^{5,6}

Ces transformations sont martensitiques, caractérisées par le fait qu'elles sont sans diffusion (c'est-à-dire n'impliquant que des déplacements homogènes et coordonnés de la position du réseau par rapport au transport d'atomes) et hystérétiques (persistance d'un phénomène quand cesse la cause qui l'a produit). Ces réactions se produisent athermalement impliquant un changement de température dans une plage plutôt qu'à une température donnée.^{2,3,5}

A température et pression ambiante et jusqu'à 1170°C, la zircon pure se présente sous forme monoclinique, cette forme présente des propriétés mécaniques inférieures qui peuvent contribuer à une réduction de la cohésion des particules de céramique.

La forme est stable en phase tétragonale à partir de 1170°C jusqu'à 2370°C avec des propriétés mécaniques améliorées.

Au-delà de 2370°C, la zircon est stable en phase cubique et possède des propriétés mécaniques modérés avant de fondre à 2715°C.

Cependant afin d'être utilisée, la zircon stabilisée en phase tétragonale doit retourner à température ambiante et lors du refroidissement, la transformation tétragonale-monoclinique qui est réversible se produit aux alentours de 950 à 1070°C. Elle est caractérisée par une augmentation substantielle de volume (environ 4,5%) se traduisant par l'apparition de fissures et d'un possible éclatement du matériau. ^{1,2,3,5,6}

En conséquence, il est nécessaire de stabiliser à température ambiante une forme haute température ; cubique ou tétragonale. Pour cela, on ajoute à la zircon un agent stabilisant : de l'oxyde d'yttrium (Y_2O_3), de magnésium (MgO), de calcium (CaO) ou de cérium (CeO_2). ^{1,2,5}

L'ajout d'un agent stabilisant est un élément indispensable à l'obtention d'un polycristal ayant une structure parfaitement stable à température ambiante.

On peut représenter ces différents changements conformationnels sous forme de diagramme de phase :

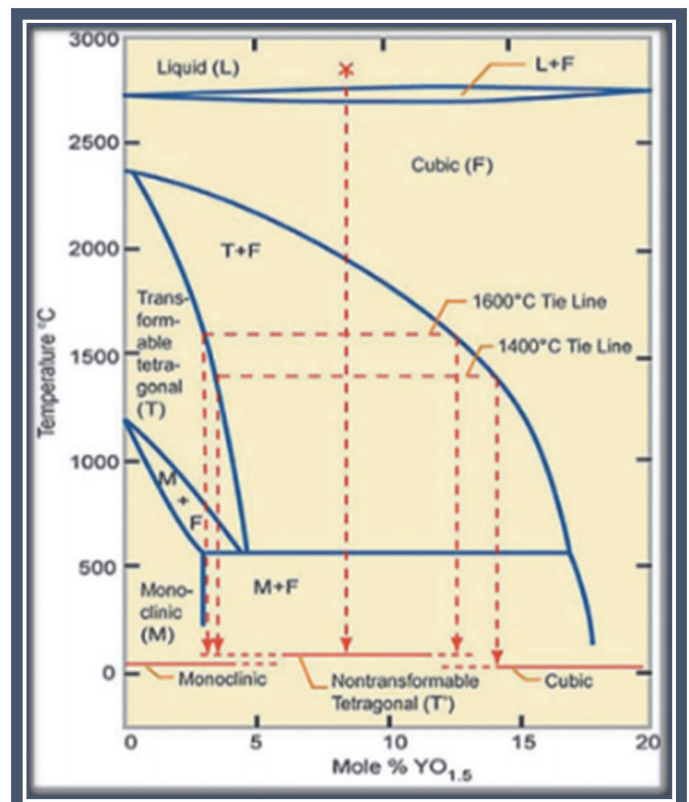


Figure 3 : diagramme de phase de la zircon en fonction de la variation de température et de la concentration d'oxyde d'yttrium (Y_2O_3). (T. Vagkopoulou et al., European Journal of Esthetic Dentistry).

La zircone utilisée en dentisterie a été traditionnellement dopée avec une teneur de 3% molaire d'oxyde d'yttrium (jusqu'à 5%) afin de stabiliser la phase tétragonale. ^{2,5}

L'agent stabilisant est introduit lors de l'élaboration de la zircone, par voie fondue avec le zircon dans le four à arc, après la fusion alcaline par coprécipitation avec la zircone hydratée ou par carbochloration en lit fluidisé.

L'avantage d'un polycristal de zircone tétragonale (3Y-TZP) est que le matériau peut réagir à une fissure en formation par un phénomène appelé durcissement par transformation de phase, c'est-à-dire l'aptitude à former une zone de transformation qui protège la fissure. ^{1,3,12}

Les contraintes qui s'exercent au fond de la fissure induisent la transformation de la phase (T) tétragonale métastable en phase (M) monoclinique.

Cette modification cristalline associée à une augmentation locale de 4,5% en volume entraîne la génération de contraintes de compression localisées autour et au fond de la fissure (dilatation) ; elles agissent ainsi en sens inverse des champs de contraintes qui initient et favorisent la propagation des fissures et scellent donc les fissures. ^{1,2,3}

Le durcissement par transformation de phase confère à la zircone sa ténacité à la rupture élevée (5 à 10 MPa m^{1/2}) car l'énergie associée à la propagation de la fissure est dissipée à la fois lors de la transformation de phase et lors de la suppression des contraintes dues à l'expansion du volume. ^{1,2,3}

Composition chimique (poids %)	Y-TZP
ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃	> 99.0
Y ₂ O ₃	4.5 – 5.4
Al ₂ O ₃	< 0.5
Autres oxydes	< 0.5

Tableau 1 : composition chimique de la zircone utilisée en dentisterie.

(T. Vagkopoulou, European Journal of Esthetic Dentistry).

I.3. Domaines d'application

I.3.1. Applications non-médicales

La zircone présente de nos jours de nombreux domaines d'application dans l'industrie (liste non exhaustive)^{6,14} - *1,2,3 :

- Produits réfractaires
- Supports de catalyseurs
- Abrasifs
- Avec le titane comme pigment permet d'améliorer la durabilité des peintures extérieures.
- Additif pour plaquettes de freins.
- Joaillerie comme imitation du diamant et en horlogerie pour les montres
- Tubes et cylindres, roulements
- Isolant
- Pièces de pompe et de valve
- Extrusion de métaux chauds
- Luminaires de précision
- Membranes de piles à combustible
- Produits d'association de précision
- Composants de fibres optiques
- Vannes
- Capteurs d'oxygène
- Joints d'étanchéité
- Guide-fils dans l'industrie mécanique

I.3.2. Applications médicales

I.3.2.1. En médecine

Depuis 1969 en orthopédie pour l'arthroplastie de la hanche, de la rotule mais aussi de l'instrumentation, des outils et d'autres implants chirurgicaux. ^{1,2,5}

A l'heure actuelle, plus de 600 000 têtes fémorales en zircone ont été implantées à l'échelle mondiale ^{1,2,5 - *2}

Mais aussi des moyens (Instrumentation) comme isolants ou pièces d'usure pour instruments chirurgicaux dans le domaine biomédical

I.3.2.2. En dentisterie

Les domaines d'activités sont de plus en plus nombreux :

- Odontologie conservatrice/restauratrice ^{1,2,5,15}
 - Matériaux composites
 - reconstitution corono-radriculaire (Tenons et inlay-core)

- Prothèse fixe :
 - Reconstitution corono-périphériques ^{1,2,6,15}
 - Couronnes
 - Bridges
 - Coiffes télescopiques
 - Reconstitution corono-périphériques partielles ^{1,2,5,15}
 - Onlay
 - Facettes

- Prothèse amovible ^{1,2,5}
 - Prothèse amovible arcade complète sur implant avec fausse gencive.

- Orthodontie ^{1,2,5}
 - Braquets orthodontiques

- Implantologie ^{1,2,5}
 - Piliers d'implant
 - Les implants

I.4. Chaîne d'approvisionnement de la zircone

I.4.1. Extraction

La zircone (ZrO_2) est principalement élaborée à partir du zircon ($ZrSiO_4$) ; un silicate de zirconium souvent associé au dioxyde de titane (TiO_2) et a des oxydes de fer dans des sables, en majeure partie dans l'hémisphère sud, mais il existe aussi naturellement sous forme d'un minéral, la baddeleyite ($\beta-ZrO_2$) dont il n'existe qu'une seule exploitation industrielle à Kovdorskiy dans la péninsule de Kola, en Russie⁴

Le zircon renferme du hafnium avec un rapport massique entre Zr et Hf de 50 pour 1, il peut également renfermer du thorium et de l'uranium radioactif.¹⁶

De nos jours, la production mondiale de zircon est de 1,5 million de tonnes par an.¹⁷

On l'exploite actuellement en Australie, en Afrique du Sud, Floride, Ukraine, Brésil, Canada, Birmanie, Russie, Kazakhstan, Inde, Sri Lanka, Thaïlande, Cambodge, Madagascar, Vietnam, Mozambique, Chine, Sénégal et au Kenya.^{16,18,19,20,21,22}

Le zircon, ainsi que les oxydes de titane font partie de la famille des minéraux denses, ceux-ci possédant une densité supérieure à 2,87. Provenant de l'érosion de roches, ils se rassemblent souvent dans des placers*, comme l'or, sous forme de sables, présents en bordure de côtes ou de cours d'eau avec une épaisseur d'une dizaine de mètres. Lorsque le minerai se présente sous forme de sables, en bord de mer, l'extraction a lieu à l'aide de dragues flottantes (grue extractrice de matériau à flot).

Dans le cas de dunes fossiles, de puissants jets d'eau permettent d'entraîner et de récupérer le minerai.^{16,18,19 - *1}

I.4.2. Production

La zircone est une céramique technique (élaborée dans le cadre industriel) selon trois voies principales :

* Un placer alluvial est un lieu où un cours d'eau produit un dépôt d'alluvions présentant localement des concentrations naturelles élevées en minéraux lourds, sous forme de sables lourds : débris fins, paillettes, grains et pépites.

- Une première voie consiste à préparer la zircone sous forme fondue, par réduction du zircon à l'aide de carbone, dans un four électrique à arc, vers 2 800°C. La réaction est la suivante :

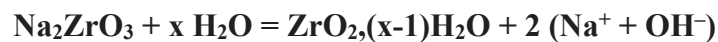


La silice du zircon est réduite en monoxyde de silicium (SiO) volatil qui, à l'air, hors du four, se réoxyde en fumée de silice. Le carbure de zirconium est ensuite grillé à l'air, vers 700°C, pour donner de la zircone d'une pureté de 98 à 99 % en $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$.²³

- Une deuxième voie consiste à réaliser une fusion alcaline du zircon, à l'aide d'hydroxyde ou de carbonate de sodium. En présence d'hydroxyde de sodium, à 650°C, la réaction est la suivante :



Après refroidissement, le mélange de zirconate de sodium et de métasilicate de sodium est broyé puis en présence d'eau, le métasilicate passe en solution et le zirconate de sodium s'hydrolyse pour donner un précipité de zircone hydratée selon la réaction :



La zircone hydratée est ensuite calcinée pour donner la zircone. La pureté obtenue est de 99,9 % en $\text{ZrO}_2 + \text{HfO}_2$.²³

- La troisième voie, dérive de la fabrication du zirconium, par carbochloration, à 1100°C, en lit fluidisé selon la réaction :



Par refroidissement en dessous de 200°C, le tétrachlorure de zirconium cristallise et est ainsi séparé du tétrachlorure de silicium qui reste gazeux. En présence d'eau, le tétrachlorure de zirconium donne de l'oxychlorure ZrOCl_2 qui par calcination à l'air donne la zircone.



Puis sont réalisés des transformations de phases de la zircone et de stabilisation de la forme cubique ou tétragonale et d'atomisation (transformation d'une matière en fines particules solides).^{23 - *4}

On obtient une poudre qui sera à la base de la fabrication des ébauches.

I.5. Fabrication des ébauches

La poudre obtenue se présente à l'état microscopique sous la forme de sphères de différentes tailles (de 0.2 à 0.6 μm), cette morphologie lui confère une excellente coulabilité permettant une simplification du remplissage des moules au moment de la mise en forme. ^{3,6,24,25}

Une fois le moule rempli, on lui exerce une pression isostatique très importante (pouvant aller jusqu'à 3000 bars) ; l'objectif étant de densifier le matériau au maximum, d'éliminer les interstices et les espaces entre les grains avant l'étape de frittage (cf. infra). La stabilité et les propriétés mécaniques du produit fini dépendront de sa densité à l'état brut. ^{6,25}

I.6. Frittage des ébauches

Le frittage est un procédé de fabrication de pièces consistant à chauffer une poudre sans la mener jusqu'à la fusion. Sous l'effet de la chaleur, les grains se soudent entre eux, ce qui forme la cohésion de la pièce.

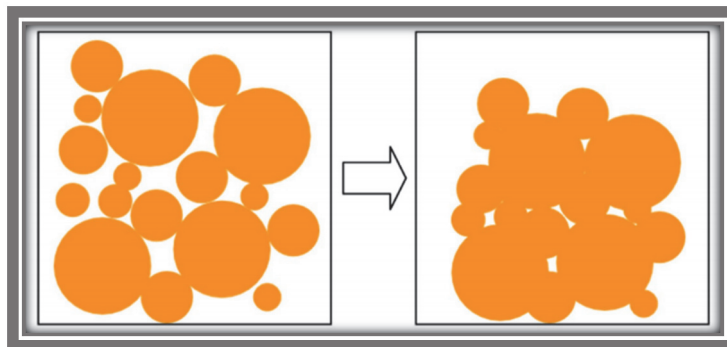


Figure 4 : Frittage de particules de céramiques
(Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires)

La qualité du produit à cette étape est primordiale car s'il persiste des défauts, le matériau sera plus fragile. Sivaraman et al.²⁵ a énoncé la nécessité :

- d'un produit dense (6.1 g / cm³) ^{25,26}
- d'une teneur en oxyde d'yttrium de 3% en moles (5.1% en poids) ^{5,25}
- d'une taille de grain <1 μm pour permettre de diminuer la transformation $T \Rightarrow M$ et ainsi préserver sa métastabilité. ²⁵

Au-dessus, Y-TZP est moins stable et plus susceptible à une transformation spontanée $T \rightarrow M$ et indésirable, au-dessous, la transformation n'est pas possible ce qui entraîne une réduction de la ténacité à la rupture. ^{3,5,9,24,27}

- Une température adéquate :

La température de frittage du 3Y-TZP est normalement comprise entre 1350 et 1550 °C. ^{3,9}

Une température de frittage plus élevée et/ou un temps de frittage plus longs auront pour conséquence un accroissement de la taille des grains avec pour corollaire une diminution des propriétés mécaniques : la taille des pores, plus grands, entraînera une augmentation de la déformation par fluage aboutissant à une distorsion de l'infrastructure finale. (ex : couronne) ^{5,9,27}

Inversement, une température de frittage plus basse entraîne une taille de grain plus petite avec moins de transformation T ⇒ M, mais la densité du matériau sera insuffisante. ⁹

- Un temps de frittage adapté :

Compris entre 2 et 5 h, la modification de la durée du frittage modifie la taille des grains des matériaux en zircon.

Plus la durée de maintien pendant le frittage est élevée, plus la taille des grains obtenue est grande. Il en résulte les mêmes problèmes cités précédemment. ^{3,5,27}

Quelques études in vitro ont montré qu'une combinaison de températures de frittage élevées et de temps de frittage courts augmentait la résistance à la flexion de la zircon et améliorait ses propriétés optiques. ²⁷

Ce processus permet d'obtenir des ébauches ou des disques de zircon qui seront usinables. Ces disques existent en différentes teintes, monochrome ou présentant différentes nuances (polychromes) afin de reproduire les dégradés de teinte de la dent (dentine, émail). ³

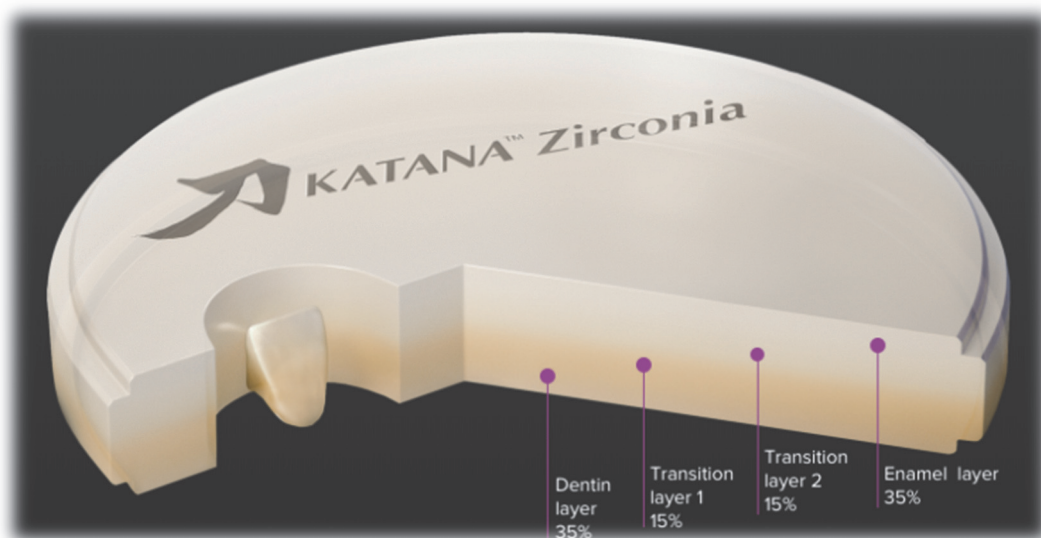


Figure 5 : disque de zircon Katana (Kuraray Noritake)

I.7. Usinage par CFAO de la zircone

I.7.1. Définition

La CFAO ou Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (Computer Aided Design – Computer Aided Manufacturing CAD/CAM en anglais), prend une part de plus en plus importante dans la dentisterie moderne. Elle permet d'introduire de nouveaux matériaux sûrs, esthétiques, durables, une efficacité accrue des processus de laboratoire, et un meilleur contrôle de la qualité en termes d'ajustement, de durabilité mécanique et de prévisibilité. ^{28,29,30}

En Allemagne près de 84 % des restaurations « tout céramique » sont aujourd'hui réalisées par CFAO.

La CFAO comprend plusieurs étapes :

- La numérisation de la préparation : Directe au moyen de scanners intra-oraux (caméras intra-buccale), ou indirecte par scannage d'un modèle en plâtre issu d'une empreinte conventionnelle. Les données de la zone de préparation, des structures adjacentes et opposées prises de divers angles de vue permettent d'obtenir un modèle virtuel. ^{29,30}
- La conception informatisée de la pièce prothétique : par des logiciels de plus en plus sophistiqués de la CAO permet de concevoir des restaurations virtuelles à partir du modèle issu de l'acquisition. ^{29,30}
- La fabrication de la pièce prothétique : il s'agit de réaliser une restauration à partir de la conception informatisée par un dispositif de fabrication additive (prototypage rapide, impression RP ou 3D) ou soustractive (fraisage). ^{29,30}

La fabrication soustractive est la seule pouvant être employée pour la zircone. ^{11,29}

Elle est réalisée par des machines-outils très performantes dans des centres de fraisage industriels, des laboratoires dentaires ou au moyen de dispositifs installés au fauteuil. ^{28,29,30}

I.7.2. Techniques d'usinage

Les restaurations dentaires en zircone CFAO peuvent être réalisées selon deux techniques d'usinage différentes ¹¹ :

- l'usinage doux d'ébauches pré-frittées.
- l'usinage dur d'ébauches entièrement frittées.

I.7.2.1. Usinage doux d'ébauches pré-frittées (zircone non HIP)

L'usinage direct de la céramique 3Y-TZP pré-frittée est de plus en plus populaire en dentisterie et elle est maintenant proposée par un nombre croissant de fabricants.

Le modèle ou un moulage d'une situation clinique est numérisé, une restauration est conçue par un logiciel informatique ; une ébauche de céramique pré-frittée est usiné (dans une dimension supérieure afin d'anticiper la rétraction lors de la cuisson), puis la restauration est frittée à haute température. ^{1,3,5,11,15}

La température de pré-frittage des ébauches affecte la dureté et l'usinabilité. Ces deux caractéristiques agissent dans des directions opposées : une dureté suffisante est nécessaire pour la manipulation des ébauches, mais si la dureté est trop élevée, cela pourrait être préjudiciable à l'usinabilité. Elle affecte également la rugosité de l'ébauche usinée. Des températures de pré-frittage généralement plus élevées conduisent à des surfaces plus rugueuses. ^{1,3,5,11}

Le choix d'une température de pré-frittage appropriée est donc primordial, elle se situe aux alentours de 1000 °C. ^{1,3,5,11}

Une fois le bloc pré fritté s'ensuit son usinage mécanique, qui sera entièrement fritté dans les étapes ultérieures.

L'usinage doux nécessite une correspondance précise entre le surdimensionnement et le retrait du matériau, afin d'éviter les imprécisions dimensionnelles, en particulier en présence de structures géométriques complexes. C'est pourquoi elles sont préformées dans des dimensions supérieures de 25% à 30% pour compenser le retrait linéaire du produit final qui débute aux alentours de 1000°C. ^{1,3,5,11,15}

S'en suit le frittage des restaurations usinées qui doit être soigneusement contrôlé, en utilisant des fours spécifiquement programmés.

Les conditions de frittage sont spécifiques au produit. Les températures de frittage finales comprises entre 1350 et 1550 ° C avec des temps de maintien compris entre 2 et 5 h conduisent à des densités supérieures à 99% de la densité théorique. ^{1,3,5,11}

Les restaurations sont refroidies au four à une température inférieure à 200 ° C afin de minimiser les contraintes résiduelles. Comme mentionnés précédemment, les températures et les temps de frittage influencent fortement les propriétés du matériau. ^{1,3,5,11}

Typiquement, la poudre utilisée dans la fabrication des ébauches contient un liant qui la rend apte au pressage isostatique à froid qui sera éliminée lors de l'étape de pré-frittage. Cette étape doit être soigneusement contrôlée par les fabricants, car si la vitesse de chauffage est trop rapide, l'élimination du liant et des produits calcinés associés peut conduire à une fissuration des ébauches. ^{1,3,5,11}

Avec cette technique, la zircone est hautement homogène et facile à travailler, réduisant les temps de production, l'usure des machines et les défauts de surface.

Vis-à-vis de l'usinage dur, l'usinage doux génère des porosités internes négligeables (environ 20 à 30 nm). ^{1,3,5,11}

Ce processus empêche la transformation induite par les contraintes de tétragonal à monoclinique et conduit à une surface finale pratiquement dépourvue de phase monoclinique. ^{1,3,5,11}

Les systèmes représentatifs utilisant l'usinage progressif du 3Y-TZP pour les restaurations dentaires sont les blocs Yerca pour Cerec InLab[®] (VidentTM) et IPS e.max[®] ZirCAD (Ivoclar Vivadent). On retrouve également les systèmes Lava (All Ceramic System[®]), KaVo Everest[®] Z-Blank, Cercon[®] et Procera[®]. ^{1,3,5,11,15}

1.7.2.2. Usinage dur de 3Y-TZP (zircone HIP)

Les blocs Y-TZP sont préparés par pré-frittage à des températures inférieures à 1500 ° C pour atteindre une densité d'au moins 95% de la densité théorique. Les blocs sont ensuite traités sous haute pression par compression isostatique à chaud (Hot Isostatic Pressing) à des températures comprises entre 1400 et 1500 ° C dans une atmosphère de gaz inerte. Ce dernier traitement conduit à une densité très élevée dépassant 99% de la densité théorique. ^{3,5,11,15}

Les blocs peuvent ensuite être usinés à l'aide d'un système de fraisage spécialement conçu. En raison de la grande dureté et de la faible usinabilité du Y-TZP entièrement fritté, le système de fraisage doit être particulièrement robuste. ^{3,5,11,15}

L'usinage dur présente l'avantage d'un ajustement supérieur, car aucun processus de retrait n'est impliqué dans le processus, mais présente l'inconvénient de l'usinabilité inférieure ; un usinage plus long et une fabrication plus complexe, entraînant des coûts plus élevés en raison de l'usure accélérée des machines de production et des risques accrus de défauts d'attrition. ^{3,5,11,15}

Il a également été démontré que les restaurations produites par un usinage dur contiennent une quantité accrue de zircon monoclinique en raison des contraintes mécaniques du frottement des fraises et de la surchauffe consécutive à l'usinage du matériau dur. ^{3,5,11}

Ceci est généralement associé à des microfissures de surface, à une plus grande susceptibilité à la dégradation à basse température (LTD) et peut en limiter la durabilité. ^{3,5,11}

Des études ont également montré que l'usinage dur des restaurations en zircon donne un ajustement marginal supérieur par l'absence de retrait du matériau.

Au moins deux systèmes, Denzir[®] (Cadesthetics AB) et DCZirkon[®] (DCS Dental AG) sont disponibles pour l'usinage en dur de restaurations dentaires en zircon. ^{3,5,11,15}

Les données de la littérature sont encore controversées sur la technique la mieux adaptée, le choix étant principalement guidé par les préférences de l'opérateur, en fonction de considérations relatives à la forme, au volume et à la complexité de la géométrie prothétique, ainsi que du temps et du coût des procédures de fraisage.

I.8. Disponibilité et classification des différents systèmes de CFAO

Comme il est possible de le voir avec d'autres matériaux utilisés en dentisterie, de nombreux systèmes de fabrication sont disponibles laissant au praticien un éventail de choix pour l'élaboration de ses restaurations en zircon.

Parmi eux, nous pouvons citer de manière non exhaustive ^{2,5} :

- Lava[®] (3M ESPE)
- Procera[®] (Nobel Biocare)
- Cercon (DeguDent)
- Cerec (Dentsply Sirona)
- Aadva (GC)
- Katana (Kuraray Noritake)

II. CARACTERISTIQUES PHYSICO-CHIMIQUES DE LA ZIRCONNE

II.1. Propriétés physiques

L'étude des propriétés physiques et les différents essais réalisés nous ont permis de normaliser les caractéristiques de résistance des matériaux et permettre leur classification.

L'Organisation internationale de normalisation (ISO) se charge d'établir ces normes internationales indispensables fondées sur le consensus, pertinentes pour le marché, soutenant l'innovation et apportant des solutions aux enjeux mondiaux. Elle joue un rôle prépondérant pour faciliter le commerce international. ^{28 - *5,6}

Les céramiques dentaires à base de zircone (ZrO_2) sont considérées comme appropriées pour les applications dentaires et médicales en raison de leurs propriétés mécaniques exceptionnelles et leur biocompatibilité. C'est le deuxième matériau le plus résistant trouvé dans la nature (après le diamant) qui lui a valu son surnom « d'acier céramique ».

Comme vu précédemment, la rigueur des étapes de préparation de la poudre et des ébauches est indispensable à l'obtention d'un produit fini de qualité avec des propriétés mécaniques correspondantes. ^{5,31}

II.1.1. Résistance à la flexion

La résistance à la flexion est utilisée pour mesurer les propriétés de flexion ou de courbure d'un matériau. Parfois appelé « test de barre transversale », il consiste à placer un échantillon entre deux points ou supports et à appliquer une charge en utilisant un troisième point ou deux points supplémentaires, qui sont appelés respectivement test de flexion 3 points et test de flexion 4 points.

De nombreuses études mettent en évidence une résistance à la flexion bien au-delà des autres céramiques dentaire, variant de 900 MPa pour la zircone non HIP à 1200 MPa pour la zircone HIP. ^{1,3,5,6,26,32}

En comparaison, les autres céramiques utilisées en dentisterie comme l'alumine ou les céramiques infiltrées ont une résistance à la flexion beaucoup moins importante. ³³

II.1.2. Résistance à la compression-traction

On dit qu'un objet travaille en extension simple (ou en compression simple) quand elle est soumise à deux forces axiales directement opposées, appliqué au centre de l'objet qui tend à s'allonger ou s'écraser.

La résistance à la traction/compression est utilisée pour déterminer la charge de traction ou de compression nécessaire pour fracturer ou provoquer la rupture d'un échantillon.

Il s'agira de traction lorsque la valeur absolue F de la force exercée sur l'échantillon sera positive et de compression lorsque celle-ci sera négative.

Pour la zircone, la résistance à la compression s'élève à 2000 MPa. ^{5,6,7}

II.1.3. Dureté

La dureté d'un matériau définit la résistance qu'oppose la surface d'un échantillon à la pénétration d'un poinçon ou d'une aiguille.

On parle de dureté Brinell lorsque celui-ci est en acier trempé et de dureté Vickers lorsqu'il s'agit d'une pyramide en diamant.

S'il y résiste bien, il est dit dur, sinon il est dit mou.

Elle s'élève à 1200 HVN 0.1 pour la zircone ce qui fait de lui un matériau dur. ^{1,5}

II.1.4. Résistance caractéristique

Lorsque l'on compare les différents matériaux céramiques utilisés en dentisterie, on constate que la zircone possède une résistance caractéristique bien supérieure aux autres.

La résistance caractéristique est définie comme la valeur de résistance « f_{ck} » en dessous de laquelle peuvent se situer 5 % au plus de la population de tous les résultats des mesures de résistance possible effectués pour le volume de matériau considéré. Le pourcentage d'essai (p %) pouvant être inférieur à « f_{ck} » est égal à 5 %. ^{*7}

Une étude récente a confirmé la résistance caractéristique très élevée de la zircone

σ_0 : 1 303,21 MPa ³²

II.1.5. Résistance à la fatigue, survie, longévité

Au fil des années, des études ont cherché à mettre en évidence la pérennité des restaurations monolithiques et reproduire les effets du temps.

En fatigue, le matériau est soumis à un chargement cyclique continu, ce qui entraîne des dommages structurels localisés mais progressifs.

Ces essais sont très différents et compliqués à mettre en œuvre dans un cadre expérimental (type de fatigue, nombre de cycles, intensité de la force, direction, fréquence d'exécution, milieu hydrique, changements de température) ; en raison de la complexité de la cinématique mandibulaire et de la morphologie dentaire.

L'essai de fatigue avec thermocyclage semble être la méthode la plus appropriée permettant d'imiter les fluctuations de température dans l'environnement buccal. Les données recueillies in vitro se rapprochant le plus des données recueillies in vivo.

Cependant, les protocoles varient fortement d'une étude à l'autre, il y a par conséquent un besoin de normalisation internationale pour permettre une comparabilité plus valable des données.^{11,34}

En 2017, une étude clinique rétrospective portant sur la longévité des prothèses fixes monolithiques en zircone supporté par des dents a révélé un taux de survie de 100% sur un suivi médian de 2 ans.³⁵

Des résultats similaires ont été constatés dans les études de Moscovitch (2015) et Bömicke (2017) dont les résultats à 3 et à 5 ans avoisinent les 100%.³²

En 2018, une étude in vitro (Elshiyab et al.³⁶) a montré le contraste qu'il existait entre les systèmes monolithique et bicouche : ils ont mis en évidence un taux de survie à 100% pour les couronnes monolithiques à la fin du chargement thermomécanique, tandis que les couronnes bicouches avaient un taux de survie de 50%, la charge de rupture des couronnes monocouche était significativement plus élevée que celle bicouches.³⁶

La même année, une étude portant sur 2039 bridges complets monolithique zircone a également mis en évidence un taux de survie à 1 an de 99,8% et un taux de survie cumulé à 5 ans très intéressant de 99,3%.³⁷

Il sera nécessaire dans un avenir proche de mettre en œuvre des investigations permettant de connaître leur taux de survie à plus long terme.

D'autres études ont montré des résultats à court terme encourageants avec un taux de réussite de 94,8% après 3 ans de service pour des bridges complets monolithiques en zircone. ¹¹

Il est intéressant de noter qu'une revue systématique de la littérature a rapporté que pour les restaurations complètes sur dents naturelles et à prothèses sur implants, les restaurations en couches présentaient des taux de réussite à 5 ans significativement inférieurs (60,4%) aux prothèses monolithiques (90,9%). ¹¹

II.1.6. Ténacité

Elle caractérise le comportement d'un matériau face à la rupture en présence d'une fissure ; un matériau fragile subit une rupture brutale par la propagation de la fissure venant le déchirer tandis qu'un matériau ductile subit une déformation plastique très importante autour de la zone pré fissurée avant de rompre.

La phase métastable de la zircone augmente sa résistance devant la propagation d'une fissure par absorption des contraintes. Les cristaux maintenus artificiellement en phase tétragonale par la présence de l'yttrium profitent de l'énergie apportée par la contrainte pour revenir en phase monoclinique et absorbent cet apport d'énergie. ²⁶

Cette réversion en phase monoclinique s'accompagne d'un léger grossissement des cristallites de zircone qui favorise également l'arrêt de la propagation de la fissure. ²⁶

Si l'énergie est trop importante, la propagation se poursuit jusqu'à la fracture.

La ténacité élevée du matériau lui confère un très bon comportement face à la fissuration.

Pour la zircone, elle s'élève à 5 à 10 MPa m^{1/2} pour la zircone non-HIP et de 9 à 10 MPa m^{1/2} pour la zircone HIP qui fait de lui un matériau extrêmement tenace. ^{5,6,26,31,38,39 - *2,5}

A titre de comparaison, les céramiques à base d'alumine et les céramiques infiltrés ont respectivement une ténacité allant de 3 à 4 et de 5 à 6 MPa m^{1/2}, moitié moins que la zircone. ^{6,33}

II.1.7. Module de Young

Le module d'élasticité linéaire ou module de Young (E) caractérise la déformation d'un matériau sous une contrainte donnée.

Un matériau ayant un module de Young élevé subira peu de déformations avant une fracture sous l'application d'une contrainte donnée.

A l'inverse si le module de Young est faible, le matériau pourra subir de très amples déformations avant fracture.

Similaire à l'acier, le module d'élasticité de la zircone étant relativement bas, il autorise une légère déformation du matériau avant rupture ; chose unique dans la classification des matériaux à rupture fragile qui sont en général très cassants. ^{2,6 - *8}

Le module d'élasticité E de la zircone est de 220 GPa. Celui de l'alumine étant de 400 GPa elle aura moins tendance à se déformer avant la fracture. ⁶

II.1.8. Module de Weibull, critère de rupture probabiliste

Les critères de dimensionnement usuels, qui postulent l'existence d'une contrainte supposée homogène au sein d'un matériau s'appliquent bien aux matériaux ductiles mais beaucoup moins bien aux matériaux fragiles tels que les céramiques : ceux-ci rompent à une contrainte qui semble varier fortement d'un échantillon à l'autre. ^{*9} Cette dispersion des contraintes est due à la présence de défauts en quantités variables, qui mettent à mal l'hypothèse classique d'homogénéité du comportement mécanique. ^{*9}

Le modèle de Weibull permet de reproduire cette dispersion sans modéliser explicitement les défauts ; pour cela, il modélise l'état du matériau (sain ou rompu) par une variable aléatoire dépendant de la contrainte, dont la loi de probabilité qui peut être identifiée par une série d'essais sur un lot d'échantillons. ^{*9}

Le module de Weibull pour la zircone est de 12,3 ; ce qui est plutôt faible. La dispersion des contraintes à la rupture est grande. ³²

Les différentes caractéristiques sont récapitulées dans le tableau suivant :

Résistance à la flexion	900 MPa (non HIP) à 1200 MPa (HIP)
Résistance à la compression/traction	2000 MPa
Dureté	1200 HVN 0.1
Résistance caractéristique	1 303,21 MPa
Résistance à la fatigue/longévité	~100% (3 à 5 ans, couronne unitaire) ; 99,3% à 5 ans (bridge complet)
Ténacité	5 à 10 MPa m ^{1/2} (non-HIP) et de 9 à 10 MPa m ^{1/2} (HIP)
Module de Young (E)	220 GPa
Module de Weibull	12,3

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des propriétés physiques de la zircone Y-TZP.

II.2. Propriétés thermiques

Comme nous avons pu le voir précédemment, le ZrO₂ présente une grande stabilité à haute température par transformation de phase et un point de fusion élevé (2680 ° C).⁵

II.2.1. Coefficient de dilatation thermique

Le coefficient de dilatation thermique d'un solide notée α (unité : 10⁻⁶. K⁻¹) est l'aptitude d'un matériau soumis à une variation de température à se dilater ou à se contracter.

De manière générale, les céramiques se dilatent au chauffage et se contractent de façon inverse au cours de leur refroidissement. Plus le coefficient de dilatation est faible, moins le matériau se déformera.

Les corps les plus rigides tels que les céramiques sont ceux qui se dilatent le moins contrairement aux métaux et aux polymères.

Similaire à l'acier, la zircone présente une exception avec un coefficient de dilatation thermique élevé (11 × 10⁻⁶. K⁻¹).^{5 - *2}

Ce paramètre est pris en compte lors de la fabrication des restaurations, les préformes ayant une taille 25 à 30% supérieure de la forme souhaitée, pour compenser le retrait.¹

II.2.2. Conductivité thermique

La conductivité thermique est la grandeur physique qui caractérise l'aptitude d'un corps à conduire la chaleur.

Elle est symbolisée par la lettre grecque λ (lambda) et est exprimée dans le système international d'unités en watts par mètre par kelvin ($\text{W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$).

Plus la conductivité thermique d'un matériau est élevée, plus celui-ci conduit la chaleur, et donc moins il est isolant. La conductivité thermique dépend principalement de la nature du matériau et de la température, mais d'autres paramètres comme l'humidité ou la pression interviennent également. ^{*10}

La zircone présente une faible conductivité thermique ($2 \text{ W} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$), un isolant qui représente un atout de taille dans un milieu comme la bouche sujette aux variations de température. Elle possède également une résistance élevée aux chocs thermiques

$$\Delta T = 400\text{--}500 \text{ }^\circ \text{C.} \text{ }^{2,5 - *2}$$

II.3. Propriétés optiques

II.3.1. Opacité et translucidité

II.3.1.1. 1^{ère} génération (3Y-TZP)

Les céramiques à base de zircone conventionnelle (1^{ère} génération) les premières fabriquées sont généralement considérées comme des matériaux opaques avec une translucidité médiocre en raison de leur nature chimique (anisotrope, forte biréfringence), de la quantité de cristaux, de la taille des particules, des nombreux pores existants ou de la densité frittée.

Tous ces facteurs déterminent la quantité de lumière réfléchi, transmise et absorbée, et donc les propriétés optiques de ces matériaux céramiques. ⁴⁰

Étant donné que la zircone est un matériau polycristallin, la majeure partie de la lumière qui la traverse est intensément dispersée et réfléchi ce qui conduit à son aspect opaque la rendant moins attrayante que les céramiques vitreuses. Il a été démontré que la zircone ne laisse passer qu'environ 25% de la lumière incidente. ^{11,41,42}

La zircone stabilisée par l'Yttria de 1^{ère} génération présente l'avantage de sa couleur brillante et blanche, et a été approuvée appropriée pour les applications dentaires en raison de son indice de

réfraction élevé, de son faible coefficient d'absorption et de sa grande opacité dans le spectre visible et infrarouge.

L'opacité accrue de la zircone peut être très utile dans des situations cliniques exigeantes sur le plan esthétique, comme par exemple pour masquer des dyschromies ou des piliers métalliques sous-jacents.

En raison de leur grande densité (porosité résiduelle <0,05%) et de leur homogénéité, ce camouflage est effectif même avec une épaisseur limitée (0,5 mm).^{2,11,41,42}



Photographies 2 et 4 : Préparation 24-26 en vue de réalisation de bridge monolithique en zircone

Photographies 3 et 5 : Situation clinique après la mise en place de la prothèse (24-25-26)

Courtoisie Dr. Gotusso

Comme nous pouvons le voir sur ces photographies de cas cliniques ; malgré des résultats esthétiques satisfaisants, les maquillants de surface ne parviennent pas à masquer l'opacité marquée.

Comme l'esthétique d'une restauration en céramique repose sur sa capacité à être en harmonie avec les dents naturelles adjacentes, de nombreux auteurs ont considéré la translucidité comme un élément clé du succès des restaurations en céramique.

Différentes qualités de zirconium présentent différents niveaux de translucidité : la taille des grains, structure cristalline, la distribution de la granulométrie, la méthode, les conditions de pressage (densité), de frittage et différents additifs peuvent affecter la translucidité d'une restauration. ^{41,42}

Certaines études suggèrent que des microcristaux et une densification totale pourraient améliorer la transmission de la lumière et les propriétés optiques des céramiques en zircone. Jiang et al. ont constaté que le Y-TZP pouvait atteindre une densité presque complète et une transmittance (ou transparence) de 17 à 18% s'il était finalement fritté à 1450-1500 °C.

Quelques études in vitro ont récemment montré qu'une combinaison de températures de frittage élevées et de temps de frittage courts augmentait la résistance à la flexion de la zircone et améliorait ses propriétés optiques.

Les tests « en interne » des fabricants prétendent que les restaurations en zircone ont une adaptation, une translucidité et une stabilité de la couleur similaires avec des protocoles standard ou rapides mais les données d'essais effectifs à l'appui de ces allégations font toutefois défaut. ^{40,41,42,43}

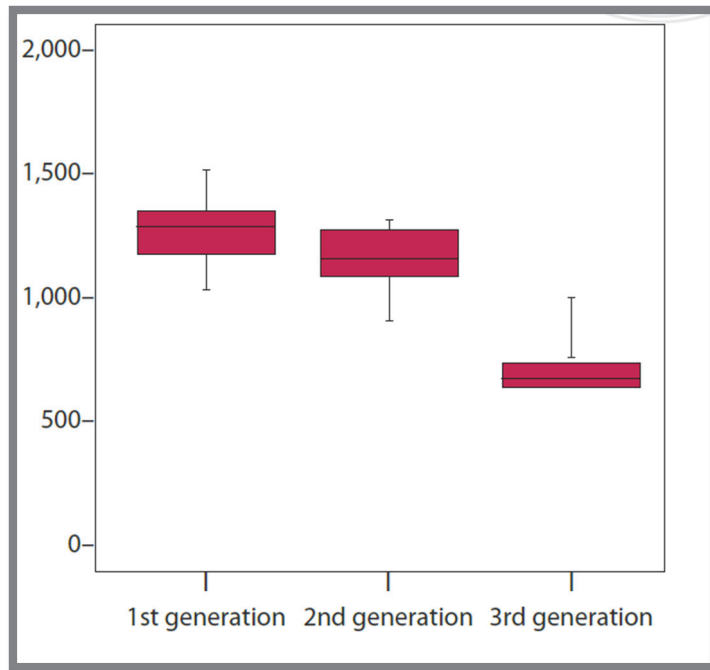
II.3.2. Zircone translucide

Afin de renforcer les propriétés esthétiques du matériau, des générations successives de zircone dentaire ont abouti à de la zircone translucide (2ème et 3ème génération).

On distingue la zircone hautement translucide (HT) de deuxième génération et la zircone ultra translucide (UT) de troisième génération introduite sur le marché en ajustant les concentrations de dopants, les temps de frittage, la taille de grain (1.5 µm) ...

Elles diffèrent les unes des autres par leurs propriétés mécaniques et esthétiques : La zircone HT est plus résistante à la flexion 900-1200 MPa pour 500 à 900 MPa pour la UT.

^{11,41,42,43,108,109,110}



**Figure 6 : Valeurs graphiques de résistance en fonction de la génération de zirconie
(Stawarczyk et al. Quintessence International)**

Elles sont caractérisées par une augmentation de la quantité de phase cubique (jusqu'à plus de 50%) améliorant la transmission de la lumière.



Photo 6 : Couronne en zirconie ultra translucide (Rondini et al. Quintessence International)

Outre les caractéristiques optiques améliorées, en présence d'une telle phase cubique, aucune dégradation hydrothermale n'est mise en évidence.

Cependant, mis à part les meilleures propriétés optiques, sa résistance mécanique et notamment sa ténacité est réduite par rapport à la forme tétragonale ; en conséquence la zircone translucide représente un compromis esthétique et mécanique approprié d'indication limitée :
41,42,43,108,109,110

- zones antérieures jusqu'aux premières prémolaires pour une couronne unitaire

- Bridge de trois éléments au plus pouvant inclure une molaire

Certains fabricants présentent néanmoins des indications supplémentaires.

La réduction des propriétés mécaniques de la zircone translucide est due aux dimensions et à la distribution des cristaux : les grains cubiques présentent des dimensions plus larges que les tétragonaux et séparent une plus grande quantité d'oxydes stabilisants.

Johansson et al. (2013) ont révélé que la résistance à la rupture des couronnes monolithiques Y-TZP hautement translucides était considérablement plus élevée que celui de chapes Y-TZP plaqués porcelaine et que les couronnes monolithiques en disilicate de lithium.¹¹¹

Concernant la survie, une étude récente de Sulaiman et al. (2016) a révélé un taux d'échec > 2% sur 5 ans dans la zone antérieure.¹¹²

Outre ce qui est cité précédemment, les règles générales concernant 3Y-TZP sont les même pour la translucide (4Y-PSZ, 5Y-PSZ) (forme de préparation, usure antagoniste, scellement adhésif, polissage...) ^{41,42}

Cette zircone permet d'associer esthétique avec des préparations minimalement invasives vis-à-vis des préparations d'usage, compatibilité biologique, de bonnes propriétés mécaniques et une moindre usure des antagonistes. Cependant, les effets de la modification des constituants du matériau pour augmenter la translucidité sur des propriétés telles que la transformation de phase et la dégradation à basse température justifie des études supplémentaires notamment à plus long terme afin de desceller d'éventuelles complications.

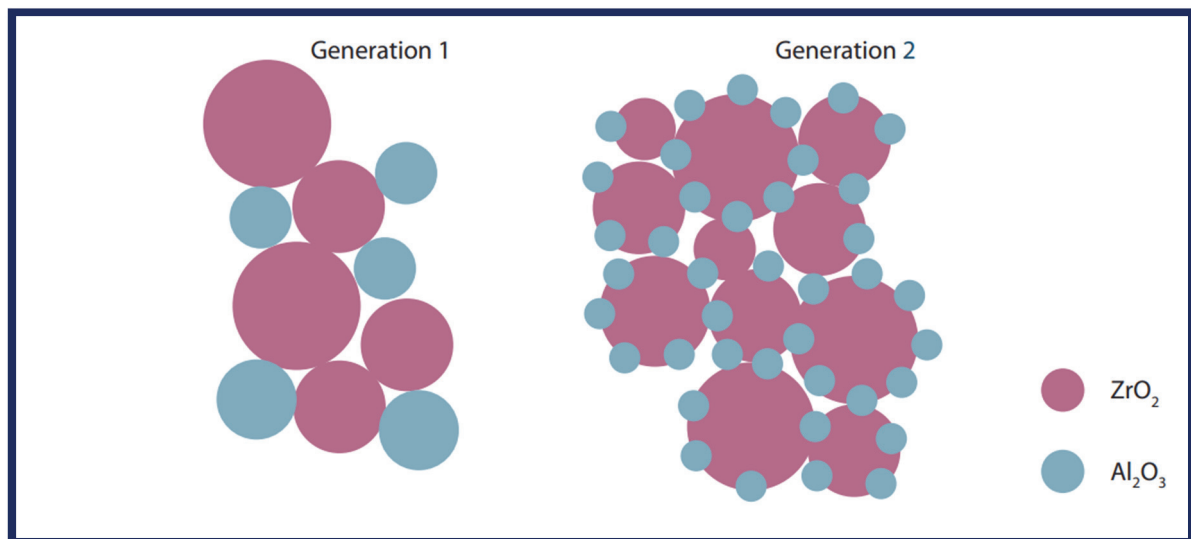
II.3.1.2. 2^{ème} génération (4Y-PSZ)

En 2012-2013, une deuxième génération de zircone était introduite par diminution du nombre et de la taille des grains d'oxyde d'aluminium (Al_2O_3).

Le repositionnement des grains d' Al_2O_3 , dont les indices de réfraction varient grandement de ceux de la zircone s'est fait sur les joints de grains de zircone.

Une transmittance plus élevée de la lumière avec une bonne stabilité et une haute résistance à long terme ont été atteints.

Des études in vitro sur ces générations montrent non seulement des translucidités plus élevées, mais également une résistance plus élevée après divers processus de vieillissement artificiel.
41,42,43



**Figure 6 : Première et seconde génération de zircone
(B. Stawarczyk et al., Quintessence international)**

II.3.1.3. 3^{ème} génération (5Y-PSZ)

Comme la zircone de deuxième génération était encore inférieure à la translucidité de la vitrocéramique, le désir d'une zircone plus translucide était né.

La troisième génération la zircone a été introduite pour la première fois à l'International Dental Show en 2015, controversée pour la première et la deuxième génération car elle présente des proportions de phases cubiques pouvant atteindre 53%.^{11,41,42}

Par conséquent, elle est décrite comme une zircone entièrement stabilisée avec un mélange cubique / structure tétragonale. Les portions cubiques ont été réalisées avec une teneur plus élevée (environ 9,3% en poids / 5% molaire) d'oxyde d'yttrium.

Les cristaux cubiques ayant un plus grand volume à la lumière diffusent moins fortement aux limites des grains ou porosités résiduelles mais d'avantage de manière linéaire au niveau du cristal, rendant le matériau bien plus translucide.

En outre, les structures cristallines cubiques sont plus isotropes que les structures tétragonales, ce qui signifie que la lumière incidente est transmise plus uniformément dans toutes les directions spatiales. ^{40,41,42}

Selon les informations fournies par les fournisseurs de poudre de zircone, aucun vieillissement hydrothermal ne se produit avec zircone de troisième génération, ce qui signifie que le matériau conserve sa microstructure et sa résistance quel que soit le temps de port. ^{41,42}

Un inconvénient de cette génération est la ténacité potentiellement inférieure du matériau en raison de la stabilisation cubique / tétragonale. Des études supplémentaires sur le sujet sont nécessaires. ^{41,42}

Des générations successives sont représentées dans le tableau ci-dessous (non exhaustif) :

Génération : Matériel	Fabricant	Composition	Module de Young (E)	Ténacité (MPa.m ^{1/2})
1^{ère}				
KaVo Evrest ZH	KaVo Dental	3Y-TZP(<15% c)	200 à 210	4.5
Vita YZ T	Vita Zahnfabrik	3Y-TZP(<15% c)	200 à 210	4.5
Lava Frame	3M ESPE	3Y-TZP(<15% c)	200 à 210	4.5
2^{ème}				
Katana HT/ML	Kuraray Noritake	3Y-TZP(<15% c)	200 à 210	4.5
Cercon ht	Dentsply Sirona	3Y-TZP(<15% c)	200 à 210	4.5
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent	4Y-PSZ(>25% c)	200 à 210	3.5
Zenostar MT	Wieland Dental	4Y-PSZ(>25% c)	200 à 210	3.5
Katana ST/STML	Kuraray Noritake	4Y-PSZ(>25% c)	200 à 210	3.5
3^{ème}				
Lava Esthetic	3M ESPE	5Y-PSZ(>50% c)	200 à 210	2.5
Cercon xt	Dentsply Sirona	5Y-PSZ(>50% c)	200 à 210	2.5
Prettau Zirconia	Zirconzhan	5Y-PSZ(>50% c)	200 à 210	2.5
Katana UT/UTML	Kuraray Noritake	5Y-PSZ(>50% c)	200 à 210	2.5

Tableau 3 : Représentation des générations de zircone dentaire.

(Y. Zhang et al., Journal of dental research)

Zircone	1 ^{ère} génération 3Y-TZP	2 ^{ème} génération 3Y-TZP ; 4Y-PSZ	3 ^{ème} génération 5Y-TZP
$ZrO_2+HfO_2+Y_2O_3+Al_2O_3$	> 99.9	> 99.9	> 90
Y_2O_3	4.5 - 5.6	4.5 - 5.6	< 10
Al_2O_3	0.25 +/- 0.1	0.02 +/- 0.02	< 0.01
SiO_2	< 0.02	< 0.02	Autres oxydes
Fe_2O_3	< 0.01	< 0.01	< 0.005
Na_2O	< 0.04	< 0.04	0

**Tableau 4 : Comparaison des compositions des différentes générations
(Stawarczyk et al., Quintessence international)**

II.3.3. Teinte et saturation

La coloration de la zircone a été introduite pour simuler la couleur des dents naturelles.

Une approche traditionnelle consiste à ajouter des oxydes ou sels de métaux à de faibles concentrations aux poudres de zircone avant le pressage des ébauches. Il a clairement été démontré que ce processus de coloration n'influencerait pas les propriétés mécaniques de la zircone.^{3,11}

Cette technique présente certains inconvénients ; comme une couleur non uniforme en raison de la présence possible de gradients de porosité et des problèmes dus à la profondeur de diffusion limitée des solutions de coloration entraînant des variations de couleur d'une zone à l'autre après des ajustements ou des rectifications.³

Une autre approche consiste à doper la couleur des granules de poudre par coprécipitation, conduisant à une distribution homogène de la couleur. Le besoin de nombreuses nuances rend ces deux approches difficiles sur le plan financier.³

De plus, la température de frittage doit être soigneusement contrôlée car elle peut influencer l'état d'oxydation et donc la couleur.³

Les blocs Y-TZP peuvent aussi être personnalisés par infiltration de la restauration usinée au stade de pré-frittage à l'état hautement poreux, avec des solutions de coloration spéciales (cérium, le bismuth, le fer ou une combinaison de ceux-ci) pour produire des pièces de différentes nuances permettant de reproduire les dégradés de teinte (émail, dentine).

La couleur se développe pendant la phase de frittage finale et la concentration de la solution influence fortement la teinte finale. ^{3,41,42}

Ces solutions peuvent être appliquées par immersion de la restauration dans une solution de coloration pendant un temps et une concentration définis, par dépôt de la solution par pulvérisation ou par dépôt de la solution au moyen d'instruments d'application tels que des pinceaux ou écouvillons. ³

Après séchage et au stade initial de chauffage des blocs de zircone pré-frittés poreux immergés, les ions acétique, chlorique et nitrique se vaporisent et disparaissent à la surface des pores. Les ions métalliques forment une couche d'oxyde à la surface des pores des blocs de zircone. Ces oxydes forment un nouveau produit avec de la zircone via une réaction solide-solide ou restent sous cette forme aux limites des grains de zircone au stade de frittage final (1350 à 1600 ° C). ³

La caractérisation individuelle du monochrome de la zircone fournit des résultats esthétiquement comparables aux techniques de stratification, mais il n'existe pas de données de suivi à long terme sur la stabilité de la couleur. ^{41,42}



Photographies 6 : (B. Stawarczyk et al., Quintessence international)

II.4. Dégradation à basse température

Malgré l'utilisation de la zircone dans nombreuses applications techniques et biomédicales, certaines questions concernant ses propriétés étaient encore récemment sans réponses et une grande controverse existait parmi les scientifiques, les cliniciens et l'industrie notamment en termes de vieillissement et de dégradation du matériau.

Les céramiques Y-TZP, en raison de leur nature métastable sont susceptibles de subir une transformation de phase défavorable à température ambiante appelé dégradation à basse température.

Elle se traduit par une lente transformation incontrôlée de grains superficiels de la phase tétragonale à monoclinique au contact de l'eau, de la vapeur, d'un fluide corporel, pendant la stérilisation à la vapeur ou lors de la mastication. Cela crée une diminution de la dureté, de la densité et de la ténacité et la formation de microfissures et rugosités ; créant ainsi des possibilités de pénétration de l'eau plus profonde entraînant une transformation de phase supplémentaire et une perte de résistance mécanique qui en découle.

Une augmentation l'accumulation de plaque est également corrélée à l'augmentation de la rugosité de surface. ^{2,7,11,15,34 - *1}

L'un des principaux facteurs affectant le phénomène de vieillissement de Y-TZP est la teneur en yttrium, une teneur élevée en yttrium augmente la résistance à la dégradation.

De l'alumine a également été ajoutée en faible quantité (0,25% en poids) au polycristal afin d'obtenir une amélioration significative de la résistance à la dégradation et au vieillissement. ²

Le vieillissement peut induire une perte d'yttrium et compromettre la stabilité de la phase tétragonale des restaurations à base de zircone, conduisant à une transformation incontrôlée de tétragonal à monoclinique. ^{2,15}

Sato et al.¹¹⁹ avaient postulé que ce mécanisme résultait de la réaction entre l'eau (H_2O) et l'yttrium (Y_2O_3) pour former de l'hydroxyde d'yttrium ($Y-OH$)₃, mais également de la réaction de l'eau avec le Zr-O-Zr entraînant la formation d'hydroxydes de zirconium ($Zr-OH$) qui drainent régulièrement le stabilisant, permettant ainsi une conversion locale en phase monoclinique accélérant la croissance des fissures préexistantes. ²

Les principales caractéristiques liées au vieillissement du TZP ont été résumées par Swab ⁴⁴ :

- La plage de température la plus critique pour le développement du vieillissement est de 200 à 300°C.
- La transition tétragonal-monoclinique commence à la surface et progresse dans la masse du matériau.
- La dégradation des propriétés mécaniques, due à la transition de phase, prend place avec des micros et macros-fissurations du matériau.
- Les effets du vieillissement sont la réduction de la résistance, de la ténacité de la densité et une augmentation du contenu de la phase monoclinique réalimentant le phénomène.
- La réduction de la taille des grains et / ou l'augmentation de la concentration d'oxydes stabilisant réduisent le taux de transformation.

La dégradation de surface entraîne une rugosité, une usure accrue, une microfissuration, un arrachement du grain, la génération de débris de particules et une défaillance prématurée.

Il se produit également des élévations de surface (par transformation des particules les plus volumineuses en phase M) et des cratères par dégradation de zones monocliniques à la surface du matériau.

Le niveau de dégradation varie entre les céramiques TZP car le vieillissement est lié à l'équilibre au sein des paramètres microstructuraux, tels que la concentration en yttrium, sa distribution, la taille des grains et affecté par plusieurs variables comme des processus de fabrication, la durée d'exposition au milieu, de l'humidité et des contraintes mécaniques.

Les deux derniers facteurs peuvent considérablement accélérer le vieillissement de la zircone.

2 - *1

Comme vu précédemment, plusieurs techniques in vitro existent pour reproduire ces conditions de dégradation dans la cavité buccale, comme le traitement TCML (Thermal Cycling and Mechanical Loading) ou thermocyclage.

Certaines études in vitro ont montré que le traitement TCML influençait significativement la résistance à la rupture des échantillons. Mitov et al. (2016). ⁴⁵

D'autres études in vitro ont également démontré le contraire sans diminution significative de la résistance à la rupture des couronnes en zircone, comme celles de Rosentritt et al. (2009) et Senyilmaz et al. (2010). ⁴⁵

D'après une revue narrative d'avril 2019, il semblerait que sa corrosion dans l'environnement buccal et sa solubilité dans l'eau soit négligeable. ¹¹

Camposilvan et al. (2018) ont également appuyé ces propos une année auparavant soutenant qu'un tel phénomène ne réduisait pas de manière significative les propriétés mécaniques de la zircone, même en présence de vastes zones transformées monocliniques. ^{11,46}

D'avantages d'études sont nécessaire pour évaluer les altérations des restaurations monolithiques en zircone sur des dizaines d'années de service dans l'environnement complexe de la mastication (en présence de crack, fêlures...).

II.5. Durcissement par transformation de phase

Comme vu précédemment, la zircone est une céramique métastable. Il en résulte une transformation de sa phase cristalline tétragonale à monoclinique spontanée, indésirable et potentiellement délétère pour la prothèse si les conditions de réalisation ne sont pas scrupuleusement respectées ; concentration en dopants, taille des grains, temps et températures de frittage. ^{2,3,5}

Cette transformation est également retrouvée lorsque des contraintes externes sont appliquées à la surface de la zircone générant des microfissures, comme par exemple lors de la mastication, ou des corrections par meulages lors d'un ajustement. ^{9,27,31}

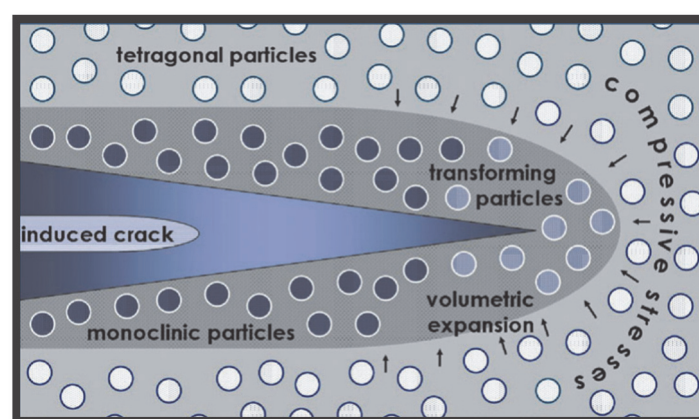


Figure 7 : Représentation schématique de la transformation de phase tétragonale à monoclinique résultant d'une fissure. (T. Vagkopoulou et al., The European journal of aesthetic dentistry)

Comme nous l'avons vu dans la première partie, la transformation est accompagnée d'une expansion volumétrique de 4% induisant des contraintes de compression autour des particules transformées qui s'opposent à l'ouverture et à la propagation des fissures, et scelle les fissures.^{3,31}

Ce phénomène fait de la zirconite un matériau extrêmement tenace car l'énergie associée à la propagation de la fissure est dissipée au niveau microscopique à la fois lors de la transformation de phase et lors de la suppression des contraintes dues à l'expansion volumétrique (double effet).³

Cette transformation est étroitement liée au phénomène de dégradation à basse température.^{3,5,34} En effet, bien que cette transformation améliore la résistance à la rupture et la ténacité, elle entrave l'intégrité de la phase avec une susceptibilité à la dégradation basse température et au vieillissement.³

II.6. Radioactivité

La poudre de zirconite contient de petites quantités de radionucléides de la série des actinides uranium (235U), radium (226Ra) et thorium (228Th). La séparation de ces éléments est difficile et coûteuse.³

Deux types de rayonnement sont corrélés avec la zirconite, alpha et gamma.

Des quantités importantes de radiations alpha ont été observées dans les céramiques à base de zirconite utilisées dans la fabrication d'implants en raison de leur forte ionisation ; on rappellera que les particules alpha détruisent les cellules des tissus durs et des tissus mous.³

La littérature suggère que le niveau de rayonnement n'est pas inquiétant dans la zirconite.³

Au début des années 1990, l'utilisation de la céramique de zirconite à des fins médicales et dentaires suscitait de vives préoccupations, en raison de ces impuretés radioactives et de leurs effets sur le corps humain. Cependant, après des procédures de purification, des poudres de zirconite faiblement radioactives peuvent être obtenues.

Ces valeurs sont inférieures aux limites européennes de radiation acceptées pour l'exposition externe du corps humain ou pour l'exposition interne locale des organes et des tissus, et sont donc proches de celles des céramiques d'alumine et des alliages de Co-Cr à usage dentaire et médical.

Après purification, la concentration en uranium dans les poudres de zirconium est comprise entre 0,001 et 0,007 Bq / g, (maximum : 1,0 Bq / g selon ISO 6872).³

Par conséquent, les niveaux de rayonnement du produit disponible dans le commerce les poudres de zirconium sont conformes aux recommandations de la Commission internationale de radioprotection (CIPR) et se trouvent généralement inférieure à la radioactivité normale ambiante induite dans la nature.³

De plus, l'organisation internationale des normes (notamment l'ISO 13356) et la société américaine pour les essais et les normes des matériaux (F1873) recommandent que l'activité des poudres de zirconium utilisées pour les céramiques chirurgicales soient plus basses que 200 Bq / kg.³

L'activité des poudres de zirconium actuelles sont beaucoup plus basses que l'activité de la masse osseuse humaine (20–50 Bq / kg), ce qui correspond approximativement à une teneur en radionucléides de 1 ppm (0,0001%) ou moins.²

Etant donné que la radioactivité de la céramique Y-TZP peut être gérée efficacement par des procédures de purification, elle peut être considérée comme convenant aux applications biomédicales. Cependant, il est fortement recommandé que chaque poudre de zirconium soit validée avant utilisation pour des applications biologiques et régulièrement contrôlée.²

III. AVANTAGES CLINIQUE ET LIMITES DU MATERIAU

III.1. Biocompatibilité

La biocompatibilité est définie comme la capacité d'un matériau à s'intégrer et fonctionner au sein d'un hôte avec une réponse appropriée de l'organisme dans une application spécifique.³

III.1.1. In vitro

Les études de Josset et al. (1999)⁴⁷ réalisés à l'aide de cultures cellulaires ont confirmé la non-cytotoxicité, la non-oncogénicité ou non-mutagénicité de la zircone Y-TZP. Aucun effet stochastique ni aberration chromosomique n'a été induit, il permet une bonne adhésion cellulaire et les cellules conservent leurs capacités de prolifération et de différenciation.^{2,5}

Uo et al. (2003)⁴⁸ ont également étudié la cytotoxicité de céramiques dentaires cultivées avec des fibroblastes par le test Alamar Blue (activité de la réaction métabolique des cellules) et la quantification de l'ADN (nombre de croissance cellulaire et d'activité).

Ils ont conclu à l'absence de cytotoxicité de différentes céramiques dont la zircone Y-TZP.³

III.1.2. In vivo

De nombreuses études sur divers animaux ont rapporté le comportement de céramiques à base de zircone dans différents sites d'implantation ont permis d'analyser la toxicité systémique et les réactions indésirables dans les tissus implantés.

Les études de Christel et al. (1989)⁹⁹ ont révélé que la zircone cytotoxicité semblable à celle de l'alumine après implantation dans les muscles para-spinaux du rat durant 1 à 12 semaines ; sans différences significative au niveau de la réaction tissulaire.²⁶

Les polycristaux avaient tendance à s'encapsuler avec du tissu fibreux, comme observé pour les échantillons témoins à base d'alumine.^{2,5}

Ichikawa et al. (1992)⁵⁰ ont également constaté que l'implantation sous cutanée après 12 mois ne présentait aucune dégradation physique ou chimique. La céramique était complètement encapsulée par un mince tissu conjonctif fibreux ayant une épaisseur inférieure à 80 µm.³

Il est donc admis que la zircone Y-TZP est hautement biocompatible, n'entraînant pas d'effets néfastes ni de réactions tissulaires générales.

C'est l'un des principaux avantages de ces céramiques ; en particulier lorsqu'elles sont complètement purifiées de leur contenu radioactif. ^{2,3}

III.1.2.1. Biocompatibilité dans les tissus mous

Elle concerne l'intégration parodontale de la prothèse notamment les interactions cellulaires qui s'y produisent. Les prothèses en céramique étant fabriquées avec des surfaces hautement polies, elles peuvent entrer en contact avec le tissu gingival et contribuer au maintien de son architecture.

Elles doivent empêcher la formation de plaque et créer une surface favorable pour les tissus mous.

Cette intégration est analysée via l'utilisation de marqueurs PICO (liquide crévicaire péri implantaire), d'analyses histologiques, immunohistochimiques et d'indices cliniques permettant de surveiller la santé gingivale. ^{51,52}

De plus l'adhésion bactérienne, qui est un facteur important pour maintenir les restaurations sans infiltrations marginales, ni modifications parodontales s'est révélée être satisfaisante avec les restaurations en zircone. ⁵

Scarano et al. (2004)⁵³ ont montré une augmentation significative de l'accumulation de plaque sur les disques en titane par rapport aux disques en zirconium placés dans les cavités buccales de 10 patients ^{3,5}, de même Van Brakel et al. (2011-2014)⁵⁴ ont constaté des niveaux plus élevés de charges bactériennes autour des piliers en titane par rapport aux piliers en zircone de même conception après 3 mois. ⁵²

Degidi et al. (2006)^{102,103} ont comparé les réactions du parodonte avec de la zircone et du titane en intégrant leurs états de surface ; ils ont rapporté que l'infiltrat inflammatoire, la densité de micro-vaisseaux, l'expression du facteur de croissance endothélial vasculaire et de l'oxyde nitrique synthase sont apparus plus élevés dans l'implant en titane. ^{3,5}

De plus, la prolifération cellulaire au contact de la zircone était supérieure au titane, il en est de même pour Nothdurft et al. (2014)⁵⁶ qui a constaté que les surfaces polies en zircone offrent une meilleure adhésion des cellules épithéliales. ³

Nickenig et al. (2012)⁵⁷ ont mis en évidence une expression plus faible de deux cytokines spécifiques (l'interleukine-6 et le facteur de nécrose tumorale alpha) dans les tissus mous entourant les vis de recouvrement en zircone.

La réponse inflammatoire réduite indique que l'apparition d'une péri-implantite serait moins importante avec les implants en zircone qu'avec les implants en titane. 25

Kuhn et al. (2015)⁵¹ a étudié l'interaction des matériaux de pilier (titane par rapport à la zircone) avec le tissu péri-implantaire au moyen d'analyses de marqueurs PICF. Aucune différence significative n'a été constatée au niveau de la quantité de biomarqueurs (à l'exception de la leptine).

Le rôle de la formation de plaque a été pris en compte dans l'interaction des matériaux dentaires avec les tissus mous péri-implantaires. La plaque est associée à une mucosité et est corrélée à des marqueurs inflammatoires élevés.

Dans le contexte de la formation de plaque, le rôle de la rugosité de surface doit également être discuté. La rugosité excessive des matériaux dentaires favorise la formation de biofilms avec un microbiote plus complexe c'est pourquoi dans cette étude les valeurs Ra* de tous les piliers ont été ajusté pour en assurer l'uniformité.

Un seuil pour la valeur Ra des surfaces a été trouvé (0,2 µm), en deçà duquel aucun autre changement significatif ne se produit en ce qui concerne l'accumulation de plaque. ^{51,52}

Une autre revue systématique et méta-analyse de Linkevicius et al. (2015)⁵² n'a montré aucune différence significative sur les profondeurs de sondage des poches que ce soit de la zircone ou du titane en tant que matériaux pilier et ils n'ont pas influencé la récession des tissus mous.

Les essais de Kuhn et al. (2015)⁵¹ ont montré que l'orientation des fibres de collagène du tissu conjonctif et du col gingival autour des implants sont principalement oblique et parallèle et seraient similaires à ceux observés autour de la surface de titane. L'inflammation de la muqueuse péri-implantaire, la quantité de saignement au sondage et la profondeur de sondage sont similaires.

Cependant, une teneur significativement plus élevée en collagène et une longueur plus courte de l'épithélium sulculaire ont été observées autour des implants en zircone (0,76 mm) vis à vis implants en titane (1,4 mm).

Des largeurs d'espace biologique de 2,3 mm pour les implants en titane et de 2,85 mm pour les implants en zircone ont été enregistrées. ²⁵

La présence d'un épithélium jonctionnel long avec une densité élevée de fibres de collagène autour des implants en zircone permet une meilleure intégration des tissus mous avec une infiltration bactérienne moindre et une inflammation réduite par rapport aux implants en titane. ²⁵. Comme cité précédemment, la zircone a démontré sa capacité à inhiber l'adhérence bactérienne et la formation de biofilms par sa rugosité de surface, mais également par son hydrophobicité, ses propriétés bio-inertes, son énergie libre de surface réduite et par sa mouillabilité. ²⁵

Il est admis que la zircone est hautement biocompatible et favorise l'adhésion parodontale de la restauration.

* : Rugosité de surface



~Courtoisie Dr. Gotusso, Pour exemple sur ces photographies la dépose d'une prothèse transvissée à 3 ans a montré une accumulation de plaque et de tartre importante sur la partie résine qui est très limitée voire absente sur la zircone. (Courtoisie Dr. Gotusso)

Photographie 7 : Situation après dépose de la prothèse



Photographie 8 : Situation après assainissement

On constate également sur les photographies suivantes une absence d'inflammation avec une excellente intégration biologique. ~Courtoisie Dr. Gotusso M. et Dr. Gotusso T.



Photographie 9 : Bridge monolithique 15-17

Photographie 9bis : Bridge monolithique 14-24

Photographie 10 et 11 : Bridge monolithique sur implant position 35-36-37



III.1.2.2. Biocompatibilité dans les tissus durs

Les premiers résultats comparatifs avec le ZrO_2 et d'autres matériaux implantés tels que l'alumine (Al_2O_3) ont déjà été rapportés par Wagner et Christel, qui utilisaient des broches en zircone (Y-TZP) ou en alumine insérées dans les fémurs de lapins et n'observaient aucune différence dans la réaction osseuse des implants.^{2,5}

Des implants sous forme de barres et de cylindres ont également été implantés sans provoquer d'effets toxiques locaux ou systémiques. La zircone permet une bonne ostéo-intégration et aucun problème biomécanique n'a été décelé.^{2,5}

Des expérimentations ont démontré que moins de colonies bactériennes s'accumulent autour du matériau Y-TZP que le titane, ce qui peut s'expliquer par différentes propriétés d'adsorption des protéines.⁵

Rimondini et al. (2002)⁵⁸ ont confirmé ces résultats par une étude *in vivo*, dans laquelle Y-TZP a accumulé moins d'agents pathogènes.³

Scarano et al. (2003)⁵⁹ ont étudié la réponse de la liaison des implants en zircone dans le tibia de lapins. Lorsque les implants ont été récupérés après 4 semaines, ils ont signalé la présence d'os nouvellement formés et d'ostéoblastes directement sur les implants, avec absence d'inflammation. Ils ont également trouvé un degré de colonisation bactérienne de 12,1% sur la zircone contre 19,3% sur le titane.³

Il est apparu que les différentes formes de zircone testées dans les tissus durs n'induisent aucun effet indésirable ni aucun effet toxique global. De plus, à la lumière de ces tests de biocompatibilité, il est devenu évident que la zircone, quelle que soit la forme physique ou structurelle testée, est un matériau biocompatible.

Bien que les matériaux à base de zircone aient montré une excellente réaction tissulaire, ils ne présentent pas non plus de propriétés de liaison directe avec l'os ni de comportement d'ostéo-conduction, mais il présente une fixation morphologique avec les tissus environnants.

Les stratégies de modification de la nature des surfaces du matériau peuvent affecter les interactions cellule-matériau, qui à leur tour influencent le développement des tissus. Les résultats obtenus par Wu et al.¹⁰⁷ ont montré que la mouillabilité de ZrO_2 était sensiblement améliorée par un traitement au plasma à l'oxygène ; efficace pour conserver une hydrophilie de surface stable. La mouillabilité améliorée favorise activement la fixation, la prolifération et la différenciation des cellules ressemblant à des ostéoblastes humains.³

D'autres modifications de surface sont possibles (mordancé, sablé, anodisé, enrobé) entraînant une adhérence et prolifération ostéoblastique améliorée vis-à-vis du titane comme nous l'a montré Bachle et al. (2007) ^{2,60}

De nombreuses études in vitro et in vivo ont montré que les implants en zircone constituaient une alternative prometteuse au titane avec une réponse des tissus mous supérieure, une biocompatibilité et une esthétique avec une ostéo-intégration comparable.

Toutefois, des preuves substantielles étayées par des essais cliniques à long terme sont nécessaires pour définir des directives normalisées conformes aux normes ASTM (Société américaine pour les essais et les matériaux) et ISO (Organisation internationale de normalisation) pour la fabrication d'implants en zircone. Sivaraman et al. (2018) ²⁵

III.2. Conception de la préparation et épaisseur de réduction

Comme pour les autres matériaux utilisés dans la réalisation de prothèse dentaire fixe, il est avéré que la forme de préparation a une influence significative sur la résistance à la rupture comme le montre les études de Mitov G et al. (2016) et Øiloet al. (2016) ^{61,62}

Les épaisseurs de réductions n'ont quant à elle pas eu d'impact significatif sur la capacité de chargement des groupes, dans la mesure où ces réductions respectaient les recommandations du fabricant.

La qualité du pilier est également à prendre en compte : un pilier rigide (module de young élevé) est préférable à un pilier souple. En effet, l'utilisation d'un substrat avec un module de d'élasticité faible permettra une plus grande déformation de la couronne augmentant les efforts de traction (les plus délétères) et le risque d'initiation de la rupture. ⁶³

Les directives sur la forme et les épaisseurs de préparation sont donc données par les fabricants, en fonction des caractéristiques propres du matériau, des conditions de réalisation de la prothèse au laboratoire par la CFAO mais également de l'indication (antérieure, postérieure).

III.2.1. Forme de préparation

La forme de préparation est la même pour toute prothèse fixe monolithique en zircone :

Idéalement homothétique, la préparation nécessite un épaulement circonférentiel ou un chanfrein d'une largeur d'au moins 1mm nécessaire pour le meilleur ajustement marginal (0.8mm pour les dents antérieures et jusqu'à 0.5mm dans certains cas) ¹¹ ; avec un angle horizontal minimal de 5° et pouvant aller jusqu'à 30°. *11,12,13,14,16

L'angle de préparation vertical est d'au moins 4° et peut s'étendre jusqu'à 8°. *11,12,13,14,16

L'angle interne de l'épaulement doit être arrondi. De même, tous les sommets occlusaux ou incisaux doivent être adoucis. *11,12,13,14,16

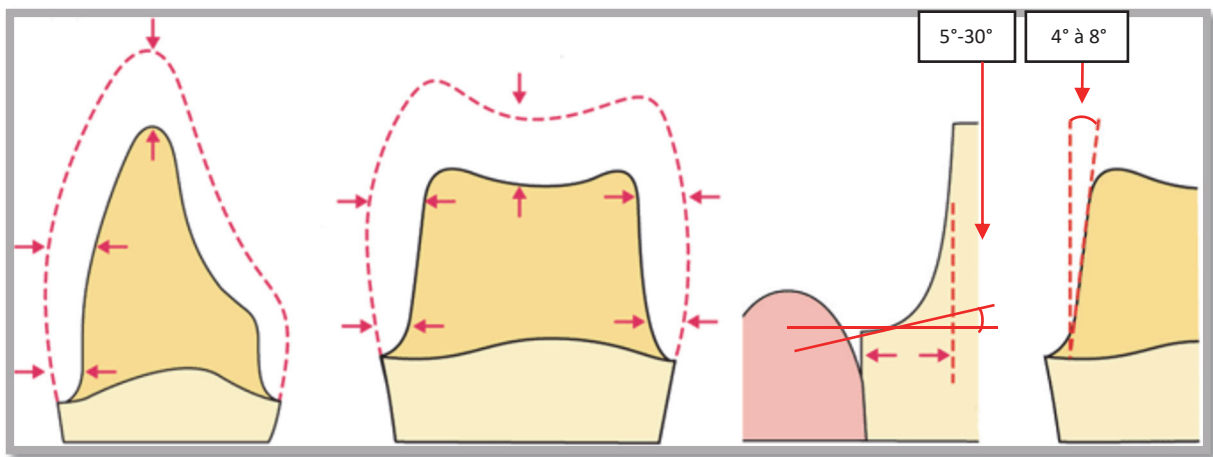


Figure 8 : Forme de préparation des restaurations en zircone monolithique*15

La limite périphérique de la préparation doit être continue et clairement visible. Tout biseau périphérique doit être évité. *11,12,13,14,16

Les préparations en gouttières, en lame de couteau, l'épaulement à 90°, les contre-dépouilles, les marges rugueuses et irrégulières, les rainures, le parallélisme des axes de préparation ainsi qu'une différence importante de la hauteur de la limite de la préparation (notamment pour les dents antérieures) sont contre indiqués. *11,12,13,14,16

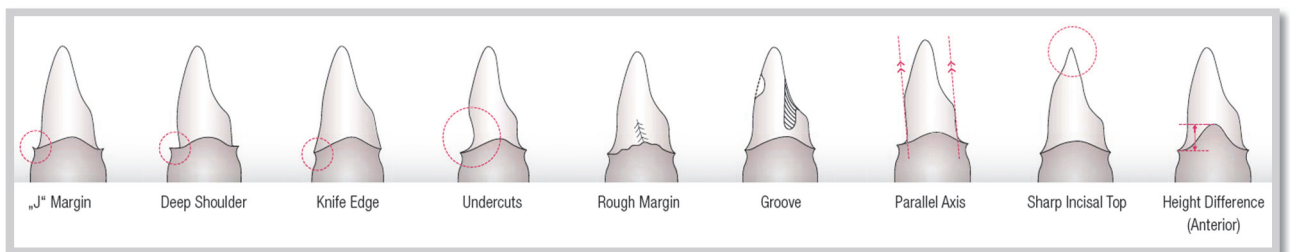


Figure 9 : Forme de préparation contre-indiquée (Technical guide KATANATM zirconia)

III.2.2. Epaisseur de réduction

Les prothèses en zircone ont le mérite d'être très résistantes mécaniquement, Lorsque les restaurations sont monolithiques, il est possible de réaliser des préparations minimalement invasives très peu mutilante préservant ainsi jusqu'à 70% de structure dentaire saine vis-à-vis des préparations traditionnelles, à condition d'avoir un mode d'assemblage adapté. ^{11,62,64,65}

L'épaisseur minimale recommandée pour les restaurations monolithiques est de 0.5mm, mais chaque fabricant a ses propres recommandations ^{11,62,64,65} ; les épaisseurs de réduction sont sensiblement proches dans les différents systèmes, pour la plupart :

III.2.2.1. Couronne monolithique *12,13,14,16

- Antérieure

Réduction occlusale : au moins 0.8mm à 1mm

Réduction axiale : au moins 0.8mm à 1mm

Jusqu'à 0.4mm en antérieure (ML&HT de Katana)

- Postérieure

Réduction occlusale : au moins 1mm

Réduction axiale : au moins 1mm

III.2.2.2. Bridge monolithique (jusqu'à 16 éléments) *12,13,14,16

- Antérieur

Réduction occlusale : au moins 1mm

Réduction axiale : au moins 1mm

- Postérieur

Réduction occlusale : au moins 1mm

Réduction axiale : au moins 1mm

A titre de comparaison, on retrouve des épaisseurs de réductions de 1.5mm pour les restaurations céramo-métalliques et de 1mm à 1.5mm pour les restaurations céramo-céramique stratifiée suivant la céramique utilisée. ^{120 - *26}

III.2.3. Connexions des éléments pluraux

Les embrasures sont des éléments anatomiques indispensables pour assurer la longévité des prothèses et la santé parodontale : elles permettent au niveau des papilles gingivales d'évacuer le bol alimentaire, d'assurer une bonne hygiène interdentaire et donc d'augmenter la durée de vie des dents et de ces prothèses. ^{97,98,99,100}

Par la fente qu'elles forment et leur taille réduite, les connexions (ou embrasures) représentent des zones de faiblesse où s'appliquent de nombreuses contraintes potentiellement délétères pour la prothèse. Généralement, les défaillances cliniques surviennent au niveau de cette zone de connexion. ^{97,98,99,100}

Oh et al. (2002) ^{101,102} ont déclaré que la résistance à la rupture des restaurations en céramique était influencée par le rayon de courbure gingivale du pontique, où la charge de rupture augmentait avec l'augmentation du rayon au niveau de l'embrasure gingivale.

Plengsombut et al. (2009) ¹⁰³ ont déclaré que la fracture se produit généralement à la surface gingivale du connecteur et se propage vers le pontique.

Afin d'assurer l'intégrité et la pérennité des restaurations sur le long terme, les connexions qui relient les différentes parties du bridge doivent respecter une géométrie de forme et certaines dimensions comme le montre les études de Larsson et al. (2007) ⁹⁷, Hamza et al. (2016) ⁹⁸.

En effet, les résultats des différentes investigations ont montré que la modification des dimensions et de la géométrie du connecteur affectait leur résistance à la flexion :

-Une conception arrondie entraîne une meilleure résistance aux forces occlusales qu'une conception tranchante. ⁹⁸

-Un connecteur de section transversale minimale de 2mm × 3mm minimum (6mm²) est recommandés pour les bridges antérieurs, à condition qu'ils présentent une courbure arrondie. (Hamza et al.) ⁹⁸.

-Un connecteur de section transversale minimale de 3 mm × 3 mm (9mm²) était cliniquement recommandée par Schmitter et al. (2009)⁹⁹, l'étude incluant des dents antérieures et postérieures.

Ces dimensions de connexions concernent un seul intermédiaire. Elle s'étendra jusqu'à 12mm² lorsque l'on souhaitera réaliser 2 intermédiaires. ^{*13}

L'utilisation de disques tranchants pour adapter la section transversale du connecteur est fortement déconseillé quel que soit le système utilisé. ^{97,98,99,100}

III.3. Ajustement interne et qualité de la marge

À ce jour, il est possible d'affirmer que la précision marginale des restaurations en zircone est meilleure que l'ajustement interne (en raison de l'outillage), cela dit les valeurs se situent bien dans l'acceptabilité clinique rapportée dans les spécifications de l'American Dental Association.

Des valeurs marginales d'écart et d'ajustement ont été rapportées entre 0 et 75 μm pour les couronnes unitaires et 140 μm pour les bridges, augmentation proportionnelle à la portée du cadre. Des études ont rapporté des résultats similaires dans une plage allant de 7,5 μm à 161 μm .^{2,10,115}

Des valeurs d'écarts horizontaux marginaux plus importants ont été signalés pour les couronnes en disilicate de lithium ou métal céramique vis-à-vis des couronnes en zircone et le vieillissement à long terme ne semble pas impacter l'intégrité marginale.¹¹

Système	Ecart marginal horizontal moyen (μm)	Intervalle (μm)
Disilicate de lithium	113.8 +/- 43.2	11.0 – 260.0
Zircone	68.5 +/- 33.4	15.0-190.0
Céramo métal	92.4 +/- 20.6	23.0-210.0

Tableau 5 : Statistiques descriptives de l'écart marginal horizontal (R. Batson et al., The journal of prosthetic dentistry)

De plus, la zircone est un matériau opaque radiologiquement, comparable aux alliages métalliques ; ce qui améliore en conséquence l'évaluation radiographique des intégrités marginales.

III.4. Adhésion et rétention

L'un des problèmes de la zircone réside dans le fait qu'elle ne présente aucune liaison chimique intrinsèque avec les différents ciments de scellement conventionnels.

Différentes méthodes ont été élaborées au fil des années d'études et d'utilisation clinique afin d'améliorer ses capacités de rétention.

III.4.1. Traitements de surface provoquant un verrouillage micromécanique

III.4.1.1. Sablage

Le sablage est connu pour former une rugosité ainsi que des irrégularités permettant d'augmenter la surface et la mouillabilité de la céramique. En outre, il est utilisé pour nettoyer les surfaces, permettant ainsi à la résine d'y pénétrer.

Des études antérieures ont démontré que le sablage améliore la rétention de la couronne, quel que soit le ciment utilisé. Bien que le sablage améliore la liaison, son effet sur les propriétés mécaniques reste très controversé.

Un sablage agressif (c'est-à-dire des particules d'alumine de 250 nm à 0,4 MPa) peut entraîner une perte des oxydes stabilisants, ce qui augmente le risque d'accélération de la transformation de phase et du vieillissement du matériau. ^{11,67}

Plusieurs groupes de recherche ont réclamé une résistance accrue à la flexion (Sato et al., 2008), en raison de la transformation de phase après abrasion à l'alumine (Kosmac et al., 1999, 2000 ; Guazzato et al., 2005). ^{67,68,69}

La phase monoclinique transformée et les contraintes engendrées créent une couche de contraintes de compression susceptibles d'empêcher l'extension de la microfissure, renforçant ainsi le matériau.

Cependant, tout effet bénéfique temporaire induit par différentes méthodes de traitement de surface peut être neutralisé par des phénomènes de croissance de fissures liés à la fatigue (Guazzato et al., 2005)^{67,68,69} et les essais de résistance réalisés sur un seul cycle pourraient fortement surestimer la capacité de résistance au stress (Teixeira et al., 2007) ⁶⁷

Luthardt et al., (2002, 2004)^{70,71} et Wang et al., (2008)⁷² ont rapporté que le meulage et l'abrasion de l'alumine introduisaient des défauts profonds pouvant agir comme concentrateurs de contraintes et devenir des facteurs limitant la résistance si la longueur du défaut dépassait la couche compressive de surface. ⁶⁷

D'autres auteurs avaient également appuyé le fait que toute retouche après frittage altérerait les propriétés mécaniques.

Il est donc avéré que le sablage entraîne des dommages à la surface de la zircone et induit des changements de phase tétragonale en phase monoclinique accompagné de microfissures agissant en tant que sites d'initiation de la rupture. Sous l'action de la fatigue liée aux

mouvements de la bouche, les petits défauts tels que les microfissures agissent comme des sites de concentration de contraintes et ont tendance à fusionner et à grossir jusqu'à atteindre une taille critique, entraînant une défaillance catastrophique du matériau.^{67,73}

Une étude a révélé que les dommages causés par une abrasion à l'alumine non seulement se produisaient à la surface, mais s'étendaient également plus profondément jusqu'à une profondeur d'environ 4 μm (Zhang et al., 2004)^{11,67,74}. Des microfissures de 15 μm de profondeur ont été signalées dans du Y-TZP fritté dense (Luthardt et al., 2004).^{67,71}

III.4.1.2. Gravure chimique à chaud

L'action de la solution de gravure à chaud consiste essentiellement en un procédé de lutte contre la corrosion qui consiste à graver de manière sélective la surface de la céramique en zircon, ce qui donne une surface rugueuse et augmente les possibilités d'emboîtement mécanique avec des ciments à base de résine. Le décapant utilisé supprime les joints de grain de haute énergie.³

III.4.1.3. Traitement au laser

L'absorption de l'énergie laser par la céramique donne une surface lisse avec des microfissures irrégulières. Un tel traitement de surface a été étudié et les résultats ont été controversés. Certaines études ont révélé que le traitement au laser n'améliorait pas le couplage mécanique avec le ciment à la résine, tandis que d'autres indiquaient que la préparation de surfaces céramiques en zircon avec des lasers CO₂ et Er : YAG augmentait considérablement l'adhérence.³

III.4.1.4. Application d'un revêtement d'alumine nano-structuré.

L'application un revêtement d'alumine nano-structuré permet d'augmenter significativement la surface et entraîne une meilleure mouillabilité facilitant l'emboîtement micro-mécanique. La création de la couche nanostructurée est obtenue par hydrolyse du nitrure d'aluminium pour former de l'aluminium oxyhydroxyde (AlOOH) sur la surface de la zircon, puis une série de traitements thermiques sont réalisés. Le résultat final est un revêtement d'alumine nano-structuré discontinu (240 μm d'épaisseur) qui améliore de manière significative la force de liaison aux ciments à base de résine.³

III.4.2. Traitements de surface entraînant une adhésion chimique

III.4.2.1. Agents de couplage au silane

Les agents de couplage au silane sont des composés synthétiques inorganiques-organiques hydrurés. Ils sont utilisés pour renforcer la liaison de la résine aux charges à base de verre et aux céramiques attaquables au fluorure d'hydrogène, aux métaux revêtus de silice et aux céramiques oxydées. Les céramiques en zircon ne sont pas à base de silice mais celle-ci peut y être ajoutée par l'application d'un revêtement. ³

III.4.2.2. Autres agents de couplage

Un nouvel apprêt (AZ Primer[®], Shofu, Kyoto, Japon) contenant un monomère d'acide phosphonique, le 6-MHPA (6-méthacryloxyhexylphosphonoacétate), a été introduit pour favoriser la liaison des ciments composites à base de résine à l'alumine et aux céramiques de zircon. ³

Kitayama et al.⁷⁵ ont trouvé que des amorces contenant un monomère d'acide phosphonique ou un monomère d'ester phosphate, y compris le 6-MHPA et le MDP (Méthacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate), pouvait avoir un effet synergique avec le silane, étaient efficaces pour favoriser la liaison des ciments résineux à la céramique en zircon.

Sans apprêt, le ciment à base de résine contenant du MDP s'est avéré efficace pour se lier à la céramique à base de zircon. ³⁴

Nakayama et al.⁷⁶ ont évalué la liaison entre une zircon et un agent de scellement initié par du tri-n-butylborane (TBB). L'application du primaire Estenia Opaque (Kuraray), qui contient du MDP, a montré une liaison durable entre la zircon et l'agent de scellement. ²⁸

III.4.2.3. Fluoration des gaz

Dans une tentative de modification de la zircon pour créer une surface plus réactive et donc améliorer la liaison chimique, un nouveau procédé dans lequel une couche de conversion en oxyfluorure est créée à sa surface augmentant ainsi sa réactivité. Cette méthode a été étudiée par Piascik et al.⁷⁷ et s'est avérée efficace. Ils ont conclu que la couche de conversion par oxyfluoration formée était efficace pour la liaison à l'agent de couplage. ³

III.4.3. Traitement de surface entraînant une liaison chimique et une imbrication micro-mécanique

III.4.3.1. Revêtement de silice

Il existe plusieurs méthodes pour revêtir les surfaces en zircone avec de la silice. Les objectifs de ce processus sont de nettoyer la surface, de créer une surface hautement rémanente par l'application d'un dépôt de silice suffisamment adhérent et fin pour ne pas entraver l'insertion permettant une modification de la surface et le plus important est d'optimiser le collage du ciment à base de résine par l'application de silane. ³

Le dépôt de silice peut se faire de différentes méthodes :

- soit par pyrolyse de silane sur la surface prothétique permettant la dépose d'une fine couche de silice de 0,5 micron d'épaisseur et transformant la surface en verre : basé sur la combustion d'une flamme provenant d'un mélange de butane et de tétraéthoxysilane (TEOS). Le tétraéthoxysilane (TOES) se décompose en brûlant pour produire des espèces de type « Si-O-C ». Les objets soumis à la combustion pendant une courte période (5s) seront recouverts d'une couche de ces fragments qui adhèrent de manière adhésive aux surfaces du substrat. La surface possède alors des propriétés vitreuses et est apprêtée pour le collage avec de la résine par application de silane. ^{3,78}

Cette étape est réalisée à l'aide du système PyrosilPen™ dérivé du Silicoater® (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Allemagne, introduit depuis le début des années 1980) ; ^{3,78}

- soit par un procédé tribochimique par lequel des particules d'alumines recouvertes de silice sont projetées sur la surface par sablage et laissent une fine couche de silice.

Il est adapté au laboratoire (Rocatec® de 3M-Espe) comme pour l'omnipraticien (CoJet® 3M-Espe). ³

Tanaka et al. ⁷⁹ ont conclu que de la zircone Katana revêtue de Rocatec avait permis d'obtenir une résistance de liaison stable par l'interaction du monomère phosphate avec le silane. ^{28,78}



CoJet® 3M-Espe *27

Les différentes études ont montré la capacité de ces traitements à rester efficaces après vieillissement dans l'eau. Ce traitement résiste donc bien à l'hydrolyse du milieu buccal. Cet aspect est capital pour la pérennité des restaurations. Il ne suffit pas d'augmenter les valeurs d'adhérence immédiatement, mais de conserver ses qualités dans le temps.

La littérature a enregistré deux inconvénients possibles ; possibilité de propagation de fissure critique au sein de la zircone en cas de restaurations minces et la possibilité d'enlever une quantité importante de matériau susceptible d'affecter leur adaptation clinique au cours de l'étape de l'abrasion à l'air.^{3,67}

Une étude d'Özcan et de Vallittu (2003)⁸⁰ a confirmé l'efficacité du revêtement de silice et du traitement subséquent au silane pour la liaison de la zircone aux différents ciments résineux.⁸⁶

Les études de Sahafi et al.⁸¹ ont affirmé les mêmes constatations en utilisant un revêtement tribochimique, il en est de même pour les recherches d'Ernst et al.⁸², Piwowarczyk et al.⁸³ et Lüthy et al.^{28,84}

Il a également été signalé que l'application combinée de revêtement de silice, de silane et de MDP est actuellement l'un des systèmes de liaison les plus fiables pour la zircone.²⁸

III.4.3.2. Gravure sélective d'infiltration

La gravure sélective par infiltration (SIE ou « selective infiltration engraving ») est un nouveau traitement de surface mis au point pour transformer la surface de la zircone en zone rétentive en favorisant la nanoporosité inter-grains.³

Une telle porosité sera infiltrée et envahie par les ciments à base de résine. Cette méthode utilise un agent d'infiltration spécifique de verre capable de se diffuser entre les grains et d'entraîner une porosité nano-inter-grains.³

Dans une étude récente (Kitayama et al. 2010)⁸⁵, une force de liaison initiale élevée a été observée pour le traitement de surface par SIE. De plus, il s'agissait de la seule méthode capable de conserver ses valeurs de résistance de l'adhérence à long terme après un stockage dans l'eau pendant quatre semaines.³

III.5. Scellement ou collage de la zircone

Le scellement et le collage (ou scellement adhésif) sont deux modes d'assemblage bien distincts : dans le cas d'un scellement adhésif, la préparation comme l'intrados de la couronne sont conditionnés pour assurer la liaison car l'agent de scellement à lui seul ne le permet pas, avec les exigences nécessaires à sa réalisation ; comme par exemple l'isolation du milieu buccal. Dans le cas du scellement, le traitement préalable de la surface n'est pas nécessaire entraînant une simplification de la procédure.

Bien que le scellement adhésif soit plus fastidieux et présente une moins bonne tolérance à l'humidité, la liaison chimique forte renforce l'intégrité de la restauration avec une amélioration significative des propriétés mécaniques et optique. ⁴²

Le scellement conventionnel n'entraîne quant à lui aucune amélioration de la « résistance » de la restauration. ^{*13}

III.5.1. Scellement avec conditionnement

III.5.1.1. Scellement adhésif

Avec le scellement adhésif, la surface de la dent est chimiquement conditionnée avec un agent de liaison très liquide, ce qui crée une liaison micromécanique et chimique entre la structure de la dent et le matériau d'assemblage après polymérisation. Par conséquent, une préparation rétentive, entraînant une perte plus importante de substance dentaire, n'est pas nécessaire. La liaison chimique entre le composite et la restauration ne peut être réalisée qu'à l'aide du primer correspondant, en fonction du matériau d'assemblage (il ne possède pas de potentiel adhésif propre). On peut retrouver

- Multilink® Automix avec ses primer A & B (Ivoclar Vivadent) associé au primer Monobond plus universel est le composite pouvant être indiqué. ^{42 - *13,17}



Multilink® Automix

- le Panavia V5 (Kuraray) est un cas particulier se présentant sous forme d'un coffret avec utilisation d'un primer pour la dent (PANAVIA™ V5 Tooth Primer (4ml)), d'un primer pour l'intrados de la restauration céramique (CLEARFIL CERAMIC PRIMER PLUS (4ml)), et de la résine (PANAVIA™ V5 Paste (4.6ml / 8.1 g)) pour le scellement. ^{42 - *11}



Panavia V5 (Kuraray)

III.5.2. Scellement sans conditionnement

III.5.2.1. Scellement conventionnel

Dans le cas du scellement conventionnel, la liaison est engendrée par la friction entre le matériau de scellement et la restauration ainsi qu'entre le matériau de scellement et la préparation. Pour obtenir la friction requise, une préparation rétentive avec un angle d'environ 4° à 8° s'avère nécessaire. Le scellement conventionnel est envisageable bien que ce ne soit pas le plus adéquat, il est réalisé à l'aide d'un verre ionomère comme Vivaglass® Cem (Ivoclar Vivadent), De Trey Zinc (Dentsply) ou Ketac™ Cem (3M). Il est déconseillé d'utiliser des ciments phosphatés traditionnels, car ils influeraient négativement sur la transmission de la lumière dans la céramique, compromettant l'aspect esthétique des restaurations. ^{41 - *12,13}



Vivaglass® Cem (Ivoclar Vivadent)

De Trey Zinc (Dentsply)

Ketac™ Cem (3M)

III.5.2.2. Scellement auto-adhésif

Le matériau de scellement présente des propriétés auto-adhésives par rapport à la dent pour laquelle aucun traitement préalable de surface n'est nécessaire. La liaison avec la restauration est obtenue en partie grâce à la liaison micromécanique et chimique. Pour obtenir une adhérence

suffisante, une préparation rétentive (angle de préparation de 4 à 8 °, hauteur de préparation d'au moins 4 mm) est recommandée.^{42 - *12,13}

Plusieurs études suggèrent l'utilisation d'une résine contenant un monomère phosphate offre une rétention nettement supérieure des couronnes céramiques en zircono par rapport aux ciments de scellement classiques.

Kern et Wegner ont évalué le collage d'une céramique de zircono en utilisant divers systèmes de collage ; leurs résultats ont démontré l'efficacité d'agents de scellement contenant un monomère phosphate hydrophobe, le 10-méthacryloyloxydécyl dihydrogénophosphate (MDP) pour la liaison à la zircono.^{3,28}

Tanaka et al., Shahin et Kern, Kern et Wegner, de Oyagüe et al. ont indiqué qu'un système de collage contenant un monomère phosphate est recommandé pour lier la zircono et que les traitements de surface ne sont pas nécessaires.^{3,28}

Springate et Winchester ont évalué des résines composites photopolymérisables et une résine composite chémopolymérisable pour lier un support en zircono ; ils ont souligné que l'aspect opaque de la zircono avait une incidence négative sur la liaison avec les agents de collage photopolymérisables et suggèrent donc l'utilisation d'agents de scellement à base de résine pour le scellement des restaurations en zircono.²⁸



Parmi les systèmes auto-adhésifs contenant un monomère phosphaté on retrouve parmi d'autres^{42 - *12} :

- Fuji I (GC),
- le Relyx Unicem (3M) permettant d'obtenir une bonne force de liaison à la zircono en plus d'une réticulation adéquate sur la matrice de résine en une seule étape (sans mordantage, primer, ni adhésif).³



Fuji I (GC) et Relyx Unicem (3M)

Nakamura et al. (2016) ont précisé que les différences de propriétés chimiques et mécaniques des divers ciments n'ont pas d'influence sur la résistance à la rupture des couronnes monolithiques en zircone, le collage quant à lui améliore leur résistance mécanique ; Campos et al. (2017) ^{63,64,87 - *17}. Phénomène également observé sur la vitrocéramique ¹⁵

III.6. Etat de surface et usure

L'usure des dents antagonistes est un problème important et controversé. Elle dépend fortement de l'homogénéité et de la taille des particules de la microstructure du matériau de restauration. ^{11,28}

La zircone ayant une structure fine et uniforme ; afin de prévenir l'usure de l'émail un polissage miroir est effectué en utilisant des matériaux et des instruments de polissage appropriés. Il est réalisé au laboratoire dentaire comme au cabinet si un ajustement occlusal est nécessaire. ^{11,28}

Des études récentes sur l'usure de l'émail antagoniste ont principalement démontré qu'une finition de surface adéquate des restaurations en zircone permettait de réduire l'usure de l'émail antagoniste, elle n'influence pas les performances mécaniques. ²⁸

Ces résultats suggèrent que l'usure de l'émail antagoniste est significativement affectée par le degré de finition de la surface. ^{11,28}

III.6.1. Rectification et polissage des restaurations en zircone

Comme pour le sablage, les différentes rectifications entraînent des dommages à la surface de la zircone et induisent des changements de phase.

Lorsque la surface est meulée, les cliniciens doivent être conscients que des défauts de surface sont introduits et qu'un contenu de phase M apparaît.

Une augmentation du contenu de la phase M conduit à une résistance caractéristique plus élevée, ce qui est corroboré par la littérature. Même lorsque 60% à 75% du contenu de la phase M est observé. Cependant, les défauts peuvent influencer positivement ou négativement sur les propriétés mécaniques de la céramique, ce qui dépend de l'équilibre entre les défauts introduits par le meulage peuvent devenir délétères lorsqu'ils sont associés au vieillissement, comme l'ont confirmé les études de Pereira et al (2016). ⁸⁸

Après le meulage, les fabricants recommandent généralement un protocole de polissage, qui doit être exécuté pour obtenir une surface lisse et brillante ; et / ou une procédure de vitrage sur la surface ; et / ou un traitement thermique / recuit.

Cependant des études ont prouvé que le polissage était le traitement de surface le plus approprié à effectuer après le meulage de la céramique. ⁸⁹

III.6.1.1. Instruments rotatifs à meuler

La dureté de la zircone est élevée (1 160-1 300 HV), mais inférieure à celle de l'alumine (1800-2 200 HV) et du diamant (10 200 HV). ^{15,28}

Par conséquent, la zircone peut être facilement traitée par les instruments revêtus de grains abrasifs de diamant.

Les instruments rotatifs de meulage pour la zircone contiennent des abrasifs en diamant de haute densité, fixés au métal, au verre et au caoutchouc artificiel sur une tige en acier inoxydable avec un placage nickel-chrome. ^{15,28}

On en retrouve plusieurs types cités dans un ordre décroissant vis-à-vis de la rugosité de surface résiduelle et de leur aptitude au broyage ^{15,28} ;

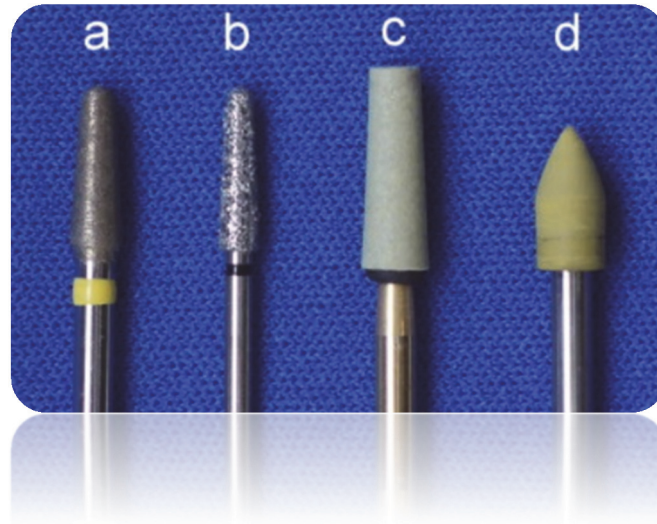
(a) Le « SinterDia » (Shofu) présente des grains de diamant sur une tige en acier inoxydable obtenu par frittage, il assure une bonne aptitude au broyage et une grande durabilité.

(b) le « Super Course SC106RD » qui présente des grains de diamant de taille double (100–300 µm) par rapport aux grains habituels, avec une excellente capacité de broyage (presque deux fois supérieure).

(c) Le « VittrifiedDia » de la même société possède quant à lui des grains de diamant fixés avec du verre. Ces fraises ont une capacité de broyage similaire

(d) Les « CeramDia » (Morita) (M, F et SF) « Aadvia Point Zr » (Gc), et « Porcelain Hi-Glaze » (Dedeco) présentent des grains de diamant plus petits et d'autres oxydes tels que le corindon (Al₂O₃) ou le rutile (TiO₂) incorporés dans du caoutchouc artificiel.

Les tailles de grains de diamant de « CeramDia » (M, F et SF) sont respectivement de 100–200, 30–60 et 3–6 µm.



Photographie 12 : Instruments rotatifs en diamantés (T. Miyazaki et al., *Journal of Prosthodontic Research*)

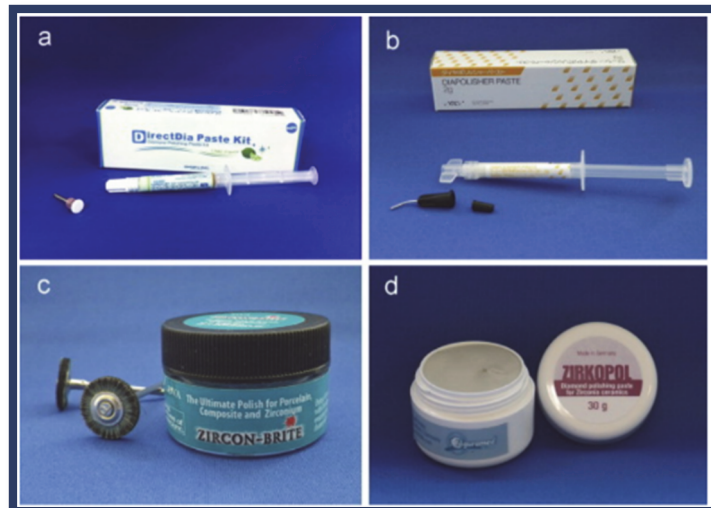
Il a été confirmé que les plus gros grains de diamant présentent une plus grande aptitude au broyage pour la zircone. Cependant, la rugosité de la surface est plus grande et l'effet brillant diminue. ^{15,28}

Par conséquent, l'instrument rotatif doit passer successivement d'une taille d'abrasifs diamantés de grain grande à petite. Cette technique donne une surface lisse de façon rapide et homogène et permet de passer rapidement à l'étape suivante, à savoir le polissage. ^{15,28}

III.6.1.2. Pâte à polir diamant

Les pâtes de diamant contiennent principalement des grains de diamant (1 à 6 μm) et d'autres oxydes fins (moins de 0,5 μm) tels que le rutile ou anastase (TiO_2), le corindon (Al_2O_3), l'oxyde de zinc (ZnO) et la pierre ponce (SiO_2). ²⁸

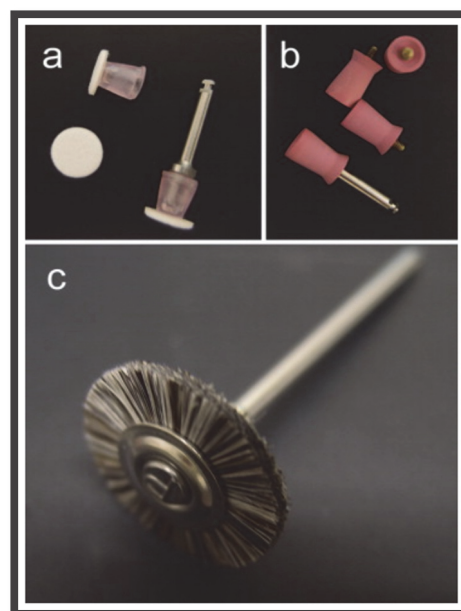
Ces pâtes de diamant comme ²⁸ (a) « DirectDia » (Shofu), (b) « Diapolisher » (Gc), (c) Zircon-Brite (Dental Venture of America DVA) et (d) le Zirkopol (Feguramed) sont utilisées pour polir avec un cône en plastique ou en caoutchouc et une brosse douce. Ils présentent des résultats très similaires quel que soit l'instrumentation utilisée.



Photographie 13 : Pâtes à polir diamantées (T. Miyazaki et al., Journal of Prosthodontic Research)

Parmi eux on retrouve (a) le « disque super snap buff » constitués de TiO_2 et de polyester ou (b) des « tasses PTC » formés de TiO_2 , du ZnO et de caoutchouc artificiel.

D'autres pâtes sont principalement utilisées avec (c) les pinces Robinson dans les laboratoires qui peuvent être constitués de fibres dures telles que du crin de cheval ou de fibres souples telles que du crin de mouton.



Photographie 14 : Cupules et brosse de polissage (T. Miyazaki et al., Journal of Prosthodontic Research)

III.6.1.3. Polissage de la zircone

Comme cela a été exposé, l'état de surface de la restauration en zircone conditionne l'usure des dents antagonistes, l'accumulation de plaque, la dégradation à basse température (par diminution de la surface de contact) et donc la pérennité des restaurations. ^{15,28}

Il est donc indispensable d'effectuer un polissage adéquat si des ajustements occlusaux ou des rectifications ont été réalisés. ^{15,28}

Le polissage avec différentes pâtes de diamant telles que la pâte Diapolisher (Gc), la pâte DirectDia (Shofu), le Zircon-Brite (Dental Venture of America DVA) et le Zirkopol (Feguramed) a été entrepris avec le CeramDia M, F et SF (Morita), il en résulte une surface lisse et il n'y a pas de différence significative entre le type de zircone et le type de pâte à polir au diamant. ^{15,28}

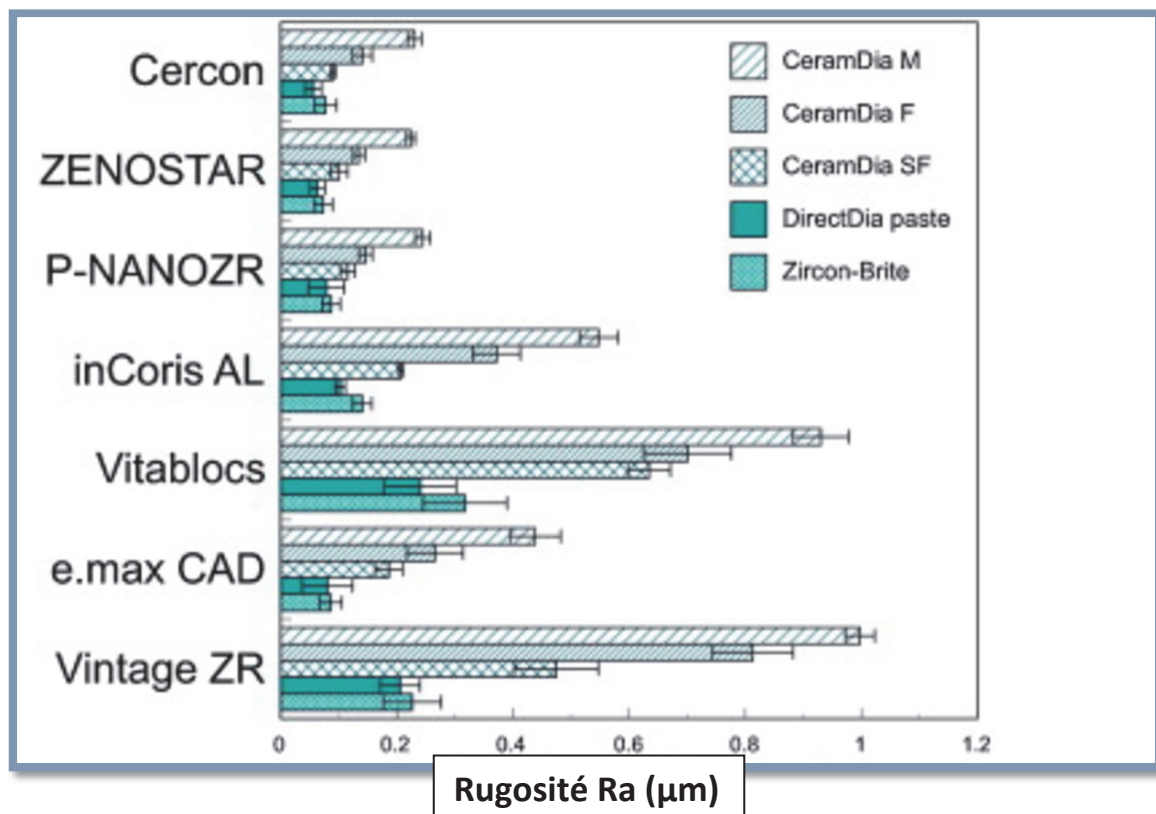


Figure 10 : Etats de surface de différentes céramiques polies par trois instruments rotatifs diamantés et 2 pâtes à polir diamantées (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).

La brillance augmente avec la diminution de la taille des grains de diamant des instruments rotatifs à meuler et augmente davantage avec le polissage ultérieur. ^{15,28}

Il existe une corrélation entre le brillant et la rugosité de surface. La brillance augmente fortement avec une rugosité décroissante jusqu'à moins de 0,3 μm . Le lustre final des restaurations à base de zirconium est donc déterminé si le polissage final est suffisant ou non. ^{15,28}

De nombreuses études d'essais antagonistes sur la zirconium ont été réalisées ces deux dernières décennies ^{15,28} :

Dans les années 2000 les différentes études réalisées rapportaient que la zirconium entraînait une perte importante de l'émail avec une usure exacerbée. La zirconium, même polie présentait plus d'usure que la zirconium glacée ou que des résines composites. Cependant, la méthode, les conditions de polissage et la brillance indiquée dans ces rapports n'étaient pas indiqués et dans les limites de ces études les conclusions ne pouvaient pas être bonnes.

Ce n'est qu'en 2010 que divers matériaux et instruments de polissage ont été introduits et la conclusion a commencé à changer ; notamment Jung et al. (2010)⁹⁰ ; Sorensen et al. (2011)⁹¹ ; Yang et al. (2012)⁹² ; Stawarczyk et al. (2013)⁸⁶ ont démontré que la zirconium polie présentait significativement moins d'usure sur le matériau lui-même et au niveau de l'émail antagoniste vis-à-vis des autres céramiques cosmétiques de recouvrement ; usure pouvant être semblable à celle de l'alliage d'or.

Basunbul et al. (2011)⁹³ ; Yang et al. (2012)⁹² et Janyavula et al. (2013)⁹⁴ ont conclu qu'il était préférable d'utiliser une zirconium polie plutôt qu'une zirconium glacée ou polie puis glacée. Le vitrage de la céramique entraînant usure significativement plus importante au niveau de l'émail

D'autres études d'usure à la stéatite (en raison de son comportement à l'usure similaire à l'émail humain) notamment Preis et al. (2011) ; Kuretzky et al. (2011)⁹⁵ et Kontos et al. (2013)⁹⁶ ont affirmé les précédentes conclusions à savoir que l'usure antagoniste vis-à-vis de la zirconium polie était inférieure à celle d'autres céramiques, la zirconium polie entraîne moins d'abrasion que celle ayant subi un autre traitement de surface (plaquée, glacée ou sablé) ; celles-ci se résument comme suit :

- Une surface lisse de zirconium peut être obtenue avec un polissage adéquat, car la microstructure de la zirconium est fine et homogène. La zirconium hautement polie montre la moindre usure d'antagoniste parmi divers matériaux dentaires (usure antagoniste inférieure aux autres céramiques). ^{15,28}

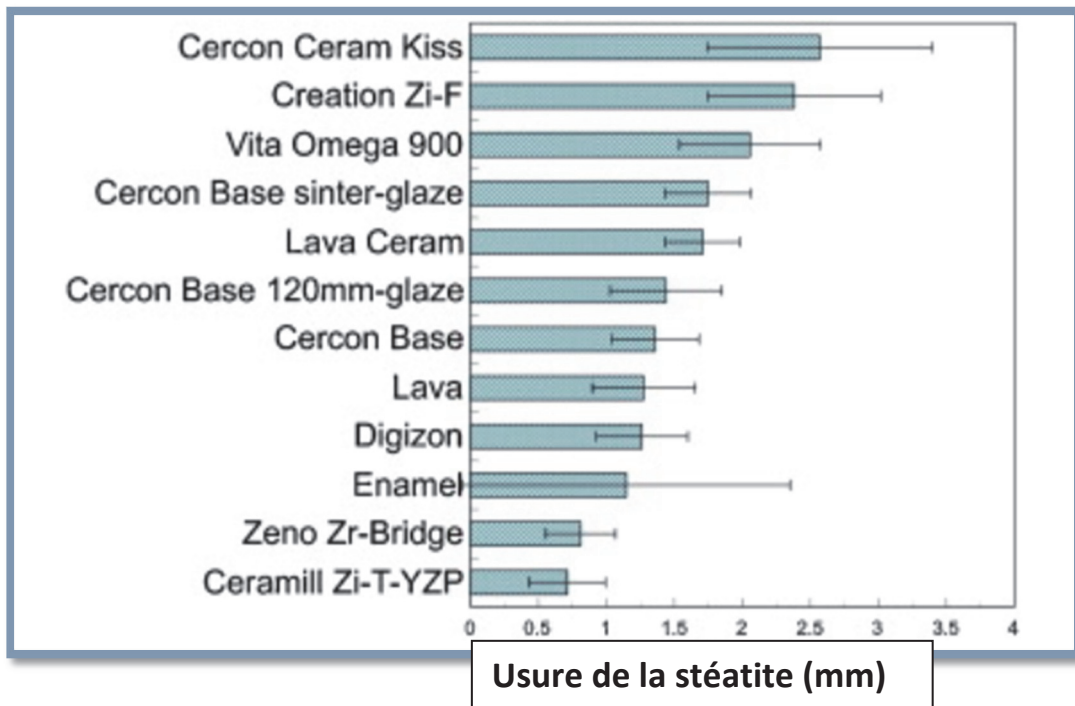


Figure 11 : Usure de billes de stéatite (= 3mm) contre de la zircone et des céramiques de revêtement après 200 000 cycles de mastication. (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).

• La zircone glacée présente une perte de substance plus élevée que celle de la zircone polie par augmentation de la rugosité de surface, bien que la surface de la zircone glacée soit lisse avant les tests d'usure. Étant donné que la fine couche de vernis (environ 100 µm) disparaît après une période de fonctionnement, il en résulte une surface rugueuse qui peut agir de manière agressive en tant que surface abrasive.^{15,28}

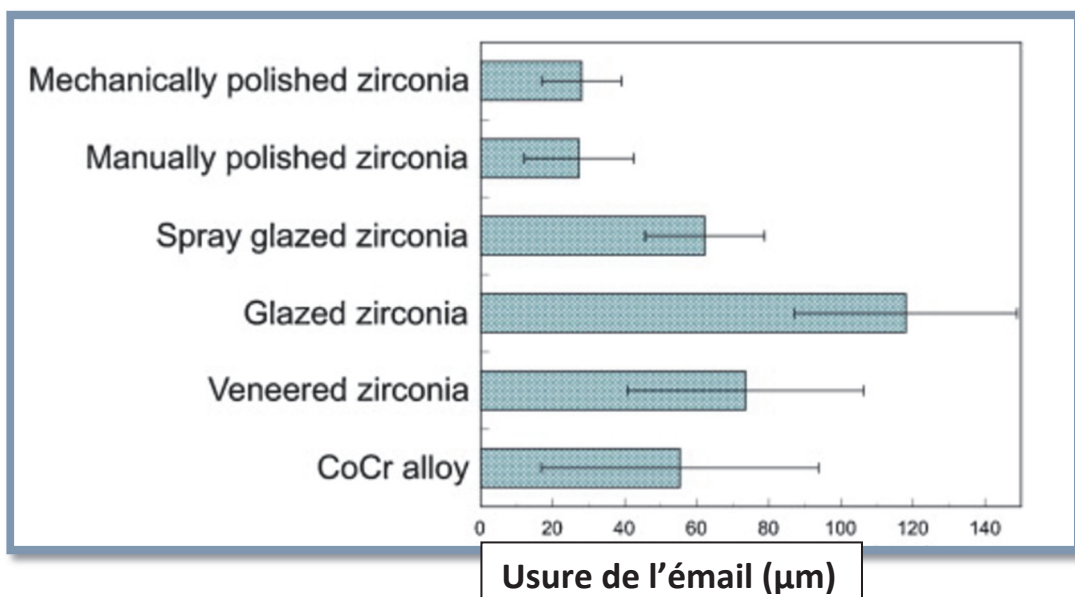


Figure 12 : Perte d'usure de l'émail contre quatre zircones traitées en surface après 1 200 000 cycles de mastication (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).

- La zircone plaquée avec une céramique de revêtement présente une perte d'usure supérieure à celle de la zircone polie, car les vitrocéramiques sont constituées d'un verre et de grains de cristaux de leucite ou de disilicate de lithium. Le verre disparaît facilement après une usure telle que la mastication et par conséquent, les grains sont exposés et agissent comme des matériaux abrasifs. ^{15,28}

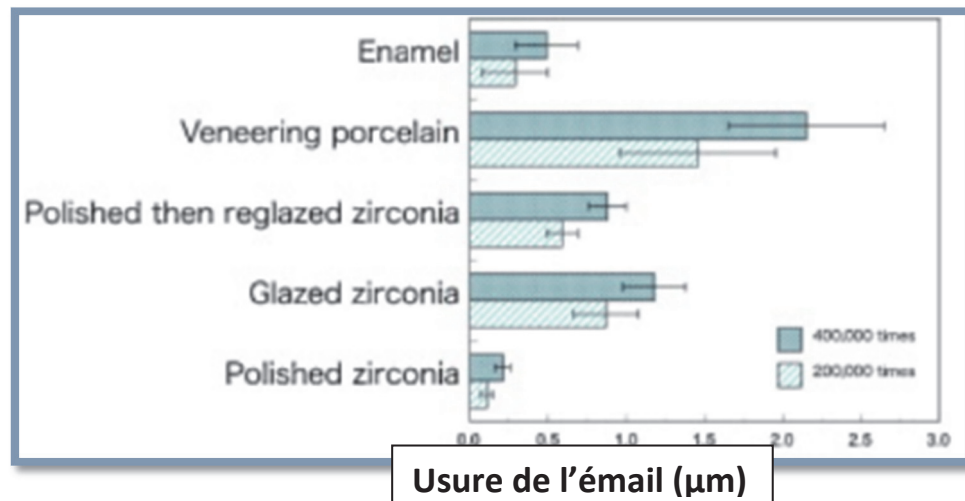


Figure 13 : Perte d'usure de l'émail contre quatre zircones et d'une céramique de revêtement traités en surface après 400 000 cycles de mastication (T. Miyazaki et al., journal of prosthodontic research).

III.7. Attachements et support de prothèse partielle amovible

Par ses propriétés mécaniques et ses conditions de réalisation par CFAO, les couronnes en zircone sont adaptées en tant que support de prothèse amovible et pour la réalisation d'attachements de prothèse composite complexe ou de pilier implantaire. ^{2,104,105,106,107 - *18,19}

Il a été montré que les couronnes en zircones conviennent pour les dents piliers de prothèse amovible (Pihlaja et al. 2015) ¹⁰⁴, cependant, il y a un manque de littérature disponible en ce qui concerne la performance clinique ou efficacité.

On peut retrouver de la prothèse composite simple :



Photographies 15, 16, 17, 18, 19 : bridge monolithique 14-24 en zircone avec fraisage

~Courtoisie Dr. Gotusso



Aspect esthétique favorable étant donné l'état initial avec une opacité toujours marquée.

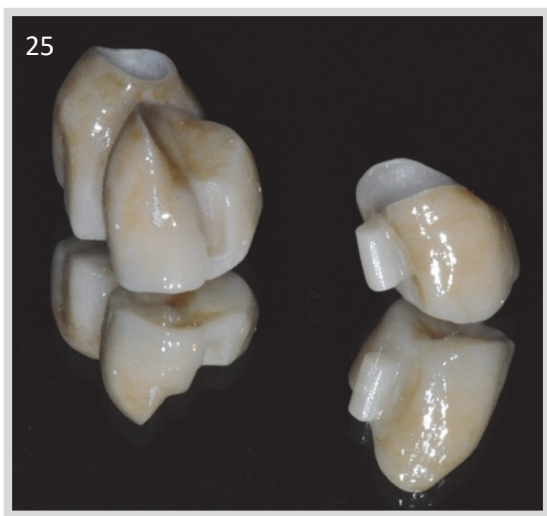
Photographies 20, 21, 22 : bridge monolithique 35-43 en zircone avec fraisages

~Courtoisie Dr. Gotusso)

De la prothèse composite complexe :



Photographies 23, 24 : des attachements sphériques (micro2) ~Courtoisie Dr. Gotusso



Photographie 25 : à tiges (glissières) ~Courtoisie Dr. Gotusso

III.8. Indication

Les indications découlent de deux paramètres essentiels : la résistance mécanique et l'esthétique.

En effet, pour des reconstitutions antérieures l'esthétique sera privilégiée tandis que nous nous intéresserons à la résistance mécanique pour les restaurations postérieures ou de grande étendue.

Les restaurations en zircone doivent répondre à la norme ISO 6872 de 2015 sur les céramiques dentaires ; ISO de classe 4 et 5 suivant leur résistance à la flexion ^{2,11,42,43,113} :

ISO classe 4 correspondant à 500 MPa : Céramique monolithique pour prothèses à trois unités impliquant une restauration molaire. (UT)

ISO classe 5 correspondant à 800 MPa : Céramique monolithique pour les prothèses comportant une sous-structure partiellement ou totalement recouverte d'au moins quatre unités ou une sous-structure entièrement recouverte pour les prothèses de quatre unités ou plus. (HT)

Autrement dit, suivant la zircone utilisée (1^{ère}, 2^{ème} ou 3^{ème} génération) il sera possible d'envisager ^{2,11,42,43,113} :

- 1^{ère} génération (conventionnelle) :

- Couronne unitaire antérieure
- Couronne unitaire postérieure
- Bridge de 3 unités impliquant une molaire
- Bridge de 4 unités ou plus et bridge complet

- 2^{ème} génération (HT) :

- Couronne unitaire antérieure
- Couronne unitaire postérieure
- Bridge de 3 unités impliquant une molaire
- Bridge de 4 unités ou plus et bridge complet

- 3^{ème} génération (UT):

- Couronne unitaire antérieure
- Couronne unitaire postérieure
- Bridge de 3 unités impliquant une molaire



Photographie 26 : bridge complet monolithique (Courtoisie Dr. Gotusso)

La plupart des fabricants recommandent de ne réaliser pas plus de 2 intermédiaires contigus.

Il existe également des contres indications ^{*13,16} :

- En cas de sensibilité du patient à l'oxyde de zirconium (Y-TZP) et / ou à un autre des composants du produit.
- Bruxisme et para-fonctions résistante au traitement
- Plus de 2 intermédiaires contigus
- Place insuffisante

Certaines indications et contres indications dépendent, comme dit précédemment du type de zircone et donc des recommandations des fabricants.

Par l'opacité intrinsèque de la zircone conventionnelle, celle-ci est également indiquée lorsque l'on souhaite camoufler des piliers dyschromiques ou des faux moignons métalliques.

IV. DE L'INTERET DES « FULL ZIRCON » FACE AUX VITROCERAMIQUES MONOLITHIQUES : DISCUSSION

Au cours des dernières années, un nombre croissant de données in vitro et in vivo disponibles ont éclairé les grandes lignes d'un guide d'utilisation rationnel des restaurations, axé sur les avantages et les limitations de matériaux spécifiques en tenant compte des propriétés mécaniques, optiques et biologiques du produit.

Jusqu'à récemment, on estimait que la plupart des prothèses fixes étaient réalisées en céramique stratifiée sur une armature métallique (PFM : Porcelain fused metal). Les propriétés mécaniques ne permettaient pas de réaliser des couronnes uniquement en céramique suffisamment résistantes et durables.

Depuis peu, le métal est remplacé par de la céramique hautement résistante, augmentant le rendu esthétique des restaurations. Le problème de ces restaurations en couche réside dans la délamination de la céramique cosmétique.

Les différences de coefficients d'expansion entraînent l'apparition de défauts entre l'armature et la stratification lors des traitements thermiques finaux. Le principal échec clinique retenu est par conséquent lié à la fracture de la céramique de revêtement.

De nos jours, les restaurations « tout céramique monolithique » sont de plus en plus populaires, et l'avancée de la recherche mène la prothèse fixe vers des couronnes fait d'une seule pièce.

Avant toute chose, il est important de resituer la zircone dans son contexte. Les céramiques dentaires font partie d'une large famille se distinguant les unes des autres par leur composition et leur structure cristalline. ¹¹⁴

On en distingue trois principales :

- Les vitrocéramiques
- Les céramiques infiltrées de verre
- Les oxydes de céramiques

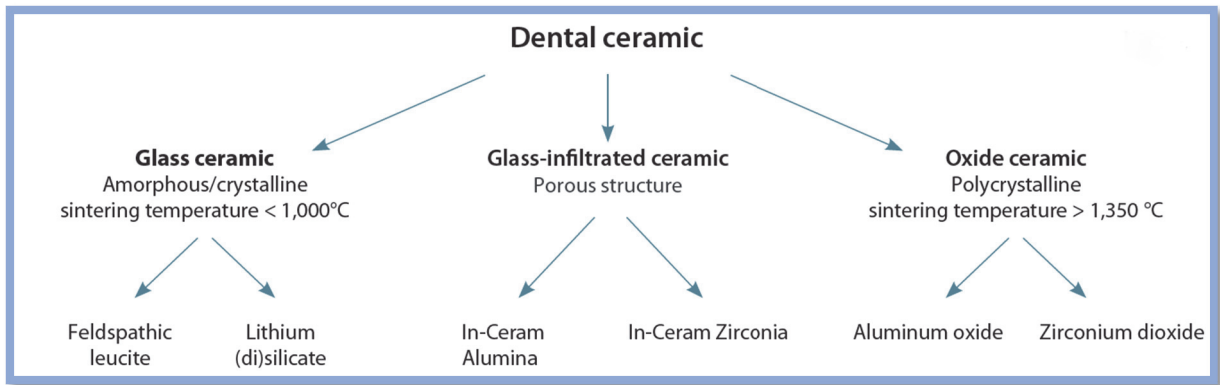


Tableau 6 : Les différents types de céramiques utilisés en dentisterie (B. Stawarczyk et al., Quintessence international) 41

Chacune de ces céramiques possèdent des caractéristiques qui leurs sont propres ; physiques, chimiques et optiques qui engendrent des indications cliniques spécifique.

IV.1. Vitrocéramiques

IV.1.1. Les céramiques feldspathiques renforcées à la leucite

Les céramiques reproduisant au mieux les propriétés optiques des dents naturelles sont des céramiques vitreuses : les céramiques feldspathiques. Composés dérivés de feldspath, de quartz et de kaolin avec une faible quantité de cristaux mais une grande quantité de verre. ^{108,114,115}

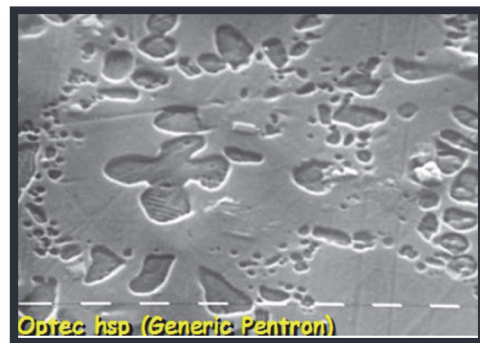


Photo 28 : Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'une vitrocéramique renforcée à la leucite (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114

Les compositions ont évolué, les porcelaines modernes à pâte molle contiennent principalement du feldspath sans quartz ni kaolin. Elles possèdent donc des propriétés esthétiques exceptionnelles et une excellente translucidité.

Cependant ses propriétés mécaniques ne permettent pas de l'utiliser dans un cadre monolithique pour la fabrication de couronnes (les inlay, onlays étant possibles), ce qui a conduit à la réalisation de structure en couches avec une armature moins esthétique mais plus résistante

(métallique ou céramique) sur laquelle est revêtue une céramique moins résistante mais bien plus esthétique. ¹¹⁵

Des méthodes ont été élaborées afin d'augmenter leur résistance (R_f jusqu'à 160Mpa) ; elles consistent à renforcer le matériau par dispersion uniforme de particules de charges au sein de la matrice de verre et de réaliser un traitement thermique appelé « ceraming » (favorisant la croissance cristalline). Les charges utilisées sont de la leucite ; minéraux cristallin présentant un indice de réfraction similaire aux verres feldspathique.

En modifiant la teneur de ces deux composés avec des coefficients d'expansion thermique différents ; il a été possible de l'adapter aux alliages et d'éliminer ainsi les contraintes résiduelles de l'interface armature/revêtement liées à la cuisson. ¹¹⁵

La proportion de phase cristalline est bien plus grande, jusqu'à 45%. ¹¹⁵

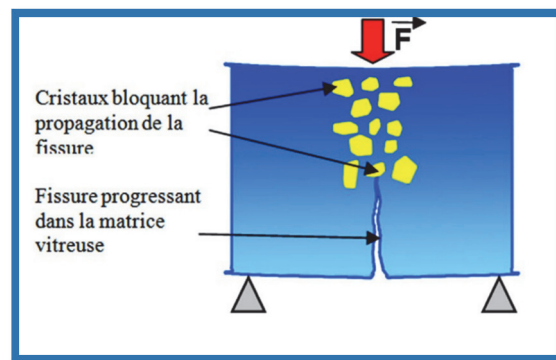


Figure 15 : Renforcement de la céramique par incorporation de particules cristallines (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114

Par l'intermédiaire de l'augmentation de la résistance, il a également été possible de réaliser des couronnes monolithiques par CFAO.

Bien que les céramiques feldspathiques présentent des résultats concernant le taux de survie satisfaisants (T_s : 97% à 3ans), les indications restent limitées par la fragilité du matériau.

Il est possible de réaliser des couronnes unitaires, inlays, onlays ou des facettes.

IV.1.2. Disilicate de lithium

Les vitrocéramiques à base de disilicate de lithium sont beaucoup plus résistantes (Rf ~ 300 à 480 Mpa) grâce à l'augmentation de la phase cristalline (jusqu'à 70%) mais présentent une translucidité plus faible que les céramiques feldspathiques qui reste relativement bonne.

L'augmentation des caractéristiques mécaniques est également liée à un processus de « céramisation », par remplissage de la matrice avec du disilicate de lithium traité thermiquement pour faciliter la précipitation et la croissance des cristallites.^{11,115}



**Photo 29 : Microphotographie en microscopie électronique à balayage de disilicate de lithium
(Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114**

Les résultats à propos du taux de survie sont très bons (Ts : entre 97,4 et 100% à 3 ans), l'éventail d'indication est plus large pour ce matériau que l'on peut utiliser pour des reconstitutions monolithique (non exhaustif) dans la réalisation d'inlays, onlay, des facettes, des couronnes antérieures comme postérieures et de bridges de 3 éléments jusqu'à la seconde prémolaire.^{11,115}

IV.1.3. Vitrocéramique renforcée à la zircon

Plus récemment des vitrocéramiques monolithiques renforcées à la zircon ont fait leurs preuves in vitro avec une résistance à la flexion (~ 520MPa) légèrement supérieure au du disilicate de lithium et des paramètres au niveau de la translucidité légèrement meilleures. Davantage d'études in vivo sont en revanche nécessaires pour valider son utilisation clinique.

IV.2. Les céramiques infiltrées de verre

Elles représentent des systèmes dans lesquels une armature poreuse cristalline est secondairement infiltrée de verre ; avec une concentration plus ou moins importante d'alumine. Suivant l'indication, elle sera standard (In-Ceram Alumina® Rf ~ 550Mpa), plus résistante (In-Ceram Zirconia® Rf ~ 700Mpa) ou plus translucide (In-Ceram Spinelle® Rf ~ 350Mpa).

Ici, la portion cristalline représente 68% du volume total. ^{114,115}

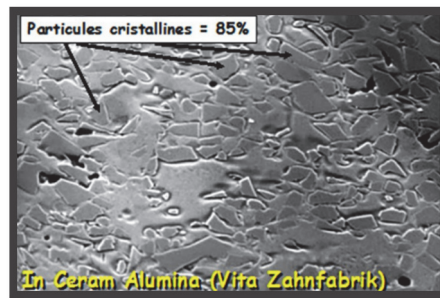


Photo 30 : Microphotographie en microscopie électronique à balayage d'une céramique alumineuse infiltrée de verre (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114

Ces céramiques présentent des propriétés optiques intéressantes, de bonnes caractéristiques mécaniques avec des résultats sur le taux de survie correct mais mitigés (Ts : 87,7 à 100% à 5ans). Les indications restent limitées aux couronnes unitaires antérieures, postérieures et aux bridges antérieurs présentant un seul élément intermédiaire. ¹¹⁵

IV.3. Les oxydes de céramiques

Les céramiques polycristallines à base d'alumine ($R_f \sim 580\text{Mpa}$) ne servent que dans la réalisation d'armatures par la suite vêtues d'une céramique cosmétique. ^{115,*25}

Les céramiques polycristallines à base de zirconie présentent une phase vitreuse négligeable (>99% de phase cristalline) et sont quant à elles les plus résistantes ($R_f \sim 500\text{Mpa}$ à 1200Mpa) mais les moins esthétiques. ^{114,115}

C'est pourquoi les systèmes bicouche et monolithique ont été employés, et chacun présente son inconvénient majeur : le système bicouche avec des échecs principalement dus à la fracture de la céramique de revêtement et le système monolithique avec une opacité trop importante. ^{11,114}

Cette opacité n'empêche pas la zirconie de présenter de nombreuses indications ; d'autant plus qu'il existe depuis peu des progrès importants au niveau de la translucidité, au détriment des propriétés mécaniques élargissant les indications sur les secteurs esthétiques. ¹¹

Bien qu'aucun de ces matériaux ne présente des propriétés cliniques idéales pour des applications universelles ; le monde de l'industrie travaille activement à l'élaboration de nouvelles technologies visant à promouvoir la résistance, l'intégration, l'esthétique, la précision et la capacité de fixation de ces matériaux. ^{11,115}

IV.4. Critères de choix

Comme dit précédemment, les céramiques vitreuses présentent des atouts esthétiques supérieurs mais présentent également des inconvénients ; pratique et cliniques. On peut noter les processus de fabrication plus complexes car élaboré par la main humaine ou une vulnérabilité plus marquée aux fractures. Elles constituent toujours la pratique dentaire traditionnelle mais sont progressivement remplacées par des prothèses monolithiques (Stawarczyk et al, 2017) ; fabriquées à partir de céramiques plus résilientes ; beaucoup moins sensibles aux dommages de surface ou de fracture et avec des processus de fabrication plus rapide. ^{41,42}

Les systèmes monolithiques présentent les perspectives les plus prometteuses en corrélation avec l'application de la CFAO ; le disilicate de lithium comme la zircone ont fait leurs preuves en dentisterie. Dorénavant il est nécessaire approfondir les contrastes qui les définissent.

IV.4.1. Physiques

Il est indéniable que la zircone présente des caractéristiques mécaniques équivalentes ou dépassant largement les limites des autres céramiques monolithiques (suivant la zircone employée).

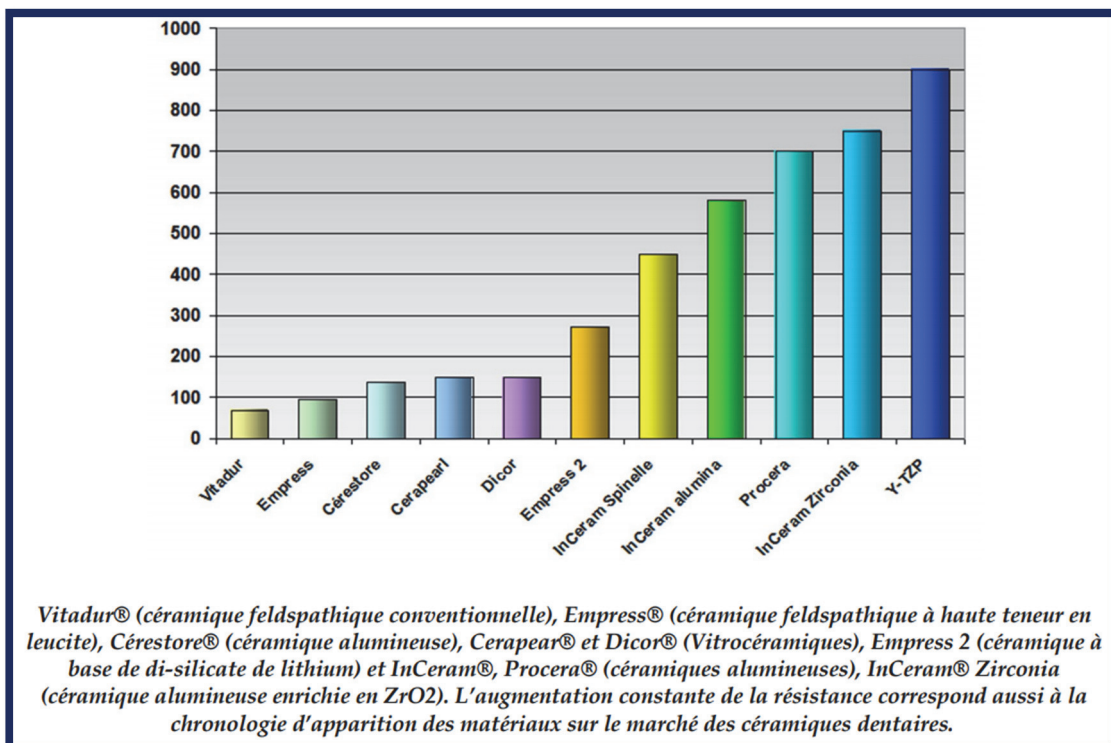


Figure 16 : Résistance à la flexion de différentes céramiques (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114

Bien que les vitrocéramiques assemblées avec des protocoles de mordantage, de silanisation et l'utilisation d'un polymère de collage amènent à une cohésion préparation/restauration avec une contribution intéressante à la résistance à la fracture à long terme, doublant quasiment leur résistance à la rupture ¹⁵ ; les vitrocéramiques non collées ne présentent pas de propriété similaire, avec une ténacité moins importante. Une fissure sera plus susceptible de se propager, notamment dans la masse vitreuse et à l'interface verre-cristal. Les proportions présentes dans ce type de céramiques (jusqu'à 70%) ne font que renforcer le phénomène vis-à-vis de la zircone qui n'en possède qu'une quantité négligeable. ^{108,114}

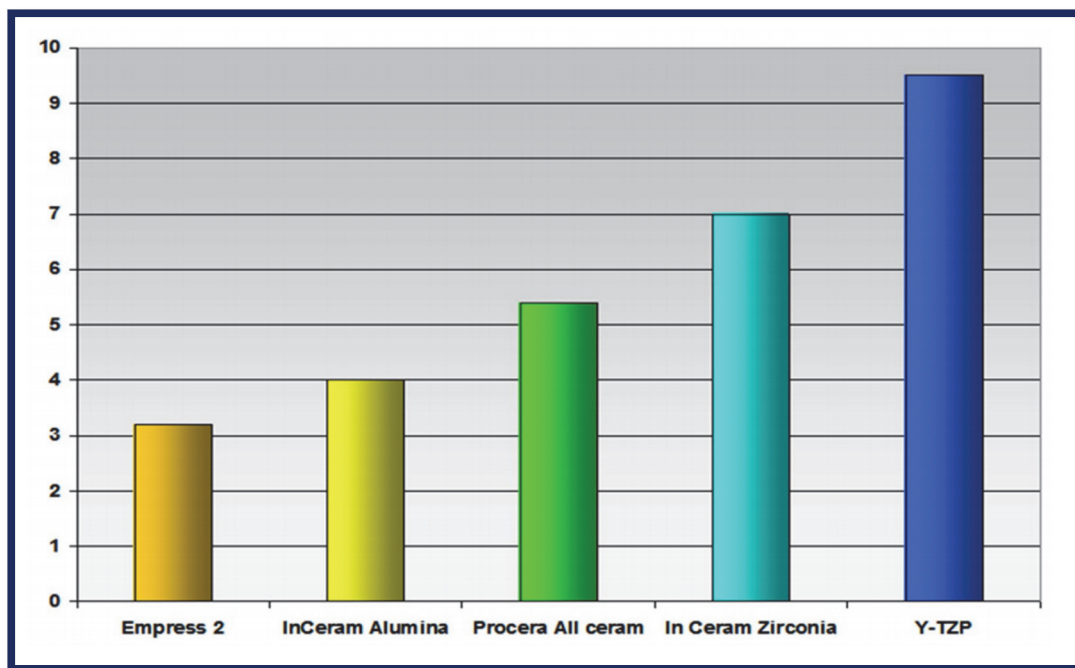


Figure 17 : Ténacité de différentes céramiques sans armature (Dejou J., Société francophone de biomatériaux dentaires) 114

Des doutes persistaient dernièrement sur la durabilité de ces performances étant donné la susceptibilité de la zircone à la dégradation à basse température, mais des publications récentes ont révélé que ce phénomène était négligeable bien qu'il soit à surveiller si des contraintes s'effectuent sur plusieurs dizaines d'années (à l'exception de la 3^{ème} génération qui ne présentent aucune dégradation hydrothermale). ^{41,115}

Un autre élément comparable prend en compte les interactions avec les structures avoisinantes, mais aussi avec les instruments de prophylaxie par exemple. S'agissant des processus d'usure de l'émail antagoniste, la zircone polie est moins abrasive et subit également moins d'usure que le disilicate de lithium bien que celui-ci soit équivalent à l'usure de l'émail contre de l'émail. Il s'agit d'un principe très important car l'usure entraîne une rugosité de surface et par conséquent

l'adhérence bactérienne, l'accumulation de plaque mettant en péril la pérennité des restaurations. ^{63,108,118}

La zircone possède à elle seule un panel d'indication dont elle dispose de l'exclusivité et la multiplicité des types de zircones ne fait qu'affermir le phénomène. ^{63,116}

Autrement dit, toutes les prothèses fixées plurales monolithiques (bridges) de 4 éléments ou plus, nécessitant 2 intermédiaires au plus et les bridges postérieurs peuvent être reconstituées essentiellement en zircone monolithique. Les autres céramiques ne présentant pas les atouts indispensables à ces indications. Elle peut également par ses propriétés mécaniques être employée pour réaliser de la prothèse composite et des bridges complets. ^{2,11,42,43,63,113,116}

IV.4.2. Esthétiques

Les différences fortes liées aux caractéristiques physiques sont aussi perceptibles au niveau esthétique avec la transmission de la lumière ; le disilicate de lithium présentant des caractéristiques optiques supérieures à la zircone comme présenté figure 18. ⁴²

Les études de Stawarczyk et al. ont démontré en utilisant des spécimens identiques que le disilicate de lithium qu'il soit LT (Low Translucy) ou HT (High Translucy) transmettait d'avantage la lumière émise que la zircone. ⁴²

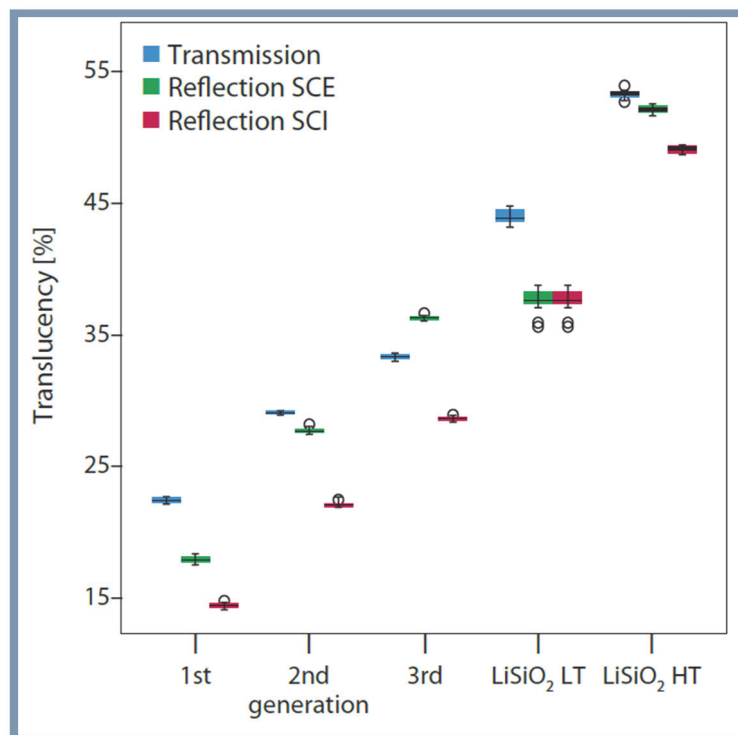


Figure 18 : Graphique représentant la transmission de la lumière des différents matériaux (Stawarczyk et al., Quintessence international)

Les résultats théoriques mettent en évidence une différence significative de transmission, mais qu'en est-il de la perception visuelle réelle ex-vivo et in vivo de ces restaurations ?

À la suite des résultats, les échantillons placés sur une table lumineuse (ex-vivo) ou en bouche (in-vivo) n'ont pas révélé à l'œil nu les mêmes différences. ⁴¹



**Photographie 31 : Comparaison des différents matériaux sur table lumineuse
(de gauche à droite : 1^{ère}, 2^{ème}, 3^{ème} génération, disilicate de lithium LT, HT) ;
(Stawarczyk et al., Quintessence international)**

En effet, comme nous pouvons le constater sur ces photographies ex-vivo, la zircone de 1^{ère} génération est bien plus opaque que celle de 2nd génération, elle-même moins translucide que celle de 3^{ème} génération.

Comme annoncé précédemment par les résultats, la translucidité doit augmenter des zircons de 3^{ème} génération au disilicate de lithium LT, mais ce n'est pas le cas. Le disilicate de lithium LT est apparu moins translucide que la zircone de 3^{ème} génération malgré une translucidité théorique différente. ⁴²

Concernant les photographies in-vivo, la présence d'un pilier implantaire en titane sous-jacent met en évidence les écarts de translucidité entre la zircone et le disilicate de lithium.



Bien que les couronnes les plus translucides se rapprochent plus d'un mimétisme naturel, dans le cas présent une translucidité importante a des effets délétères sur l'aspect esthétique final ; la couleur grise du pilier en titane est visible et le résultat est négatif. Il en est de même pour tout autre pilier coloré (inlay core par exemple) c'est pourquoi une grande translucidité ne peut être toujours considéré comme un avantage. Les meilleurs résultats sont obtenus avec la zircone présentant des capacités de camouflage supérieures.

Il sera indiqué d'utiliser la zircone plus opaque afin masquer un pilier coloré plutôt que du disilicate de lithium. ⁴²

Le choix d'un matériau approprié est un élément essentiel et les cliniciens doivent être familiarisés avec la translucidité des différents matériaux utilisés en CFAO afin de pouvoir répondre de manière appropriée à des situations cliniques spécifiques. ¹¹⁶

Une autre étude de Harada et al. a également mis en évidence l'intérêt de la zircone : bien que sa transmittance n'atteigne pas celle du disilicate de lithium LT (~ 33% et ~ 40% pour 0,5mm ; ~ 23% et ~ 27% pour 1mm respectivement) celui-ci nécessite pour sa réalisation au minimum 1,5 d'épaisseur occlusale quand la zircone n'en demande qu'un seul (voir moins).

Les cliniciens peuvent envisager l'utilisation de zircons à haute translucidité avec des épaisseurs réduites sur le principe de la préparation minimalement invasive lorsque le disilicate de lithium ne le permet pas. ^{41,119}

La clef des prothèses monolithiques en zircone résiderait dans l'amélioration de l'esthétique, bien que les expériences cliniques aient montré que cette intégration ne dépend pas uniquement des propriétés visuelles du matériau mais également du mimétisme des dents adjacentes. Il existe tout de même une réelle difficulté à reproduire les effets esthétiques du bord libre que l'on retrouve avec les céramiques vitreuses. ¹¹⁶ D'où les possibilités de stratification du bord libre ou cut-back.



Photographies 33, 34 : cas clinique de couronnes antérieures en céramique feldspathiques renforcées à la leucite. On note le bleuté du bord libre ~Courtoisie Dr. Gotusso

IV.4.3. Biologiques

Les points forts de ces céramiques résident dans l'intégration de ces matériaux par l'organisme. Elles sont biocompatibles. ^{2,3,5,25,51}

Il n'existe pas de véritable distinction au niveau de la réponse de l'organisme. Tous deux mis en place in vivo entraînent, s'ils sont bien polis une faible accumulation de plaque avec absence de réaction inflammatoire mais aussi une excellente réponse des tissus mous corrélé à l'adhésion, à la prolifération des cellules épithéliales et des fibroblastes gingivaux. ^{2,3,5,25,51}

Ils reproduisent un profil d'émergence gingival au contact de la gencive marginale très naturel et sain dans le contexte d'un bon état de surface. ^{2,3,5,25,51}

IV.4.4. Enjeux sociaux-économiques

La convention signée entre l'Union dentaire, la Confédération nationale des syndicats dentaires qui représentent à eux deux 60 % des chirurgiens-dentistes et l'Assurance Maladie marque un tournant dans la prise en charge des patients. ^{*20,21,22,23}

Elle réoriente durablement et profondément le cadre économique d'exercice des chirurgiens-dentistes, avec une revalorisation des soins et un plafonnement des actes prothétiques.

Dans le cadre de la réforme du 100 % santé reste à charge 0, la fixation des tarifs et des plafonds de vente marquent une baisse du reste à charge pour les patients ; mesure phare du projet de loi de financement de la sécurité sociale 2019. ^{*20,21,22,23}

Le projet prévoit en l'occurrence un plafond de 480 euros pour les couronnes céramique monolithique en zircone (incisives, canines, prémolaires) à compter du 1^{er} Avril 2019. ^{*20,21,22,23}

Celles-ci seront plafonnées à 440 euros à partir du 1^{er} Janvier 2020. ^{*20,21,22,23}

Le constat de départ était que le modèle économique retenu à la fin des années 70 avait atteint ses limites. Il reposait sur l'autorisation d'un espace de liberté tarifaire sur les actes dits « à entente directe » depuis 1978 en contrepartie d'une faible revalorisation des soins conservateurs. La part des actes prothétiques est devenue prépondérante dans les revenus des chirurgiens-dentistes (64 %) alors qu'ils ne représentent que 11 % du volume de leur activité. À l'inverse, le temps consacré à la prévention et aux soins n'a pas été suffisamment valorisé au regard de l'évolution des charges des cabinets dentaires et des technologies innovantes.

On a donc observé une diminution de la part des soins dentaires pris en charge par l'assurance maladie obligatoire (35 %), une hausse de la part prise en charge par les complémentaires (40 %) mais également un reste à charge pour l'assuré se situant à 23 % au global sur le dentaire. Ce reste à charge observé se concentre sur les soins prothétiques où il atteint 40 %, ce qui provoque par ailleurs un niveau important de renoncement aux soins. ^{*20,21,22,23}

Les résultats de la mise en place de cette réforme seront vérifiables dans l'analyse des comportements de chacun : par atténuation voire annihilation du renoncement aux soins par les patients entraînant une augmentation de l'activité du moins des soins prothétiques et donc de l'utilisation de la zircone, ou par diminution de son utilisation par les praticiens, moins lucrative aux vues des charges adossées au cabinet.

Il est à noter qu'une augmentation de l'activité pourrait être associée à un afflux de patient dans un contexte où la prise en charge est menacée dans beaucoup de régions, avec une attente de rendez-vous qui est sans cesse croissante obligeant à refuser des patients ou à les rediriger si l'on ne souhaite pas les laisser plusieurs mois durant.

IV.CONCLUSION

Aujourd'hui, les enjeux thérapeutiques semblent guidés par la morale socio-économique, alors que l'aspiration principale devrait essentiellement être liée aux avantages et aux inconvénients propres des matériaux utilisés en causalité avec leurs caractéristiques mécaniques, biocompatibles et esthétiques, mais également du patient et de la situation clinique.

La prise de décision dépendra bien évidemment des indications ; mais au-delà des indications est à analyser ce qui est souhaitable ; va on préférer un matériau robuste présentant des caractéristiques bien supérieures ou allons-nous aller vers quelque chose de plus fragile mais plus esthétique ? S'agit-il d'un élément unitaire ou de plus longue portée ? Est-il nécessaire de préserver de la substance dentaire en vue d'une conservation de la vitalité pulpaire ? Reposons-nous sur un pilier naturel, reconstitué ou implantaire ?

La diversité des conditions cliniques nous oblige à élaborer une stratégie afin de considérer le meilleur dénouement possible par les nombreux agréments prothétiques qui nous sont proposés. Les tenants sont nombreux et les aboutissants le sont davantage, c'est pourquoi un compromis devra perpétuellement être établi.

Du point de vue de nombreux auteurs et strictement clinique, compte tenu des rapports coût/avantages en termes de besoin esthétique et de résistance structurelle ; le matériau de choix pour les restaurations plurales postérieure de 3 unités ou plus est la zircone. Le disilicate de lithium restait le matériau de prédilection pour des restaurations unitaires antérieures et les petits bridges antérieurs lorsque l'on souhaitait privilégier l'esthétique.

Cependant comme vu précédemment, des paramètres comme la nature du pilier ou la vitalité peuvent influencer la décision d'autant plus que d'autres alternatives s'ouvrent avec l'apparition des zircons hautement translucide ; pouvant être employé dans le secteur antérieur que ce soit en restauration unitaire ou plurale. Dans ce cas, un compromis esthétique et mécanique est choisi.

La zircone n'est pas un matériau parfait, mais sa durabilité et sa polyvalence permet de traiter de nombreuses situations d'autant plus que des progrès considérables ont été faits ces dernières années sur de nombreux aspects, notamment esthétiques. Il présente d'excellents résultats lorsqu'il est réalisé dans de bonnes conditions et son utilisation liée à la CFAO laisse entrevoir l'avenir par la rapidité d'exécution et la précision de réalisation dans un monde où les machines ne cessent de nous substituer.

SITOGRAPHIE

- *¹ - Minor Metals Trade Association (MMTA), Suite 53, 3 Whitehall Court, Londres, SW1A 2EL, Royaume Uni. <https://mmta.co.uk/metals/Zr/>
- *² - « Zircon » , Syndicat des Industriels des Céramiques Techniques. <https://ceramique-technique.com/Iirconia/zircon>
- *³ - « Zirconium » , Société Chimique de France. <http://www.societechimiquedefrance.fr/zirconium.html>
- *⁴ - Zircon Industry Association, Papillon, Springfield Road, Camberley, GU15 1AB, Royaume Uni. <https://www.zircon-association.org/>
- *⁵ - M. D. Dubois du Nihlac, Dr. Zarrine, H. Hauptmann, M. François Lelièvre, M. Alain Lecardonnell, M. Alain Rohr, « La zircon en question... », n°8, p10-12, Centre National d'Innovation et de Formation des Prothésistes Dentaires, <http://zirconlab.arts-techniques-dentaires.com/wp-content/uploads/Tout-ce-que-vous-avez-toujours-voulu-savoir-sur-la-zircon-1-%C3%A8re-partie.pdf>
- *⁶ - Organisation internationale de normalisation (ISO), <https://www.iso.org/fr/about-us.html>, <https://www.iso.org/fr/home.html>
- *⁷ - Etude de la norme « bétons » (norme NF EN 206-1, http://www.ac-grenoble.fr/lycee/roger.deschaux/documents/Cours/Formulaires/Cisaillement/Etude%20de%20la%20norme_Beton_EN206-1.pdf
- *⁸ - P. Badel, « Cours de résistance des matériaux », Ecole des Mines Saint Etienne, Cycle Préparatoire Médecin-Ingénieur 2011-2012, https://www.emse.fr/~badel/12-01-06_COURS_RDM_FULL.pdf
- *⁹ - S. Grange, J. L. Prensier, « Le modèle de Weibull : un critère de rupture probabiliste », juillet 2006, université Paris-Saclay, <https://eduscol.education.fr/sti/sites/eduscol.education.fr/sti/files/ressources/pedagogiques/7594/7594-le-modeke-de-weibull-un-critere-de-rupture-probabiliste-ens.pdf>
- *¹⁰ - Base documentaire, Société Thermo-concept, <https://www.thermoconcept-sarl.com/documents/conductivite-thermique/>

- *11 - Technical guide, KATANA™ zirconia, Kuraray Noritake, (https://www.kuraraynoritake.com/world/product/cad_materials/pdf/katana_zirconia_technical_guide.pdf)
- *12 - Fiche Labocast, LAVA™, 3M-ESPE, (<https://www.labocast.org/dentaires/zircone-lava-plus.htm#zircone>).
- *13 - ZirCAD laboratoire, Mode d'emploi IPS e.max®, Ivoclar Vivadent®, (<https://www.ivoclarvivadent.fr/IPS+e-max+ZirCAD+Laboratoire+Dentaire>).
- *14 - Zirlux®, Directives de préparation, Henry-Schein, (https://www.zirlux.fr/assets/sites/6/2018/06/17ZX7521-Prep-Guide_french.pdf), (https://www.zirlux.fr/assets/sites/6/2018/01/Zirlux-16-Step-by-Step_French.compressed.pdf)
- *15 - fiche Labocast, <https://www.labocast.org/dentaires/prothese-zirconium.htm>
- *16 - Brochure Cercon® base, Cercon® ht, Cercon® xt, Description du produit et mode d'emploi, Dentsply Sirona, (https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/CAD_CAM_materials/Materials/Zirconia/Cercon_ht_disc_105_mm/DFU_Cercon_base_ht_xt_105mm_50537618_2017_07.pdf), (https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/web/France/Support/Brochure/2016/008_1601_brochure_cercon_ht_TCT.pdf), (https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Prosthetics/CAD_CAM_materials/Materials/Zirconia/Cercon_xt_disc/BRO_Cercon_EN_lowres.pdf)
- *17 - Guide du collage, Ivoclar vivadent, (<https://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/chirurgien-dentiste/produits/collage-scellement/guideducollage>)
- *18 - Catalogue attachements, Laboratoire de prothèse « Cendre + Métaux », 2015, <http://www.cmdental.fr/medias/files/dental-book-2015-fr-web-weitere.pdf>
- *19 - Catalogue attachements, Laboratoire de prothèse « Brédent GmbH & Co.KG », <http://www.bredent.com/fr/bredent/download/33337/>
- *20 - « 100 % santé : nouveaux tarifs des soins dentaires au 1er avril 2019 », Previsissima, tout sur ma protection sociale, Avril 2019, <https://www.previsissima.fr/actualite/id-100-sante-nouveaux-tarifs-des-soins-dentaires-au-1er-avril-2019.html>

- *21 - « Soins et prothèses dentaires : vos remboursements », Ameli.fr, Avril 2019, <https://www.ameli.fr/chirurgien-dentiste/actualites/une-convention-qui-reoriente-la-prise-en-charge-et-la-remuneration-des-soins-dentaires>
- *22 - « Prothèses et autres tarifs de soins dentaires : ce qui change à compter du 1er avril », bfmtv.com, Avril 2019, <https://www.bfmtv.com/economie/protheses-et-autres-tarifs-des-soins-dentaires-voici-tout-ce-qui-change-a-compter-du-1er-avril-1664030.html>
- *23 - <https://www.zirkonzahn.com/assets/files/brochueren/FR-Depliant-La-zicone-Information-pour-le-praticien-web.pdf>
- *25 - Fiche produit “VITA In ceram[®] for InLab[®]”, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Postfach 1338, D-79704 Bad Sackingen, Allemagne, https://www.dts-shop.com/fileadmin/media/ga/09302_ga_fra.pdf.
- *26 - P. Miara, céramo-céramique, fiche technique labocast, <https://www.labocast.org/dentaires/ceramo-ceramique.htm>
- *27 - « CoJet[™], intraoral adhesive repair system, 3M ESPE, <http://www.denta.be/pdf/3M-CoJet.pdf>

BIBLIOGRAPHIE

- 1- Pilathadka S., Vahalová D., Vosáhlo T. “The Zirconia : A New Dental Ceramic Material. An Overview”, Prague Medical Report / Vol. 108 (2007) No. 1, p. 5–12, Department of Stomatology, Faculty of Medicine Hradec Králové, Charles University in Prague, Czech Republic Received December 11, 2006; Accepted February 23, 2007.
- 2- Vagkopoulou Thaleia, Koutayas Spiridon Oumvertos, Koidis Petros, Strub Jörg Rudolf, “Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic.”, European Journal of Esthetic Dentistry. 2009, Vol. 4 Issue 2, p130-151. 22p.
- 3- Ossama SalehAbd El-Ghany, Ashraf HuseinSherief, “Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects: Review”, Future Dental Journal Volume 2, Issue 2, December 2016, Pages 55-64
- 4- Buijs J. Zirconie : un matériau méconnu. Stratégie prothétique 2003 ; 3(1) : 39-42
- 5- Chandkiram Gautam, Jarin Joyner, Amarendra Gautam, Jitendra Ra a Robert Vajtai “Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications” Dalton Transaction. 2016 Dec 6;45(48):19194-19215.
- 6- Y. Mahiat, “La zircone : cette méconnue”, Stratégie prothétique, 2006, Vol. 6, N°1
- 7- Paolo Francesco Manicone, Pierfrancesco Rossi Lommetti, Luca Raffaelli “ An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications“ Journal of Dentistry Volume 35, Issue 11, November 2007, Pages 819-826
- 8- Manicone PF, Rossi Immoetti P,Raffaelli L. “Anoverview of zirconia ceramics : basic properties and clinical applications”. Journal of dental research 2007 ; 35(11) : 819-826.
- 9- Christian Schriwer Anneli Skjold Nils Roar Gjerdet Marit Øilo “Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture”, Dental Materials, Volume 33, Issue 9, September 2017, Pages 1012-1020
- 10- Emily R. Batson, Lyndon F. Cooper, Ibrahim Duqum, Gustavo Mendonça “Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology” Journal of prothetic dentistry” October 2014, Volume 112, Issue 4, Pages 770–777
- 11- F. Zarone, M. I. Di Mauro, P. Ausiello, G. Ruggiero & R. Sorrentino, “Current status of lithium disilicate and zirconia : a narrative review”, BMC oral health 19, article 134, July 2019
- 12- Sung Joon Kwon, Nathaniel C. Lawson, Edward E. McLaren, Amir H. Nejat, John O. Burgess “Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate” The Journal of Prosthetic Dentistry, Volume 120, Issue 1, July 2018, Pages 132-137
- 13- K. Nakamura, M. Mouhat, J. Magnus Nergård, S. J. Læg Reid, T. Kanno, P. Milleding, U. Örtengren, “Effect of cements on fracture resistance of monolithic zirconia crowns”, Acta Biomaterialia Odontologica Scandinavica. 2016 December ; 2(1) : p12–19.

- 14- J. Ferrand, « Stabilisation en phase quadratique de zircone déposée par PEALD : application aux capacités MIM » , thèse soutenue le 10 juillet 2015 à l'Université Grenoble Alpes.
- 15- G. Laborde, P. Margossian, "Restaurations céramo-céramiques", Encyclopédie médico-chirurgicale, 2007, 23-272-C15 ; p1-9
- 16- H. Elsner, "Zircon – Insufficient supply in the future" ? German Mineral Resources Agency (DERA), Février 2013.
- 17- M. Lines, "Zircon market trends & outlook 2016" , Stratum Resources.
- 18- A. Stwertka, "A Guide to the Elements", 3rd Edition, Oxford University Press, 2012
- 19- B. S. Van Gosen, D. L. Fey, A. K. Shah, P. L. Verplanck, T. M. Hoefen, "Deposit Model for Heavy-Mineral Sands in Coastal Environments", USGS, Scientific Investigations Report 2010-5070-L, 2014.
- 20- M. Hope, "Mineral sands sector" , Crédit Suisse, mars 2014.
- 21- Iluka, "Ceramics Tile Study", mars 2014.
- 22- Iluka, "Mineral sands, technical information", "Mineral Sands Industry Information", novembre 2018.
- 23- A. J. Manhique, "Optimisation of alkali-fusion process for zircon sands : A kinetic study of the process", MSc dissertation, Université de Pretoria, Pretoria, Afrique du Sud, 2003.
- 24- Y. Mahiat, P. Kussel, Prothèses transvissées-collées en zircone, Stratégie prothétique, 2009, p85-96
- 25- K. Sivaraman, A. Chopra, A. I. Narayan, D. Balakrishnan, "Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review", Journal of Prosthodontic Research, Volume 62, Issue 2, April 2018, Pages 121-133
- 26- P. Christel, A. Meunier, M. Heller, J. P. Torre, C. N. Peille, "Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia", Journal of Biomedical Materials Research, 1989 Vol. 23, p45-61
- 27- Walaa Magdy Ahmed, Mohamed-Nur Abdallah, Anthony P. McCullagh, Chris C.L. Wyatt, Tom Troczynski, Ricardo M. Carvalho « Marginal Discrepancies of Monolithic Zirconia Crowns: The Influence of Preparation Designs and Sintering Techniques "Journal of Prosthodontics 2019 Mar;28(3):288-298. Doi: 10.1111/jopr.13021. Epub 2019 Jan 27.
- 28- Takashi Miyazaki, Takashi Nakamura, Hideo Matsumura, Seiji Band, Taira Kobayashi "Current status of zirconia restoration" Journal of Prosthodontic Research Volume 57, Issue 4, October 2013, Pages 236-261
- 29- Tariq F. Alghazzawi, "Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation", Journal of prosthodontic research, Volume 60, 2016, p72-84
- 30- B. Pelissier, "Matériaux, clinique et CFAO dentaire", Le fil dentaire, n°63, mai 2011, p60-62

- 31- Satoshi OMORI, Wataru KOMADA, Keiichi YOSHIDA and Hiroyuki MIURA “Effect of thickness of zirconia-ceramic crown frameworks on strength and fracture pattern” *Dental Materials Journal* 2013; 32(1): 189–194
- 32- Spitznagel, F. A., Boldt, J., Gierthmuehlen, P. C. , “CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth.”, *Journal of Dental Research*. Sep2018, Vol. 97 Issue 10, p1082-1091. 10p. 2 Diagrams, 1 Chart, 1 Graph.
- 33- J. Dejou, “Les céramiques”, Société francophone de biomatériaux dentaires, support de cours, 2009-2010
- 34- Elshiyab Shareen Hayel, Nawafleh Noor, George Roy, ”Survival and testing parameters of zirconia-based crowns under cyclic loading in an aqueous environment: A systematic review.“ *Journal of Investigative & Clinical Dentistry*. Nov2017, Vol. 8 Issue 4, page 14.
- 35- A. Worni, J. Katsoulis, L. Kolgeci, M. Worni, R. Mericske-Stern, “Monolithic zirconia reconstructions supported by teeth and implants: 1- to 3-year results of a case series.”, *Quintessence international*, 2017, n°6, p459-467
- 36- S.H. Elshiyab, N. Nawafleh, L. Walsh, R. George, “Fracture resistance and survival of implant-supported, zirconia-based hybrid-abutment crowns: Influence of aging and crown structure.”, *Journal of investigative and clinical dentistry*, August 2018, volume 9, issue 4.
- 37- A. S. Bidra, M. Tischler, C. Patch, “Survival of 2039 complete arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A retrospective study.”, *Journal of prosthetic dentistry*, February 2018, Volume 119, Issue 2, Pages 220–224
- 38- A. Lebras, « Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire », *Stratégie prothétique*, 2003 ; 3(5) : p351-362
- 39- D. Suttor, “LAVA zirconia crowns and bridges”, *International Journal of Computerized Dentistry*, 2004 ; 7(1) : 67-76
- 40- YuZhang, « Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent” *Dental Materials* Volume 30, Issue 10, October 2014, Pages 1195-1203
- 41- B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, N. Lümke mann, “Three generations of zirconia : From veneered to monolithic. Part I”, *Quintessence international*, April 2017, n°5, p369-380
- 42- B. Stawarczyk, C. Keul, M. Eichberger, D. Figge, D. Edelhoff, N. Lümke mann, “Three generations of zirconia : From veneered to monolithic. Part II”, *Quintessence international*, June 2017, n°6, p441-450
- 43- Michele Carrabba, Andrew J.Keeling, Aziz Aziz, Alessandro Vichi, Riccardo Fabian Fonzar, David Wood, Marco Ferrari “Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test” *Journal of Dentistry*, Volume 60, May 2017, Pages 70-76
- 44- Swab JJ. “Low temperature degradation of Y-TZP materials”, *Journal of Materials Science*, 1991 ; 26 : 6706–6714.

- 45- Gatard F. « Le scellement des restaurations céramiques à base d'alumine ou de zircone ». *Stratégie prothétique* 2004 ; 4(1) : 69-74
- 46- E. Camposilvan, R. Leone, L Gremillard, R Sorrentino, F. Zarone, M. Ferrari M, J. Chevalier, "Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications", *Dental Material*, 2018 ; 34 (6) : p879–890.
- 47- Y. Josset, Z. Oum Hamed, A. Zarrinpour, M. Lorenzato, J. J. Adnet and D. Laurent-Maquin, *Journal of Biomedical Materials. Research*, 1999, 47, 481–493.
- 48- M. Uo, G. Sjogren, A. Sundh, F. Watari, M. Bergman, U. Lerner, "Cytotoxicity and bonding property of dental ceramics", *Dental Materials*, 2003 ; 6 (19) : 487e92.
- 49- P. S. Christel, *Bulletin of Hospital Joint Disdeases Orthopaedic. Institute*, 1989, 49 (2), 170–177.
- 50- Y. Ichikawa, Y. Akagawa, H. Nikai, H. Tsuru, "Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo", *Journal of Prosthetic Dentistry*, 1992 ; 68 (2) : 322e6.
- 51- K. Kuhn, H. Rudolph, M. Graf, M. Moldan, S. Zhou, M. Udart, A. Böhmler, R. G. Luthardt, "Interaction of titanium, zirconia and lithium disilicate with peri-implant soft tissue: study protocol for a randomized controlled trial", *Trials*, October 2015 ; 16 : p467.
- 52- T. Linkevicius, J. Vaitelis, "The effect of zirconia or titanium as abutment material on soft peri-implant tissues: a systematic review and meta-analysis", *Clinical Oral Implants Research*, September 2015 ; Vol. 26 Suppl. 11 : 139-147.
- 53- 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 ». *Journal of Periodontology* 2004 ; 75 (2) : 292e6.
- 54- Van Brakel, R., Cune, M.S., van Winkelhoff, A.J., de, P.C., Verhoeven, J.W. & Van der Reijden, W. (2011a) "Early bacterial colonization and soft tissue health around zirconia and titanium abutments : an in vivo study in man". *Clinical Oral Implants Research*, 22 : 571–577.
- 55- M. Degidi, L. Artese, A. Scarano, V. Perrotti, P. Gehrke and A. Piattelli, *J. Periodontol.*, 2006, 77, 73–80.
- 56- F. P.Nothdurft, P. R. Pospiech, "Clinical evaluation of pulpless teeth restored with conventionally cemented zirconia posts: a pilot study", *Journal of Prosthetic Dentistry* 2006 ; 95 (4) : 311e4.
- 57- H. J. Nickenig, K. Andreas Schlegel, M. Wichmann, S. Eitner, "Expression of interleukin 6 and tumor necrosis factor alpha in soft tissue over ceramic and metal implant materials before uncovering: a clinical pilot study", *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2012 ; 27 : 671–6.
- 58- L. Rimondini, L. Cerroni, A. Carrassi, P. Torricelli, "Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study", *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2002 ; 17 (6) : 793e8.

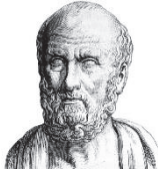
- 59- Scarano A, Di Carlo F, Quaranta M, Piattelli A. “Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits”. *Journal of Oral Implantology* 2003 ; 29 (1) : 8e12.
- 60- Bachle, Kohal RJ, Weng D, M, Strub JR. “Loaded custommade zirconia and titanium implants show similar osseointegration : an animal experiment”. *Journal of Periodontology*, 2004 ; 75 : 1262–1268.
- 61- M. Øilo, K. Kvam, N. R. Gjerdet, “Load at fracture of monolithic and bilayered zirconia crowns with and without a cervical zirconia collar”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016 ; 115(5) : 630–636.
- 62- G. Mitov, Y. Anastassova-Yoshida, F. P. Nothdurft, C. von See, P. Pospiech, “Influence of the preparation design and artificial aging on the fracture resistance of monolithic zirconia crowns”, *Journal Advanced Prosthodontics*. 2016 February ; 8 (1) : p30–36.
- 63- G. K. R. Pereira, P. Graunke, A. Maroli, C. P. Zucuni, C. Prochnow, L. F. Valandro, R. A. Caldas, A. Bacchi, “Lithium disilicate glass-ceramic vs translucent zirconia polycrystals bonded to distinct substrates: Fatigue failure load, number of cycles for failure, survival rates, and stress distribution”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 91, March 2019, Pages 122-130
- 64- K. Nakamura, A. Harada, R. Inagaki, T. Kanno, Y. Niwano, P. Milleding, U. Örtengren, “Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness”, *Acta Odontologica Scandinavica*, 2015 ; 73(8) : p602-608.
- 65- R. Sorrentino, C. Triulzio, M. G. Tricarico, G. Bonadeo, E. F. Gherlone, M. Ferrari, “In vitro analysis of the fracture resistance of CAD-CAM monolithic zirconia molar crowns with different occlusal thickness”, *Journal of Mechanical Behavior Biomedical Materials*, 2016 August ; 61 : p328-333.
- 66- R. W. Li, T. W. Chow, J. P. Matinlinna, “Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art”, *Journal of Prosthodontic Research*, October 2014 ; 58 (4) : 208-16
- 67- P. C. Guess, Y. Zhang, J. W. Kim, E. D. Rekow, V. P. Thompson, “Damage and reliability of Y-TZP after cementation surface treatment”, *Journal of Dental Research*, 2010 ; 89 : 592-596
- 68- Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV, “Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic”, *Journal of Dentistry*, 2005, 33 : 9-18.
- 69- C. P. Zucuni, L. F. Guilardi, M. P. Rippe, G. K. R. Pereira, L. F. Valandro, “Polishing of Ground Y-TZP Ceramic is Mandatory for Improving the Mechanical Behavior”, *Brazilian Dental Journal*, September 2018, vol. 29, no.5
- 70- Luthardt RG, Holzhueter M, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 2002, 81 : 487-491.
- 71- Luthardt RG, Holzhueter MS, Rudolph H, Herold V, Walter MH (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia, *Dental Materials*, 20 : 655-662.

- 72- Wang H, Aboushelib MN, Feilzer AJ, “Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks”. *Dental Materials*, 2008, 24 : 633-638.
- 73- H. Fischer, P. Weinzierl, M. Weber, R. Marx, “Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik” (Finishing-induced damage to dental ceramic). *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift Dtsch*, 1999 ; 54 : p484-488.
- 74- Zhang Y, Lawn BR, Rekow ED, Thompson VP (2004). Effect of sandblasting on the long-term performance of dental ceramics. *Journal of Biomedical Material Research part B*, 71 : 381-386.
- 75- Kitayama S, Nikaido T, Takahashi R, Zhu L, Ikeda M, Foxton RM, “Effect of primer treatment on bonding of resin cements to zirconia ceramic”. *Dental Materials*, 2010 ; 26 : 426e32.
- 76- Nakayama D, Koizumi H, Komine F, Blatz MB, Tanoue N, Matsumura H. “Adhesive bonding of zirconia with single-liquid acidic primers and a tri-n-butylborane initiated acrylic resin”. *Journal Adhesive Dentistry*, 2010 ; 12 : 305 – 10.
- 77- Piascik JR, Wolter SD, Stoner BR. “Development of a novel surface modification for improved bonding to zirconia”. *Dental Materials*, 2011 ; 27 (5) : e99e105.
- 78- Cazier S, Amar J., « Procédure de collage au métal : exemple de l’assemblage d’une attelle coulée en alliage noble », *Alternative*, 2005 ; n°27 : p13–22
- 79- Tanaka R, Fujishima A, Shibata Y, Manabe A, Miyazaki T. “Cooperation of phosphate monomer and silica modification on zirconia”. *Journal of Dental Research*, 2008 ; 87 : 666–70.
- 80- Özcan M, Vallittu PK. “Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics”. *Dental Materials*, 2003 ; 19 : 725–31.
- 81- Sahafi A, Peutzfeld A, Asmussen E, Gotfredsen K. “Effect of surface treatment of prefabricated posts on bonding of resin cement”. *Operative Dentistry* 2004 ; 29 : 60–8.
- 82- Ernst CP, Cohnen U, Stender E, Willershausen B. “In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents”. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2005 ; 93 : 551–8.
- 83- Piwowarczyk A, Lauer HC, Sorensen JA. “The shear bond strength between luting cements and zirconia ceramics after two pre-treatments”. *Operative Dentistry*, 2005 ; 30 : 382–8.
- 84- Lüthy H, Loeffel O, Hammerle CH. “Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic”. *Dental Materials*, 2006 ; 22 : 195–200.
- 85- 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”. *Dental Materials*, 2010 ; 26 : 426e32.
- 86- Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hammerle F. “Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists”. *Acta Odontol Scand* 2013;71:102–12.

- 87- F. Campos, L. F. Valandro, S. A. Feitosa, C. J. Kleverlaan, A. J. Feilzer, N. de Jager, M. A. Bottino, “Adhesive Cementation Promotes Higher Fatigue Resistance to Zirconia Crowns”, *Operative dentistry*, March 2017 ; 42 (2) : 215-224
- 88- G. K. R. Pereira, T. Silvestri, M. Amaral, M. P. Rippe, C. J. Kleverlaan, L. F. Valandro, “Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging”, *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2016 August ; 61 : p45-54.
- 89- K. S. Dapieve, L. S. F. Guilardi, T. Silvestri, M. P. Rippe, G.K.R. Pereira, L. F. Valandro, “Mechanical performance of Y-TZP monolithic ceramic after grinding and aging: Survival estimates and fatigue strength”, *Journal of Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018 November ; 87 : p288-295.
- 90- Jung Y-S, Lee J-W, Choi Y-J, Ahn J-S, Shin S-W, Huh J-B. A study on the in-vitro wear of the natural tooth structure by opposing zirconia or dental porcelain. *J Adv Prosthodont* 2010;2:1111–5.
- 91- Sorensen JA, Sultan EA, Sorensen PN. “Three-body wear of enamel against full crown ceramics”. In: 89th IADR; 2011 [Abstr. No. 1652].
- 92- Yang DH, Park JH, Yang HS, Park SW, Lim HP, Yun KD, et al. “Antagonist enamel wear to 3 CAD/CAM full contour zirconia ceramics”. In: 90th IADR; 2012 [Abstr. No. 1381].
- 93- Basunbul G, Nathanson D. “Human enamel wear against four dental ceramics in vitro”. In: 89th IADR; 2011 [Abstr. No. 1650].
- 94- Janyavula S, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, Burgess JO. “The wear of polished and glazed zirconia against enamel”. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2013;109:22–9.
- 95- Kuretzky T, Urban M, Dittmann R, Peez R, Mecher E. “Wear behaviour of zirconia compared to state-of-the-art ceramics”. 89th IADR; 2011
- 96- Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. “Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia”. *Acta Odontol Scand* 2013 ; 71 : 482–7.
- 97- C. Larsson, L. Holm, N. Lovgren, Y. Kokubo, P. V. Von Steyern, “Fracture strength of 4-unit T-TZP fixed partial denture cores designed with varying connector diameters: an in vitro study”. *Journal of oral rehabilitation*, 2007 ; 34(9) : p702-709.
- 98- T. A. Hamza, M. A. Attia, M. M. El-Hossary, I. E. Mosleh, T. E. Shokry, A. G. Wee, “Flexural strength of small connector designs of zirconia-based partial fixed dental prostheses”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016 Febuary ; 115 (2) : p224-229.
- 99- M. Schmitter, K. Mussotter, P. Rammelsberg, T. Stober, B. Ohlmann, O. Gabbert, “Clinical performance of extended zirconia frameworks for fixed dental prostheses: two-year results”, *Journal of Oral Rehabilitation*, 2009 August ; 36 (8) : p610-615.
- 100- K. Onodera, T. Sato, S. Nomoto, O. Miho, M. Yotsuya, “Effect of connector design on fracture resistance of zirconia all-ceramic fixed partial dentures”, *The Bulletin of Tokyo Dental College*, 2011 ; 52 (2) : p61-67.

- 101- Oh W, Anusavice KJ, Effect of connector design on the fracture resistance of allceramic fixed partial dentures. *Journal of Prosthet Dent* 87:536-542.
- 102- Oh W, Götzen N. Anusavice KJ (2002) Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures. *J Dent Res* 81:623-627.
- 103- Plengsombut K, Brewer JD, Monaco EA Jr, Davis EL. “Effect of two connector designs on the fracture resistance of all-ceramic core materials for fixed dental prostheses », *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2009 ; 101 : 166-73.
- 104- J. Pihlaja, R. Näpänkangas, R. Kuoppala, A. Raustia, “Veneered zirconia crowns as abutment teeth for partial removable dental prostheses: a clinical 4-year retrospective study”, *Journal of Prosthetic Dentistry*. 2015 November ; 114(5) : 633-636
- 105- N. M. Bühler, E. Teubner, C. P. Marinello, « La zircone dans le domaine de la prothèse amovible Présentation d’un cas clinique », *Revue mensuelle suisse d’odontostomatologie*, Août 2011, Vol. 121, p669-678
- 106- D. N. M. Gouveia, M. E Razzoog, M. F Alfaro, “A fully digital approach to fabricating a CAD-CAM ceramic crown to fit an existing removable partial denture”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, 2019 Apr ; 121(4) : 571-575.
- 107- S. O. Koutayas, T. Vagkopoulou, S. Pelekanos, P. Koidis, J. R. Strub, “Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough”, *European Journal of Esthetic Dentistry*, 2009 Winter ; 4(4) : 348-380.
- 108- Y. Zhang, B.R. Lawn, “Novel Zirconia Materials in Dentistry”, *Journal of Dental Research*, 2018 February; 97(2): p140–147.
- 109- S. Ghodsi, Z. Jafarian, “A Review on Translucent Zirconia”, *European Journal of Prosthodontic Restoration Dentistry*, 2018 May 30 ; 26(2) : 62-74.
- 110- D. Rondoni, “Zirconia: some practical aspects from the technologist's point of view“, *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 2016 Summer ; 11 (2) : p270-274.
- 111- C. Johansson, G. Kmet, J. Rivera, C. Larsson, P. V. Von Steyern, “Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns”, *Acta Odontologica Scandinavica*, 2014 Feb ; 72(2) : 145-153.
- 112- A. Sulaiman, A. A. Abdulmajeed, T. E. Donovan, L. F. Cooper, R. Walter, “Fracture rate of monolithic zirconia restorations up to 5 years: A dental laboratory survey”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, Volume 116, Issue 3, September 2016, Pages 436-439
- 113- M. Carrabba, A. J. Keeling, A. Aziz, A. Vichi, R. F. Fonzar, D. W. M. Ferrari, “Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test, *Journal of Dentistry*, Volume 60, May 2017, Pages 70-76
- 114- J. Dejou, “Les céramiques”, *Société francophone de biomatériaux dentaires*, support de cours, 2009-2010

- 115- R. W. Li, T. W. Chow, J. P. Matinlinna, “Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art”, *Journal of Prosthodontic Research*, October 2014 ; 58 (4): 208-16
- 116- N. Sen, Y. O. Us, “Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, April 2018 ; 119 (4) : 593-599.
- 117- N. C. Lawson, S. Janyavula, S. Syklawer, E. A. McLaren, J. O. Burgess, “Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing”, *Journal of Dentistry*, Volume 42, Issue 12, December 2014, Pages 1586-1591
- 118- K. Harada, A. J. Raigrodski, K. H. Chung, B. D. Flinn, S. Dogan, L. A. Mancl, “A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations”, *Journal of Prosthetic Dentistry*, August 2016 ; 116 (2) : 257-63.
- 119- T. Sato, M. Shimada, Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO₂ polycrystals by annealing in water. *Journal American Ceramic Society*, 1985 ; 86 : 356–359.
- 120- T. Gray, “The Elements, A Visual Exploration of Every Known Atom in the Universe”, Black Dog & Leventhal Publishers Inc, NY, 2009
- 121- M. Bartala, J.-P. Blanchard, A. Soenen, Chapitre 10 - Prothèse fixée, *Guide clinique d’odontologie* 2011, Pages 213-228



SERMENT MEDICAL

En présence des Maîtres de cette Faculté, de mes chers condisciples, devant l'effigie d'HIPPOCRATE.

Je promets et je jure, d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité dans l'exercice de la Médecine Dentaire.

Je donnerai mes soins à l'indigent et n'exigerai jamais un salaire au-dessus de mon travail, je ne participerai à aucun partage clandestin d'honoraires.

Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis dans l'intérieur des maisons, mes yeux ne verront pas ce qui s'y passe, ma langue taira les secrets qui me seront confiés et mon état ne servira pas à corrompre les mœurs ni à favoriser le crime.

Je ne permettrai pas que des considérations de religion, de nation, de race, de parti ou de classe sociale viennent s'interposer entre mon devoir et mon patient.

Même sous la menace, je n'admettrai pas de faire usage de mes connaissances médicales contre les lois de l'humanité.

J'informerai mes patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences. Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des connaissances pour forcer les consciences.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

Respectueux et reconnaissant envers mes Maîtres, je rendrai à leurs enfants l'instruction que j'ai reçue de leur père.

Que les hommes m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses.

Que je sois déshonoré et méprisé de mes confrères si j'y manque.

GROOS Robin – Intérêts et limites des reconstitutions coronaires en full zirconie

Th. : Chir. dent. : Marseille : Aix-Marseille Université : 2020

Rubrique de classement : Odontologie prothétique

Résumé :

Aujourd'hui il existe de nombreuses possibilités de traitements prothétiques à disposition des praticiens qui diffèrent tant par le choix des matériaux disponibles, que par le procédé de mise en forme ou les résultats attendus.

Dans ce contexte, les reconstitutions prothétiques monolithiques en zirconie semblent occuper une place de plus en plus importante du fait de leur pérennité et de leur polyvalence et les indications se multiplient. Ceci est lié aux progrès considérables du matériau sur de nombreux aspects, notamment esthétiques avec les zircons de 2^{ème} et 3^{ème} génération. La réussite de ce type de reconstitution reste toutefois liée au respect des procédures et à la connaissance du matériau, de sa mise en forme et de ces indications par le binôme praticien-technicien de laboratoire.

Dans ces conditions, si le disilicate de lithium reste le matériau de prédilection pour des restaurations unitaires antérieures et les petits bridges antérieurs lorsque l'on souhaite privilégier l'esthétique, la zirconie est le matériau de choix pour les restaurations unitaires postérieures et plures.

Mots-clés : prothèses fixées, céramiques, restauration en zirconie, monolithique, restauration esthétique

GROOS Robin – Interest and limits of full zirconia coronary reconstitutions

Abstract :

Today there are many prosthetic treatment options available to practitioners whose differ by the choice of materials available, shaping process and the expected results.

In this context, monolithics zirconia seem to take a growing place explain by durability, versatility and the number of increasing indications This is related to the considerable progress of the material in many aspects, particularly aesthetics with 2nd and 3rd generation zirconia. However, the success of this type of reconstitution remains linked to the respect of the procedures, knowledge of the material and indications by the pair of practitioner / laboratory technician.

Thus, if lithium disilicate remains the reference material for aesthetic anterior single restorations and small anterior bridges, zirconia is most indicated material for the posterior and plural single restorations.

MeSH: fixed prosthodontics, ceramics, zirconia restauration, monolithic, denture esthetics

Adresse de l'auteur :

Robin GROOS
Villedieu
04210 VALENSOLE