



Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée antérieure

Chaouki Tibourtine

► To cite this version:

Chaouki Tibourtine. Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée antérieure. Chirurgie. 2020. dumas-03270948

HAL Id: dumas-03270948

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-03270948>

Submitted on 25 Jun 2021

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

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



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 de la zircone CFAO en prothèse fixée
antérieure.***

Présentée par

Tibourtine Chaouki

Né(e) le 23/01/1992
A Sétif

Thèse soutenue le **Judi 8 octobre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur Ruquet Michel

Assesseurs : Docteur Tosello Alain

Docteur Ré Jean-Philippe

Docteur Santunione Charlotte

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 de la zircone CFAO en prothèse fixée
antérieure.***

Présentée par

Tibourtine Chaouki

Né(e) le 23/01/1992
A Sétif

Thèse soutenue le **Judi 8 octobre 2020**

Devant le jury composé de

Président : Professeur Ruquet Michel

Assesseurs : Docteur Tosello Alain

Docteur Ré Jean-Philippe

Docteur Santunione Charlotte

ADMINISTRATION

Mise à jour : mars 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	Professeur	Michel RUQUET
Recherche	Professeur	Anne RASKIN
Formation Continue	Professeur	Frédéric BUKIET

Charges de missions

Relations Internationales	Professeur	Hervé TASSERY
Internat et Diplômes d'études spécialisées	Professeur	Virginie MONNET-CORTI
Affaires générales	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⁾	LAURENT Michel ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
BANDON Daniel ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	LAURENT Patrick ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾
BELLONI Didier ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	LE GALL Michel ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
BOHAR Jacques ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MAILLE Gérald ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
CAMOIN Ariane ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	PHILIP-ALLIEZ Camille ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
CAMPANA Fabrice ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	POMMEL Ludovic ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
CATHERINE Jean-Hugues ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	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⁾
LAN Romain ⁽⁵⁷⁻⁰¹⁾	

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⁾
ARNIER Canelle ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MANSUY Charlotte ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾
BACHET-DORISON Damienne ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾	MARTIN William ⁽⁵⁶⁻⁰¹⁾
BALLESTER Benoît ⁽⁵⁸⁻⁰¹⁾	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 Mehdi ⁽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

*Au Président du jury de cette thèse,
Monsieur le Professeur Michel RUQUET*

Je tenais à vous remercier d'avoir accepté de présider cette thèse. Vous êtes un enseignant passionné, un exemple pour nous étudiants. Vous avez toujours été disponible lorsque nous en avons besoin. Votre bonne humeur, votre sympathie, et votre bienveillance, resteront gravées dans mon esprit.

Veillez recevoir la marque de mon profond respect et ma grande reconnaissance.

A Monsieur le Docteur Tosello,

Vous me faites l'honneur de siéger parmi notre jury de thèse. Je vous remercie pour votre sympathie et pour l'intérêt que vous avez bien voulu porter à mon travail.

Veillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et mon profond respect

A Monsieur le Docteur Jean-Philippe Ré,

*Je suis honoré de votre présence dans ce jury.
Je vous remercie pour votre apprentissage et votre écoute pendant ces années d'études, aussi bien en clinique qu'à la faculté ainsi que la compréhension et la gentillesse dont vous m'avez fait part.*

Je vous fais part de mon estime et de mon profond respect.

*A ma Directrice de thèse,
Madame le Docteur Charlotte Santunione,*

C'est un vrai plaisir de vous avoir comme directrice de thèse et de vous compter parmi ce jury,

Je vous remercie, de votre gentillesse envers moi, de votre humour, de votre patience mais surtout de votre amitié. Vous êtes une excellente praticienne et une enseignante passionnée, nul doute que vous serez un modèle pour les étudiants que vous encadrez avec bienveillance.

Je vous fais part de mon estime et de mon amitié.

Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée antérieure.

Introduction :	1
I. La Zircone	2
1. Historique	2
2. Structure	4
2.1. Les différentes structures cristallographiques	4
2.1.1. Phase monoclinique	4
2.1.2. Phase quadratique	5
2.1.3. Phase cubique	6
3. Fabrication	7
3.1. Fabrication de la poudre	7
3.2. Préparation de la poudre pour pressage	7
3.3. Préparation des blocs	8
3.4. Le frittage	8
3.5. L'usinage des pièces prothétiques	9
3.5.1. La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO)	10
3.5.1.1. Définition	10
3.5.1.2. La CFAO directe	11
3.5.1.3. La CFAO semi-directe	11
3.5.1.4. La CFAO indirecte	11
3.5.2. Principaux modes d'usinage	12
3.5.2.1. Usinage avant frittage	12
3.5.2.2. Usinage après frittage	13
II. Les propriétés de la Zircone	14
1. Propriétés mécaniques	14
1.1. La dureté	14
1.2. La résistance à la compression	15
1.3. La résistance à la flexion	16
1.4. Module d'élasticité	17
1.5. La résistance à la fatigue	18
1.6. La ténacité	19
Renforcement par transformation de phase	20
1.7. Vieillessement	21
2. Propriétés biologiques et physiques	22
2.1. Respect du parodonte	22
2.2. Radioactivité	23

2.3.	Propriétés thermiques	23
2.4.	Propriétés électriques.....	23
2.5.	Propriétés optiques	24
III.	Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée antérieure	27
1.	Les propriétés mécaniques	27
2.	Biocompatibilité :	27
3.	L'esthétique :.....	28
3.1.	Les propriétés optiques	28
3.2.	L'état de surface	29
4.	Le mode d'assemblage	32
	Conclusion	34

Introduction :

Les différentes situations cliniques rencontrées lors de la pratique de l'art dentaire amènent à faire un choix parmi les différents matériaux disponibles dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste afin de répondre aux critères biomécaniques et esthétiques nécessaires à la réussite du traitement en prothèse conjointe.

La zircone est l'un de ses matériaux qui a fait l'objet d'un développement particulièrement rapide et important notamment avec la démocratisation de la conception et fabrication assistée par ordinateur (CFAO).

Si son utilisation pour ses propriétés mécaniques, dans la confection d'infrastructures des systèmes céramocéramiques est connue, il sera intéressant de s'attarder sur les avantages et les inconvénients de son utilisation dans le secteur antérieur où l'esthétique est une question cruciale.

I. La Zircone

1. Historique (1-5)

Le zirconium est un oxyde métallique portant le numéro atomique 40 du tableau périodique de Mendeleïev. On doit sa découverte au chimiste allemand Martin Heinrich Klaproth en 1789.

		Tableau périodique des éléments chimiques																O 18										
Groupe →	I A																											
Période	1																	18										
1	Hydrogène 1 H 1,007975																	Hélium 2 He 4,002602										
2	Lithium 3 Li 6,9395	Béryllium 4 Be 9,0121831											Bore 5 B 10,8133	Carbone 6 C 12,0109	Azote 7 N 14,00645	Oxygène 8 O 15,9994	Fluor 9 F 18,99840316	Néon 10 Ne 20,1797(6)										
← nom de l'élément (gaz, liquide ou solide à 0°C et 101,3 kPa) ← numéro atomique ← symbole chimique ← masse atomique relative (ou celle de l'isotope le plus stable) ⚖ [CIAAW "Atomic Weights 2013" + rev. 2015]																												
3	Sodium 11 Na 22,98976928	Magnésium 12 Mg 24,3055			III A	IV A	V A	V I A	VII A	VIII		IX	X	IB	II B	Aluminium 13 Al 26,9815385	Silicium 14 Si 28,085(1)	Phosphore 15 P 30,97376200	Soufre 16 S 32,0675	Chlore 17 Cl 35,4515	Argon 18 Ar 39,948(1)							
4	Potassium 19 K 39,0983(1)	Calcium 20 Ca 40,078(4)	Scandium 21 Sc 44,955908(5)	Titane 22 Ti 47,867(1)	Vanadium 23 V 50,9415(1)	Chrome 24 Cr 51,9961(6)	Manganèse 25 Mn 54,938044	Fer 26 Fe 55,845(2)	Cobalt 27 Co 58,933194	Nickel 28 Ni 58,6934(4)	Cuivre 29 Cu 63,546(2)	Zinc 30 Zn 65,38(2)	Gallium 31 Ga 69,723(1)	Germanium 32 Ge 72,630(8)	Arsenic 33 As 74,921595	Sélénium 34 Se 78,971(8)	Brome 35 Br 79,904	Krypton 36 Kr 83,798(2)										
5	Rubidium 37 Rb 85,4678(3)	Srômium 38 Sr 87,62(1)	Yttrium 39 Y 88,90584	Zirconium 40 Zr 91,224(2)	Niobium 41 Nb 92,90637	Molybdène 42 Mo 95,95(1)	Technétium 43 Tc [98]	Ruthénium 44 Ru 101,07(2)	Rhodium 45 Rh 102,90550	Palladium 46 Pd 106,42(1)	Argent 47 Ag 107,8682(2)	Cadmium 48 Cd 112,414(4)	Indium 49 In 114,818(1)	Étain 50 Sn 118,710(7)	Antimoine 51 Sb 121,760(1)	Tellure 52 Te 127,60(3)	Iode 53 I 126,90447	Xénon 54 Xe 131,293(6)										
6	Césium 55 Cs 132,905452	Baryum 56 Ba 137,327(7)	Lanthanides 57-71		Hafnium 72 Hf 178,49(2)	Tantale 73 Ta 180,94788	Tungstène 74 W 183,84(1)	Rhénium 75 Re 186,207(1)	Osmium 76 Os 190,23(3)	Iridium 77 Ir 192,217(3)	Platine 78 Pt 195,084(9)	Or 79 Au 196,966569	Mercury 80 Hg 200,592(3)	Thallium 81 Tl 204,3835	Plomb 82 Pb 207,2(1)	Bismuth 83 Bi 208,98040	Polonium 84 Po [209]	Astatoïde 85 At [210]	Radon 86 Rn [222]									
7	Francium 87 Fr [223]	Radium 88 Ra [226]	Actinides 89-103		Rutherfordium 104 Rf [267]	Dubnium 105 Db [268]	Seaborgium 106 Sg [269]	Bohrium 107 Bh [270]	Hassium 108 Hs [277]	Meitnerium 109 Mt [278]	Darmstadtium 110 Ds [281]	Röentgenium 111 Rg [282]	Copernicium 112 Cn [285]	Nihonium 113 Nh [286]	Flerovium 114 Fl [289]	Moscovium 115 Mc [290]	Livermorium 116 Lv [293]	Tenneisse 117 Ts [294]	Oganesson 118 Og [294]									
Lanthane 57 La 138,90547 Actinium 89 Ac [227] Cérium 58 Ce 140,116(1) Thorium 90 Th 232,0377 Prasodym 59 Pr 140,90766 Protactinium 91 Pa 231,03588 Néodyme 60 Nd 144,242(3) Uranium 92 U 238,02891 Prométhium 61 Pm [145] Néptunium 93 Np [237] Samarium 62 Sm 150,36(2) Plutonium 94 Pu [244] Europium 63 Eu 151,964(1) Americium 95 Am [243] Gadolinium 64 Gd 157,25(3) Curieum 96 Cm [247] Terbium 65 Tb 158,92535 Berkélium 97 Bk [247] Dysprosium 66 Dy 162,500(1) Californium 98 Cf [251] Holmium 67 Ho 164,93033 Einsteinium 99 Es [252] Erbium 68 Er 167,259(3) Fermium 100 Fm [257] Thulium 69 Tm 168,93422 Mendélévium 101 Md [258] Ytterbium 70 Yb 173,045 Noébidium 102 Nb [259] Lutécium 71 Lu 174,9668 Lavroium 103 Lr [260]																												
Métaux											Non métaux																	
Alcalins			Alcalino-terreux		Lanthanides		Actinides		Métaux de transition		Métaux pauvres		Métalloïdes		Autres non-métaux		Halogènes		Gaz nobles		Non classés		primordial		[désintégrant] d'autres éléments		synthétique	

Figure 1 : Tableau périodique de Mendeleïev

Le nom donné à ce métal vient de l'arabe Zargon (contraction des termes persans Zar qui signifie Or et Gun signifiant couleur). Il est cependant nécessaire de bien différencier le zirconium qui est un métal, de ses dérivés que sont :

- Le Zircon (ZrSiO_4), synonyme de silicate de zirconium
- La Zirconite qui correspond au dioxyde de zirconium (ZrO_2)

C'est cette dernière que l'on utilise majoritairement dans la pratique de l'art dentaire.

La Zircone (ZrO_2) est retrouvée à l'état naturel sous forme de minéral de Baddeleyite, du nom de celui qui a découvert le premier gisement au Sri Lanka en 1824 : Joseph Baddley.



Figure 2 : Fragment de Baddeleyite

Cependant ces gisements à l'état naturel sont rares, c'est pour cela qu'afin de répondre à la demande industrielle on se tournera vers les sables zirconifères Australiens constitués de 67% de silicate de zirconium.

Ce sable sera ensuite purifié au cours de différentes étapes chimiques et thermiques (Figure 3) afin d'obtenir 93,3% d'oxyde de zirconium.

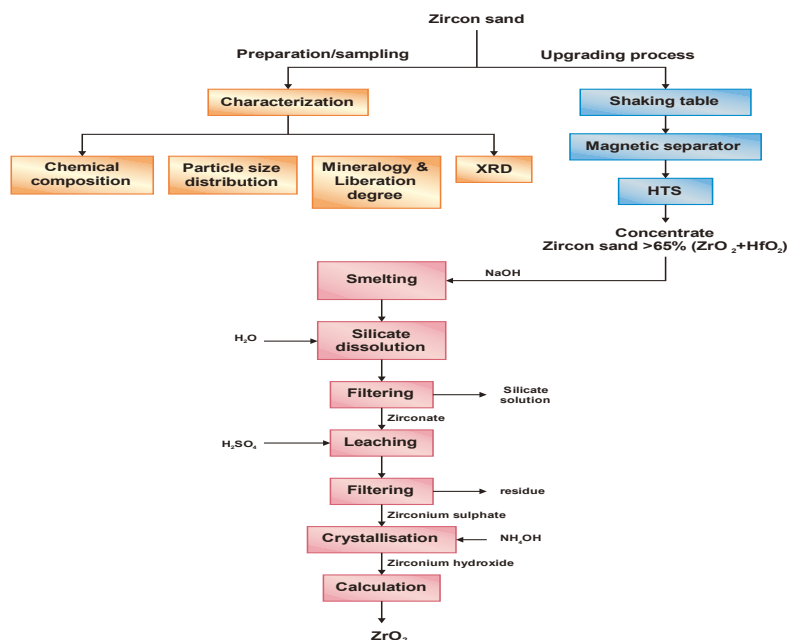


Figure 3 : Les étapes pour l'obtention du ZrO_2 à partir du sable zirconifère.

2. Structure

2.1. Les différentes structures cristallographiques (4 -10)

En fonction de la température la zirconie cristallise dans trois types de réseaux. Ces différentes formes sont appelées phases, elles déterminent les propriétés mécaniques de la zirconie.

Ces trois phases sont : la phase monoclinique, la phase quadratique (ou tétragonale) et la phase cubique.

2.1.1. Phase monoclinique

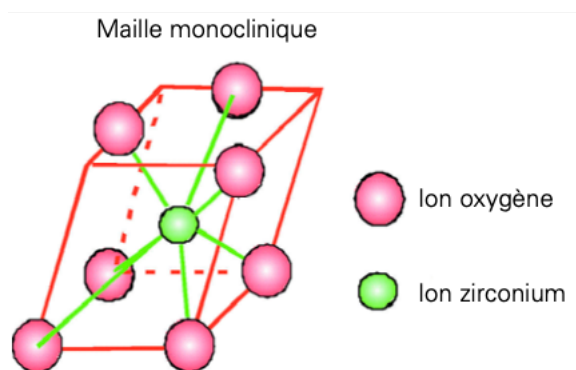


Figure 4 : Maille monoclinique (4)

De la température ambiante jusqu'à 1770°C, la structure cristallographique de la zirconie est organisée sous forme de mailles monocliniques. Sous cette forme, la zirconie ne présente aucune propriété intéressante.

2.1.2. Phase quadratique

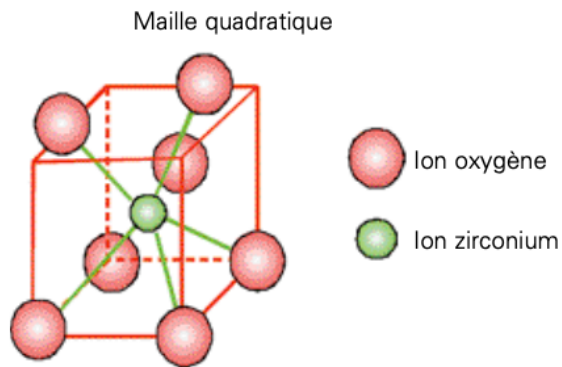


Figure 5 : Maille quadratique (4)

De 1170°C à 2370°C, la zircone se trouve dans la phase quadratique, aussi appelée phase tétragonale car sa forme cristalline est composée de cristaux tétragonaux à angles droits. C'est sous cette forme que la zircone présente les meilleures propriétés mécaniques. Durant cette phase la zircone est dans une structure métastable. Il convient donc, afin de la stabiliser à température ambiante, d'y ajouter une faible quantité d'oxyde tels que MgO (oxyde de magnésium), CaO (oxyde de calcium), CeO₂ (oxyde de cérium) ou Y₂O₃ (oxyde d'yttrium).

Les meilleurs résultats sont obtenus avec l'addition de 3 à 4% d'oxyde d'Yttrium (Y₂O₃). On parle d'Y-TPZ pour Zircone partiellement stabilisée à l'yttrium, à température ambiante elle ne présente pas de cristaux monocliniques.

2.1.3. Phase cubique

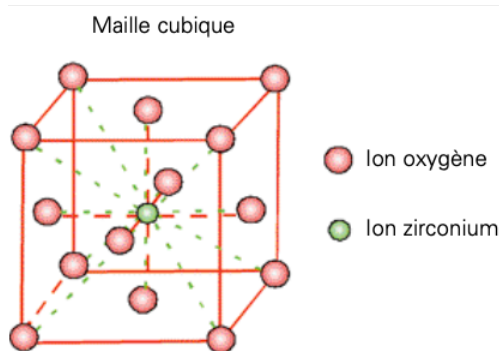


Figure 6 : Maille cubique (4)

De 2371°C à 2690°C , la zircone est constituée de cristaux cubiques. Dans cette configuration ses propriétés mécaniques sont diminuées, mais restent supérieures à celles de la phase monoclinique, ses caractéristiques optiques seront cependant augmentées.

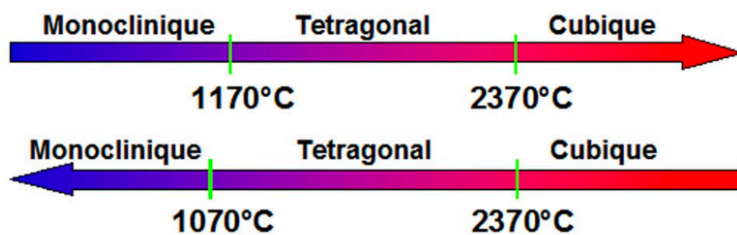


Figure 7 : Transformations allotropiques des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement. (10)

Deux phénomènes seront à prendre en compte :

Avec l'augmentation de la température, la transformation de la structure monoclinique à la structure tétragonale se produit à 1170°C alors qu'au moment du refroidissement le passage de la structure tétragonale à monoclinique se produit environ à 100°C en dessous de cette température.

Après le frittage de ces céramiques, au moment du refroidissement, le changement de structure cristalline s'accompagne d'une expansion de 3 à 4 %, ce qui conduit à des contraintes dans le matériau puis à la fracture. C'est pour cela que l'on cherche à stabiliser la structure de la zircone en phase tétragonale ou cubique.

3. Fabrication

3.1. Fabrication de la poudre (4,10-14)

« La matière première utilisée est le sable zirconifère qui contient du silicate de zirconium (ZrSiO_4) constitué de 67 % de zircon. Ce sable est purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à l'obtention de 93,6 % d'oxydes de zirconium (ZrO_2). Puis par un processus de dissolution / précipitation, on obtient un sel de chlorure auquel on additionne 5,15 % d'un sel d'yttrium pour favoriser une bonne stabilité du matériau.

On procède ensuite à une hydrolyse, puis à un séchage pour terminer par une calcination et obtenir ainsi une poudre qui sera enfin désagglomérée et broyée. La "taille critique" des grains doit rester aux environs de $0,6 \mu\text{m}$ après frittage, la stabilisation en phase quadratique (par l'yttrium) demeurant difficile sur des grains de dimensions supérieures. » (4)

3.2. Préparation de la poudre pour pressage

« Pour travailler la poudre et la mettre en forme avant frittage, il est nécessaire d'y incorporer des éléments minéraux (dopants, colorants) et organiques tels que des lubrifiants, des plastifiants, ou des colles dans le cas de mise en forme par pressage isostatique et pressage unidirectionnel. Cette opération est réalisée selon le principe de l'atomisation qui consiste à transformer une matière en fines particules solides en partant d'un état liquide ou pâteux. Pour ce qui nous concerne, une barbotine est réalisée avec de la poudre de zircon et les différents composants nécessaires à sa mise en forme (minéraux et organiques). Elle est ensuite propulsée dans un atomiseur au travers de buses qui provoque la pulvérisation des liquides et l'apparence finale du mélange se présente après séchage sous forme de granules sphériques microscopiques de différentes tailles. Cette morphologie de poudre lui procure une excellente coulabilité qui permet un remplissage aisé des moules de mise en forme. » (4)

3.3. Préparation des blocs

« La poudre atomisée est mise en forme dans des moules polymères déformables auxquels on applique une pression isostatique sur toute leur surface, pression pouvant aller jusqu'à 3000 bars). Cette opération permet d'éliminer tout espace entre les grains (matière homogène) dans le but de densifier au maximum le matériau en cru. Ceci contribue à l'obtention d'un bloc homogène dense et sans défaut présentant une bonne cohésion. Les propriétés mécaniques du matériau après frittage dépendent de la densité à l'état cru. À ce stade, sa consistance est celle d'une craie. Un préfrittage vers 1000°C lui confère une solidité suffisante permettant un usinage aisé avec des outils appropriés (carbures de tungstène, ou diamantés) mais demandant certaines précautions pour ne pas détériorer la maquette en cours de fabrication. » (4)

3.4. Le frittage

Il s'agit d'un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale. Lors du frittage, la jonction entre les grains élémentaires de zircon se fera aisément s'ils sont préalablement accolés les uns aux autres, d'où l'importance d'une bonne densité et homogénéité au moment de la mise en forme par pressage isostatique. S'il subsiste des défauts entre les grains, les propriétés mécaniques du matériau en seront altérées et nous serons en présence d'un matériau fragilisé.

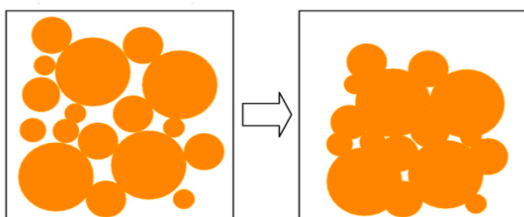


Figure 8 : schémas du frittage (10)

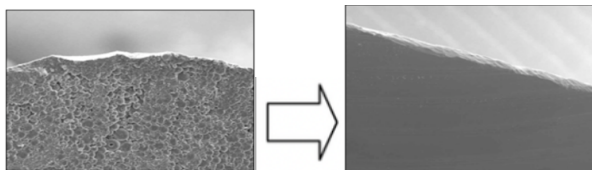


Figure 9 : Zircon avant et après frittage (4)

Nous retrouvons deux types de frittage :

- Le frittage naturel réalisé dans un four en milieu atmosphérique oxydant à une température variant entre 1350°C et 1500°C. La plupart des systèmes de fabrication de pièces prothétiques en zircone ont recours aujourd'hui à ce type de frittage.

- Le frittage sous pression HIP (Hot Isostatic Pressing) signifie un frittage sous haute pression isostatique. Cette opération nécessite un four particulier permettant pendant le frittage, d'exercer une pression pouvant aller jusqu'à 2000 bars sur les pièces présentes dans la chambre de chauffe.

Ce traitement thermique permet de continuer à améliorer les propriétés mécaniques en augmentant légèrement la densité du matériau, par homogénéisation de la matière (élimination des micro-défauts internes).

Du fait de son coût, ce post-traitement dans l'industrie des céramiques techniques n'est utilisé que dans des cas particuliers où les résistances mécaniques doivent être ultimes (pièces mécaniques à hauts coefficients de sécurité, implants, aéronautique...)

On a donc dans notre application, recours au HIP seulement pour le frittage des blocs en grandes quantités. À ce stade de la matière, l'usinage devient très long, fastidieux et coûteux.

Aujourd'hui, cette technique a tendance à être abandonnée au profit du stade préfritté.

3.5.L'usinage des pièces prothétiques (15)

Cette partie nous amène à nous intéresser à un concept clé dans la confection des pièces prothétique : La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO).

La zircone est un matériau uniquement usinable car elle présente un retrait lors de son frittage, seule une machine-outil couplée à un ordinateur peut calculer le retrait lié à ce frittage.

La CFAO est donc le seul moyen d'utiliser la zircone en odontologie

3.5.1. La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) (16-21)

3.5.1.1. Définition

La CFAO est la combinaison de la Conception Assistée par Ordinateur (CAO) et de la Fabrication Assistée par Ordinateur (FAO).

La CAO permet de concevoir virtuellement le projet thérapeutique en modélisant en 3D les futures pièces prothétiques. Elle se substitue aux maquettes en cire réalisées par le prothésiste.

La FAO permet la matérialisation de la pièce prothétique. C'est une unité d'usinage pilotée par un ordinateur à partir des données enregistrées par la CAO.

Tous les systèmes de CFAO comportent trois unités de travail :

- Un système de numérisation
- Un logiciel de modélisation
- Une unité d'usinage

De nombreux systèmes ont été mis sur le marché au cours des dernières années : Etkon AG, Fit Cicero, Pro 50, Cerec In Lab, Wol-Ceram, Everest, GN-I, Lava, Cercon, CAD. Esthetics, Digident, Digital Dental System



Figure 10 : Système Cerec complet ;
usineuse MCXL, camera omni Cam, unité informatique

La CFAO se décline en trois techniques : Directe, Semi-directe et Indirecte :

3.5.1.2. La CFAO directe

Elle est réalisée au fauteuil en une seule séance. Le praticien réalise une empreinte optique à l'aide d'une caméra intra-buccale qui va transférer la situation clinique à un logiciel de fabrication numérique permettant de concevoir la pièce prothétique qui sera par la suite usinée.

3.5.1.3. La CFAO semi-directe

En CFAO semi-directe, Le praticien réalise une empreinte numérique qu'il transfère au laboratoire. Le prothésiste réalisera la conception et la fabrication assistée par ordinateur. Les étapes de CAO et de FAO sont donc réalisées au laboratoire.

3.5.1.4. La CFAO indirecte

L'empreinte des préparations est réalisée de façon traditionnelle au cabinet dentaire. Un modèle de travail est réalisé par le prothésiste qui pourra soit directement numériser ce modèle soit réaliser d'abord une maquette en cire de la restauration qu'il numérisera. Le fraisage se fera par la suite grâce aux données numérisées.

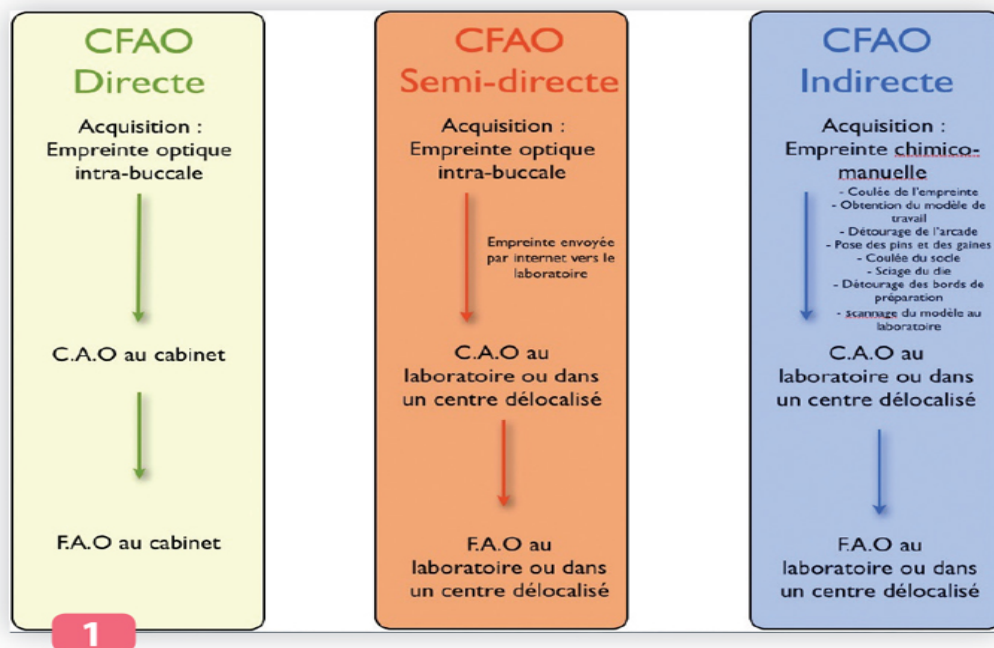


Fig. 11 : les différents protocoles de CFAO.

3.5.2. Principaux modes d'usinage (4,11,14)

Il existe deux modes principaux d'usinage :

3.5.2.1. Usinage avant frittage

Il est le plus utilisé car moins onéreux à la production. L'usinage dans un bloc avant frittage est beaucoup plus rapide (une quinzaine de minutes à l'unité), en effet la zircone avant frittage est un matériau très tendre qui s'usine sans endommager les fraises carbures qui la sculpte. Cela présente de nombreux avantages sur le plan des coûts de maintenance des usinages.

Il convient par contre de savoir gérer le retrait et les déformations par fluage au cours du frittage pour obtenir des pièces parfaitement ajustées. Cette modification est bien connue par chaque fabricant, ainsi, tous les blocs ou disques de zircone sont accompagnés d'un coefficient de contraction qui doit être renseigné dans le logiciel de CAO de manière à ce que la pièce soit usinée surdimensionnée, en général autour de 20 %. Cette particularité présente un avantage en effet la morphologie étant 20 % plus grosse que la normale, il devient simple d'usiner des pièces complexes comme des connectiques implantaires ou des états de surface très détaillés, aboutissant en fin de sinterisation à des surfaces complexes très fines et parfaitement usinées, c'est le cas notamment pour les restaurations antérieures dont la cartographie de surface peut être parfaitement reproduite et travaillée.

Pour obtenir leurs propriétés mécaniques, les éléments usinés doivent être frittés. Cette transformation est réalisée dans des fours de sinterisation au laboratoire ou au cabinet dentaire. Les fours dans les cabinets dentaires sont utilisés pour des restaurations unitaires (exemple du Four Dentsply Sirona SpeedFire), le volume de la chambre de sinterisation de ce four ne permet malheureusement pas de réaliser des bridges de grandes étendues et la vitesse de sinterisation nuit grandement à la translucidité du matériau, destinant ces procédures de restauration rapide principalement aux secteurs postérieurs peu visibles.

Pour des restaurations plurales et esthétiques, il est préférable de se tourner vers des fours de sintérisation de laboratoire, permettant des temps de sintérisation long, garants d'une bonne conservation des propriétés optiques des matériaux, essentielles au mimétisme.



Figure 12: Four Dentsply Sirona Speed Fire (11)

3.5.2.2. Usinage après frittage

La gestion du retrait est éliminée, puisqu'il a lieu en amont, lors du frittage du bloc. Cependant, il est de plus en plus délaissé par les fabricants du fait de son coût à la production. En effet l'usinage dans un bloc fritté qui est souvent HIP (c'est l'intérêt majeur) nécessite beaucoup de temps ($\pm 45/60$ mn à l'unité), beaucoup d'outils impérativement diamantés travaillant toujours dans de mauvaises conditions de coupe. Cela entraîne une maintenance importante car il fatigue et use les machines.

II. Les propriétés de la Zircone

1. Propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques exceptionnelles de la zircone viennent de sa structure dense en micro-grain (Figure 13) (4,14). Plusieurs facteurs tels que : la pureté de la zircone, sa densité, sa porosité, la taille de ses grains, ses caractéristiques géométriques ou encore son état de surface vont agir sur ces propriétés mécaniques comme la dureté, le module d'élasticité, la résistance à la compression, à la flexion ou encore à la fatigue (4,15).

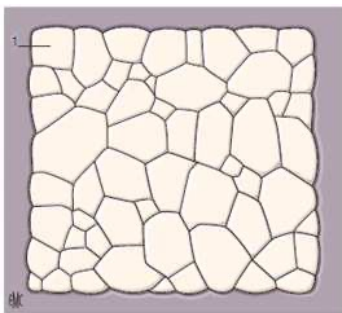


Figure 13 : Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (14)

1.1. La dureté (1,5,22,23)

La dureté Vickers d'un matériau définit la résistance qu'opposera sa surface à la pénétration d'une pyramide en diamant. La dureté de la Zircone stabilisée à l'Yttrium (Y-TZP), bien que plus importante que celle de matériaux tels que le titane ou le cobalt-chrome beaucoup utilisés en odontologie, reste inférieure à celle de l'alumine. À titre de comparaison, l'émail présentera en moyenne une dureté de Vickers de 320. (Figure 14)

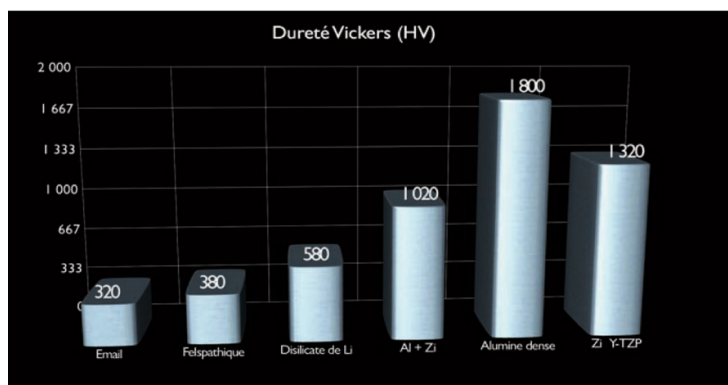


Figure 14 : Propriétés de dureté des différentes céramiques (données moyennes) (24)

1.2. La résistance à la compression (23,27-29)

Les tests de compression mettent en évidence la capacité à résister à l'application de force à la surface d'un matériau, vers l'intérieur. Cette mesure est le plus souvent réalisée sur un échantillon cylindrique disposé dans une presse, qui va appliquer des forces croissantes jusqu'à rupture du matériau. Pour la zircone cette résistance à la compression est estimée par Le Syndicat des Industriels des Céramiques Techniques entre 2000 et 2500 MPa. La résistance à la compression des vitrocéramiques renforcées au disilicate de lithium (376MPa) se rapprochera plus de celle de l'émail (384 MPa). Figure (15)

	Résistance à la compression (MPa)
Émail	384
Dentine	297
Restauration en zircone	2000 à 2500
Restauration en alumine	1700 à 2500
Vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium	376

Figure 15 : Résistance à la compression de différentes céramiques par rapport aux tissus durs dentaires. (27,28)

1.3. La résistance à la flexion (4,8,17,30,31)

Les tests de flexions sont réalisés sur des échantillons mis en porte à faux, sur lesquels vont s'appliquer une ou plusieurs forces de flexion jusqu'à rupture du matériau. Il est à noter que les résultats obtenus sont énormément modifiés par les tests utilisés (flexion en 3 ou 4 points) et par la géométrie des différentes formes testées.

La résistance à la flexion de la zircone atteint des limites extrêmement élevées. On observe des valeurs deux fois plus élevées pour la zircone comparée à la céramique infiltrée et encore plus par rapport à l'alumine. Cette résistance à la flexion va notamment nous permettre de réaliser des pièces prothétiques de longues portées en zircone avec des sections de connexions réduites et donc plus esthétique.

Matériaux à rupture fragile	Résistance à la flexion (MPa)
Zircone	1100 à 1150
Alumine	300 à 600
Céramique infiltrée	600 à 750
Céramique renforcée pressée	350
Céramique de stratification et verre	90 à 100

Matériaux ductiles	Résistance à la flexion (MPa)
Titane	350 à 450
Acier	300 à 800
Alliages précieux	250 à 500

Émail	50
-------	----

Figure 16 : Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie par rapport à l'émail. (4,30)

1.4. Module d'élasticité (4,29,32)

La caractéristique d'élasticité d'un matériau est définie par le module de Young exprimé en GPa. Plus la valeur du module est basse et plus le matériau acceptera une déformation mécanique.

Les céramiques, à la différence des métaux et des plastiques, sont très peu élastiques. Leur rigidité mécanique les différencie de ces matériaux, et ce qui est le plus souvent considéré comme un avantage pour leur utilisation en environnements sévères, peut devenir une faiblesse lorsqu'elles sont soumises à des sollicitations mécaniques de flexion ou de torsion. Parmi toutes les nuances de céramiques techniques, ce sont les zircons qui démontrent une « élasticité » la plus grande avec des modules de Young de l'ordre de 200 GPa. Elles autorisent ainsi une légère déformation avant rupture, qui permet une certaine absorption des contraintes dans le matériau lui permettant de bien répondre au test de fatigue.

Matériaux à rupture fragile	Module d'élasticité (GPa)
Zircone	220
Alumine	400
Verre	73

Matériaux ductiles	
Titane	120
Aciers	200 à 280
Alliages précieux	80 à 150

Tissus durs dentaires	
Émail	84
Dentine	18

Figure 17 : Modules d'élasticité de différents matériaux par rapport aux tissus durs dentaires (4,29)

1.5. La résistance à la fatigue (14,33-38)

La résistance à la fatigue d'un matériau détermine sa capacité à assurer sa fonction dans le temps. Il s'agit donc d'un élément fondamental quant à la pérennité des restaurations prothétiques.

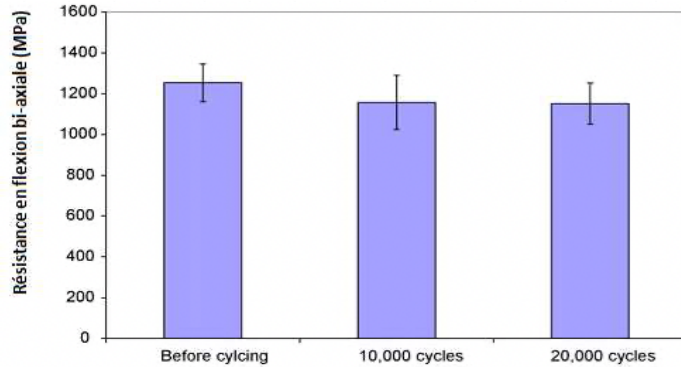


Figure 18 : Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue (33)

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

Il ne faudra cependant pas oublier que ces restaurations seront dans la cavité buccale, et soumise à la salive. Or l'eau contenue dans la salive dégrade toute forme vitreuse et augmente la vitesse de propagation des fissures et donc la résistance à long terme. Une étude de SORENSEN en 2003 montre que la résistance en flexion biaxiale chute de 20 à 30 % après un séjour de 1 semaine de stockage en milieu aqueux, pour les deux armatures Empress® et In-Ceram® Alumina. Pour l'armature In-Ceram® Zirconia, la résistance chute de 10 % dans les mêmes conditions de stockage. En revanche, la zircone Y-TZP de Lava® voit le chiffre de résistance en flexion bi axiale rester constant voire augmenter dans le milieu hydrique. (Figure 19)

Ceramic System	Type of Ceramic	Air Storage		Water Storage	
		Mean (MPa)	SD	Mean (MPa)	SD
IPS Empress® 1	Leucite	147	26	114	23
IPS Empress® 2	Lithium disilicate	337	30	271	43
In-Ceram®	Alumina	535	85	370	101
In-Ceram®	30% zirconia, 70% alumina	704	93	663	99
Lava™	Zirconia	1,048	133	1,095	46

SD = Standard Deviation

Figure 19 : Valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau. (38)

1.6. La ténacité (10,39-41)

La ténacité est la résistance à la progression d'une fissure préexistante.

Cette ténacité, lorsqu'elle est élevée peut laisser espérer une meilleure pérennité de la prothèse.

La transformation de structure cristalline que subissent les céramiques à base de ZrO_2 lorsqu'elles sont soumises à une contrainte explique la ténacité élevée de ces matériaux. On appelle ce phénomène le renforcement par transformation de phase.

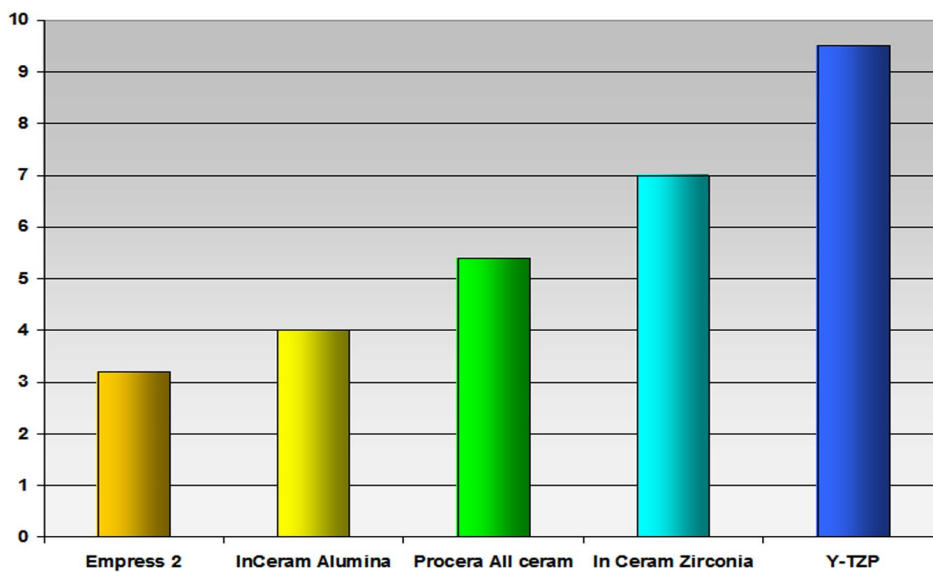


Figure 20 : Ténacité de différentes céramiques sans armature (10)

Renforcement par transformation de phase

La zircone Y-TZP présente une propriété très intéressante, en effet lors de la progression d'une fissure, la contrainte exercée par la matrice cubique sur les particules tétraogonales diminue (à cause de l'ouverture de la fissure). Cette diminution de la contrainte provoque la transformation des particules tétraogonales en particules monocliniques, processus qui s'accompagne d'une expansion dimensionnelle. Le champ de contraintes provoqué par cette expansion va alors ralentir la fissure. Ce phénomène se traduit par une augmentation de la ténacité du matériau.

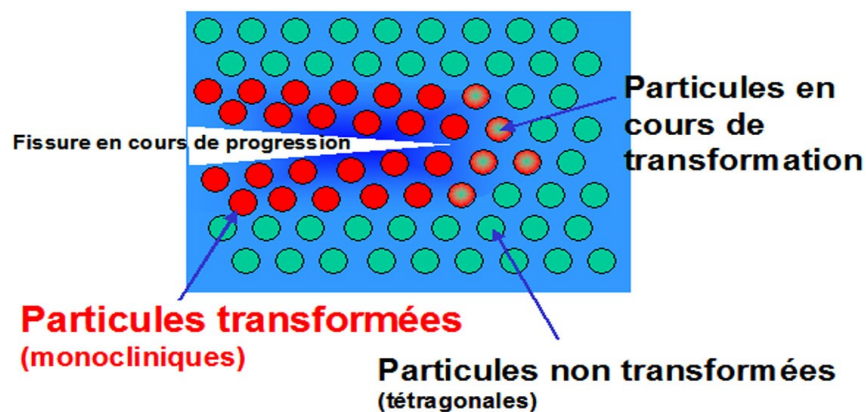


Figure 21 : Mécanisme du renforcement de la céramique YTZP (10)



Figure 22 : renforcement par transformation de phase (41)

1.7. Vieillessement

Nous pouvons noter un deuxième aspect de la transformation de phase, il s'agit cette fois du phénomène de vieillissement. En effet la zircone Y-TZP souffre d'un phénomène de dégradation à basse température (Low Température Dégradation ou LTD) découvert par Kobayashi et coll. au début des années 1980 (42).

La présence d'eau sur la zircone provoque une transformation des grains en surface. Cette transformation s'accompagne d'une augmentation de volume (a). Nous aurons l'apparition d'un relief et de microfissurations permettant la pénétration de l'eau en profondeur (b). Cela sera responsable de plus gros défaut de surface (c) et donc du vieillissement accéléré de la zircone, ce qui majorerait le risque de fracture de l'armature avec le temps.

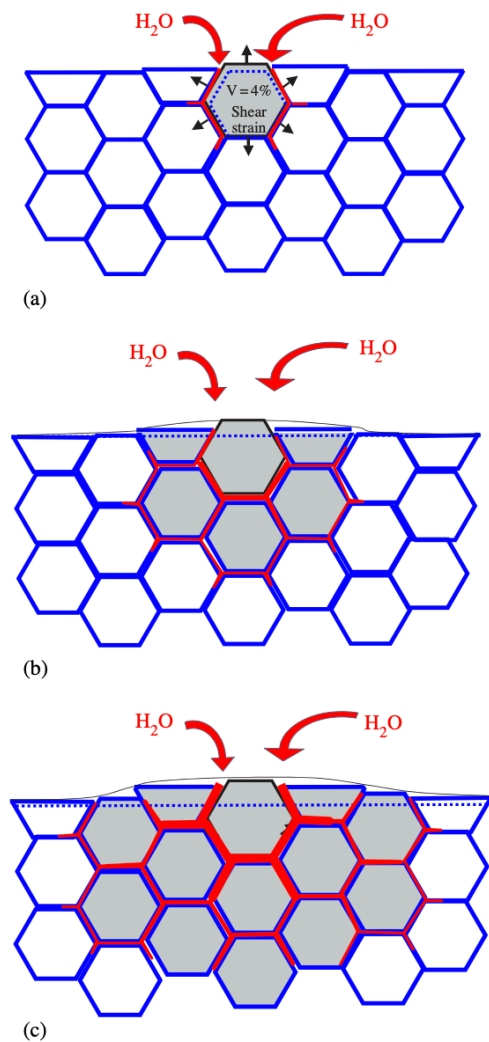


Figure 23 : Étapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau (40)

2. Propriétés biologiques et physiques

2.1. Respect du parodonte (43-50)

La zircone va permettre un meilleur respect du parodonte, tout d'abord car ses qualités esthétiques évitent l'enfouissement systématique du joint dento-prothétique dans le sillon gingival. Pour le praticien, cela va faciliter la prise d'empreinte et donc la précision de l'adaptation prothétique. Pour le patient, cela améliorera l'hygiène en rendant ce joint accessible lors du brossage.

Deuxièmement l'adhérence du biofilm est plus faible sur la zircone que sur les couronnes céramo-métallique (43), la plaque dentaire et l'inflammation gingivale en seront réduites.

Enfin des études montrent que pour les prothèses à armatures métalliques, quel que soit l'alliage utilisé, il n'y a pas d'attache des hémidesmosomes gingivaux qui aurait pu permettre une ré-attache cela entraîne avec le temps l'apparition d'un liseré métallique inesthétique (44)(45).

Or dans le cas de la zircone des études démontrent, cette fois, que ces hémidesmosomes forment une néo-attache avec l'oxyde de zirconium. Il est démontré de plus que des fibroblastes peuvent adhérer à la zircone sans être altérés, cette dernière est donc bien tolérée par le tissu conjonctif.

2.2. Radioactivité (23,51,52)

« Il y a dans la poudre de zirconium de petites quantités de radionucléides d'uranium-radium (^{226}Ra) et de thorium (^{228}Th). Cependant les procédés de purifications de cette poudre diminuent suffisamment la radioactivité pour en permettre une utilisation. » (51)

De plus des études ont démontrées que le zirconium placé dans l'organisme n'a aucun pouvoir oncogène (52).

2.3. Propriétés thermiques (54,55)

La zircone comme toutes les céramiques est un faible conducteur thermique. Cela a pour avantage d'isoler le complexe pulpaire et ainsi de créer des prothèses sur dents vivantes.

Son coefficient de dilatation thermique est d'environ $10,4 \cdot 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ (pour la zircone 3Y-TZP).

Il est important de connaître ce coefficient pour choisir une céramique cosmétique ayant un coefficient proche de celui de l'infrastructure afin d'éviter les fractures.

À titre de comparaison le coefficient de dilatation de l'émail est de $11,4 \cdot 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ et celui de la dentine est de $8,3 \cdot 10^{-6} \text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$.

2.4. Propriétés électriques

« Le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques » (10).

2.5. Propriétés optiques (10,56-66)

Les propriétés optiques d'une restauration ne se résument pas à sa couleur (luminosité, teinte et saturation). Elles sont directement liées à la nature du matériau, son épaisseur, son état de surface, son mode d'assemblage ainsi qu'au type de substrat sous-jacent. L'interprétation optique de l'observateur sera la synthèse de l'interaction de la lumière avec l'ensemble de ces éléments.

Rappelons tout d'abord le comportement de la lumière face à une surface telle que la dent :

Lorsque la lumière rencontre la dent naturelle le rayonnement incident sera partiellement soit transmis, soit absorbé, soit réfléchi, soit réfracté sous une couleur et une orientation différente.

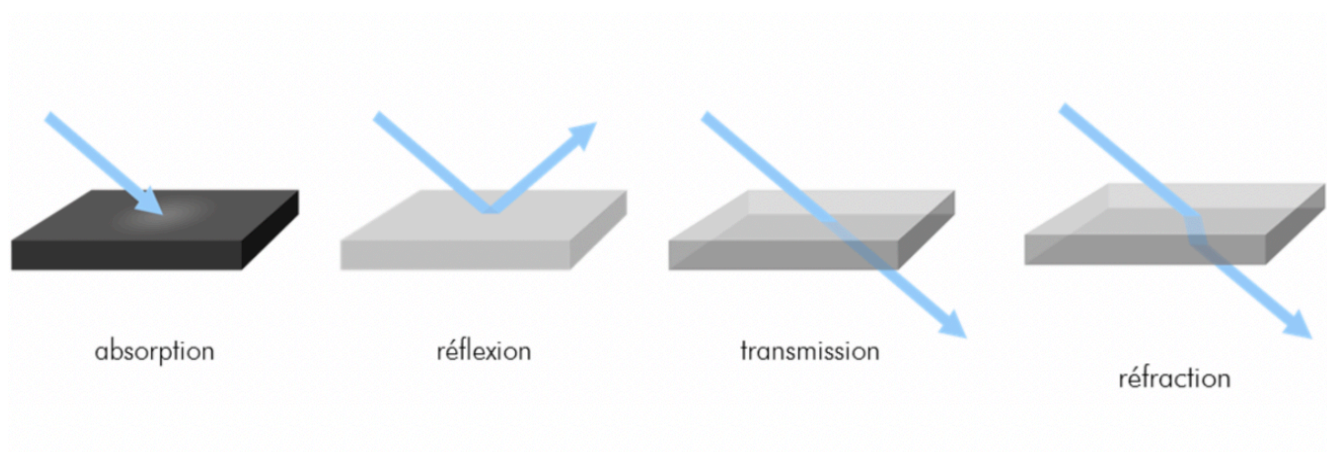


Figure 24 : Comportement de la lumière (63)

À ces caractéristiques de base s'associent des événements optiques simultanés propres à la dent tels que : l'opalescence et la fluorescence.

En effet la dent est une entité stratifiée d'émail et de dentine qui vont jouer différemment sur le comportement de la lumière. La couche d'émail est semi-translucide, ce sont les cristaux d'hydroxyapatite qui la composent qui, en dispersant la lumière, donnent un aspect bleuté en réflexion lumineuse et un aspect ambré (orangé rouge) en transmission lumineuse : c'est l'opalescence.

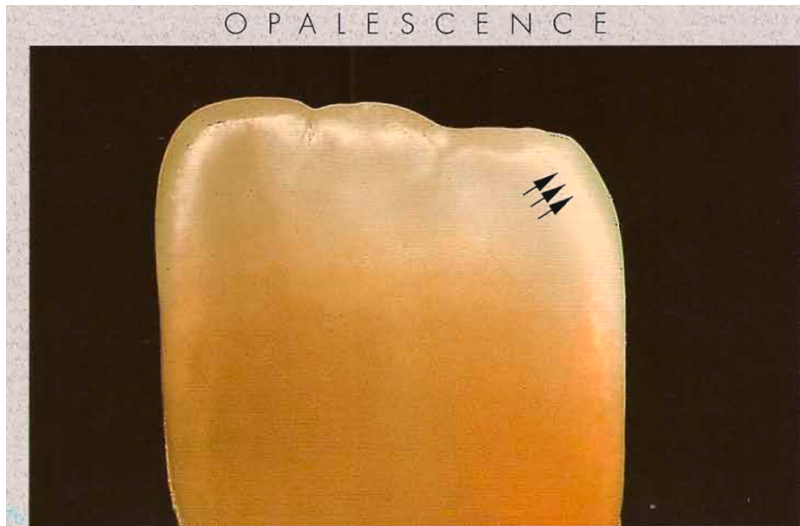


Figure 25 : Opalescence de la dent (59)

La couche de dentine, quant à elle, est semi-opaque.

C'est elle qui est responsable de la fluorescence, c'est-à-dire la capacité à absorber l'énergie lumineuse (rayonnement ultraviolet) et à la restituer rapidement sous forme d'un rayonnement visible d'une longueur différente. La dentine sous ultraviolet présente une fluorescence caractéristique bleu mauve.

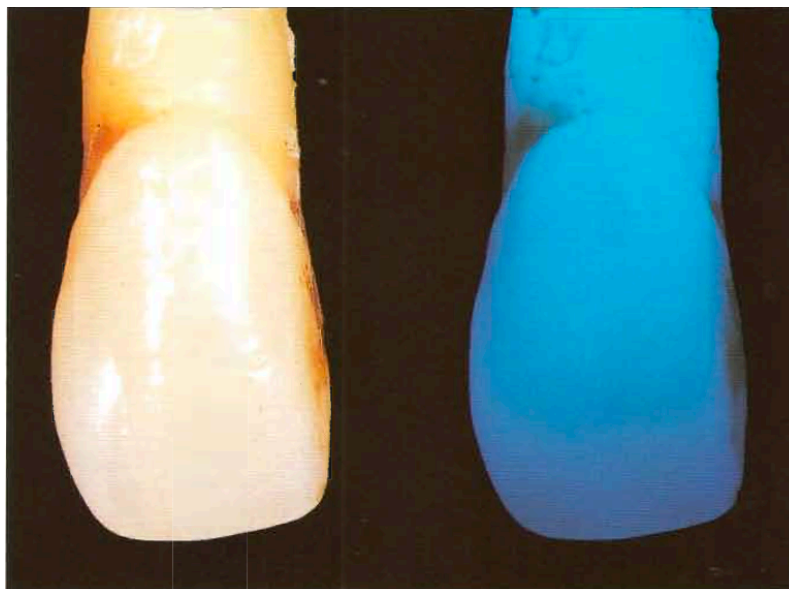


Figure 26 : Fluorescence de la dent (59)

En suivant le principe de biomimétisme (65,66) nous devons prendre comme modèle ces caractéristiques de la dent naturelle afin de choisir le matériau de restauration le plus adapté à la situation clinique.

Nous pouvons classer les systèmes céramocéramiques suivant leur translucidité (il est à noter que cette translucidité varie suivant leur épaisseur) :

Translucide	Semi translucide	Semi opaque	Opaque
Feldspathique Empress esthetic Emax HT, LO In Ceram Spinell	Procera Alumina Emax MO Zircone (<0,4 mm)	In Ceram Alumina Zircone (>à.6 mm)	In Ceram Zirconia Emax HO CCM

Figure 27 : Tableau des céramiques suivant leur translucidité (64)

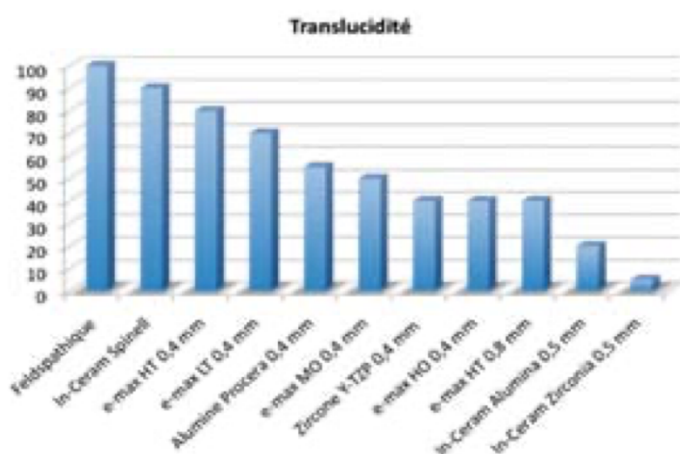


Figure 28 : Translucidité des différents systèmes céramocéramiques (56)

Ce sont les systèmes dit translucides qui auront la plus grande capacité à conduire la lumière au travers de la restauration et de la dent qui la supporte. Cela permet d'obtenir un effet optique très proche de celui de la dent naturelle. Il s'agit des céramiques telles que : e.max Press, In-ceram Spinell, céramique feldspathique chargée en leucite (Empress I), céramique feldspathique, fluoroapatite (e.max Ceram).

La zircone (stabilisé par adjonction de 3% d'oxyde d'Yttrium ou 3Y-TZP), quant à elle, appartient aux systèmes semi-translucides ou semi-opaques suivant son épaisseur, cela lui permettra d'avoir un pouvoir masquant tout gardant une bonne distribution de la lumière. Cette zircone 3Y-TZP sera utilisée comme infrastructure de la restauration, le rendu esthétique final sera obtenu une fois la zircone recouverte par une vitrocéramique.

III. Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée antérieure

La multiplicité des matériaux disponibles nous amène à faire un choix afin de répondre au mieux à la situation clinique qui se présente à nous. Il sera intéressant de définir les intérêts et limites de la zircone afin de savoir dans quelle mesure elle répond aux critères de choix des systèmes céramocéramiques (14). Ces critères sont :

- Les propriétés mécaniques
- La biocompatibilité
- L'esthétique
- Le mode d'assemblage

1. Les propriétés mécaniques

Comme nous l'avons vu précédemment, ses propriétés mécaniques constituent l'avantage majeure de la zircone (Y-TZP).

Elle présente de grandes valeurs de résistance en flexion, de ténacité et une capacité à résister aux contraintes en fatigue, amenant des perspectives de résistance à long terme inégalées pour tous types d'indications unitaires et plurales, antérieures et postérieures. Néanmoins, l'évaluation clinique à plus long terme est nécessaire pour ce matériau de haute résistance dans les restaurations plurales de grandes étendues.

2. Biocompatibilité :

La biocompatibilité de la zircone est aussi un avantage majeur commun aux autres systèmes céramocéramiques :

En effet d'après Combes « L'inertie chimique des matériaux céramiques permet de minimiser les réactions de l'organisme hôte ». De plus l'inertie thermique permet d'isoler le complexe pulpo-dentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température. Enfin L'excellence des états de surface et l'absence de métal entraîne une faible adhésion de la plaque dentaire et réduit l'inflammation du parodonte. L'ensemble de ces avantages confère aux systèmes céramocéramiques une excellente tolérance biologique, pulpaire et parodontale.

3. L'esthétique :

3.1. Les propriétés optiques (11,14,54,56,67-71)

Les propriétés optiques de la zircone (3Y-TZP) décrites précédemment constituent à la fois un avantage et un inconvénient suivant la situation clinique :

En effet dans le cas d'un substrat sous-jacent discolore ou d'un inlay-core, l'armature semi-translucide de zircone 3Y-TZP va pouvoir masquer la dyschromie afin d'obtenir un résultat esthétique satisfaisant.

De plus il est intéressant de noter que les systèmes semi-translucides et semi-opaques sont moins sensibles aux variations d'épaisseur que les systèmes translucides. Ainsi le passage d'une épaisseur de 0,4 mm à 0,8 mm de e.max Press HT induit une diminution de 45 % de sa translucidité alors que le passage d'une épaisseur de Zircone Light Nobel Biocare de 0,4 mm à 0,8 mm ne génère qu'une diminution de 5 % de son niveau de translucidité tout en gardant de meilleures propriétés mécaniques. Ce qui pour des restaurations corono-périphériques, en respectant les principes d'économies tissulaires ainsi que les épaisseurs de réductions préconisées par le fabricant, peut faire pencher la balance en faveur de l'utilisation de la zircone.

Les propriétés optiques de la zircone seront cependant une limite dans le cas de piliers pulpés ou sans dyschromie où l'utilisation d'une armature translucide sera plus adaptée afin de permettre la diffusion de la lumière dans la dent et les tissus marginaux de la manière la plus naturelle possible.

Sa relative opacité aura jusqu'ici cantonné la zircone 3Y-TZP au rôle de chape, incapable d'assurer à elle seule l'esthétique. Cependant, afin de répondre à cet inconvénient et avec l'utilisation accrue de la CFAO, nous avons vu apparaître de nouvelles générations de zircons plus translucides et pouvant être usinées en une seule pièce.

Ces nouvelles générations sont obtenues en augmentant le pourcentage oxyde d'yttrium, de 4 à 5 voire 6 mol % (on parle de 4Y-TZP, 5Y-TZP ou de 6Y-TZP), cela aura pour effet l'augmentation du pourcentage de phases cubiques dans la structure cristallographique de la zircone qui sera ainsi plus translucide. Il est à noter que cette modification aura comme effet une diminution des caractéristiques mécaniques (qui restent cependant satisfaisantes).

Aujourd'hui, des versions à très haut degrés de translucidité avec des modules de l'ordre de 600MPa sont disponibles. Ces dernières connaissent un développement exponentiel et permettent une esthétique bluffante en antérieur et ce même dans les cas de restaurations sans stratification.

Certains fabricants (Noritake Kuraray®, BIONAH CORAL®, Aidite®) ont développé des disques teintés pré-stratifiés comportant jusqu'à 6 couches distinctes, de la teinte dentine jusqu'à l'émail :



Figure 29 : Disque KATANA Zirconia Noritake Kuraray (11)

3.2. L'état de surface (11,56,72-74)

La micro géographie de surface des dents naturelles influence directement l'interprétation optique de l'observateur par la réflexion de lumière.

« La face vestibulaire d'une incisive centrale est caractérisée par sa macro-texture (succession de formes concaves et convexes) et sa micro texture sous forme de stries souvent horizontales associées à un rendu satiné ou brillant selon les cas. » (56)



Figure 30 : Géographie de surface d'une incisive. (72)

La zircone présente un intérêt dans le mimétisme de cet état de surface naturel. En effet elle bénéficie de son mode d'usinage par CFAO, la morphologie avant sinterisation étant 20 % plus grosse que la normale, il devient simple d'usiner des pièces complexes et des états de surface très détaillés, aboutissant en fin de sinterisation à des surfaces complexes très fines et parfaitement usinées. (11)



Figure 31 : Texturage sur pâte crue (11)

En plus du rôle esthétique, l'état de surface intervient aussi dans la bio intégration au niveau parodontal afin d'éviter la rétention de plaque ainsi qu'au niveau des dents adjacentes et antagonistes afin d'éviter une abrasion excessive.

Pour la zircone 3Y-TZP c'est la céramique d'émaillage qui assure cet état de surface or cette céramique d'émaillage est soumise au « chipping » ou écaillage, qui constitue la première cause d'échec et le maillon faible de ces restaurations.

« En effet, les taux de chipping rapportés dans la littérature tournent autour de 13%, alors que ceux de la céramique émaillée sur métal avoisinent seulement 3% à 5 ans. » (73)



Figure 32 : Sections au travers d'une couronne à infrastructure en métal et d'une couronne à infrastructure en zircone, recouvertes par une couche de céramique d'émaillage. (73)

Dans ce cas aussi la recherche se focalise sur des prothèses en zircone translucides monoblocs, c'est à dire non recouvertes de céramique d'émaillage.

Des études montrent que ces zircons monolithiques glacées et avant retouche sont des céramiques très lisses engendrant très peu d'abrasion antagoniste (Figure 33) mais nécessitent un réglage occlusal parfaitement maîtrisé lors de l'usinage car supportent mal les retouches qui augmentent de manière importante leur rugosité (74). De plus ces zircons, n'étant pas protégées du milieu hydrique par l'émaillage, sont suspectées d'être plus sensibles aux problèmes de dégradation à basse température (LTD). (73)

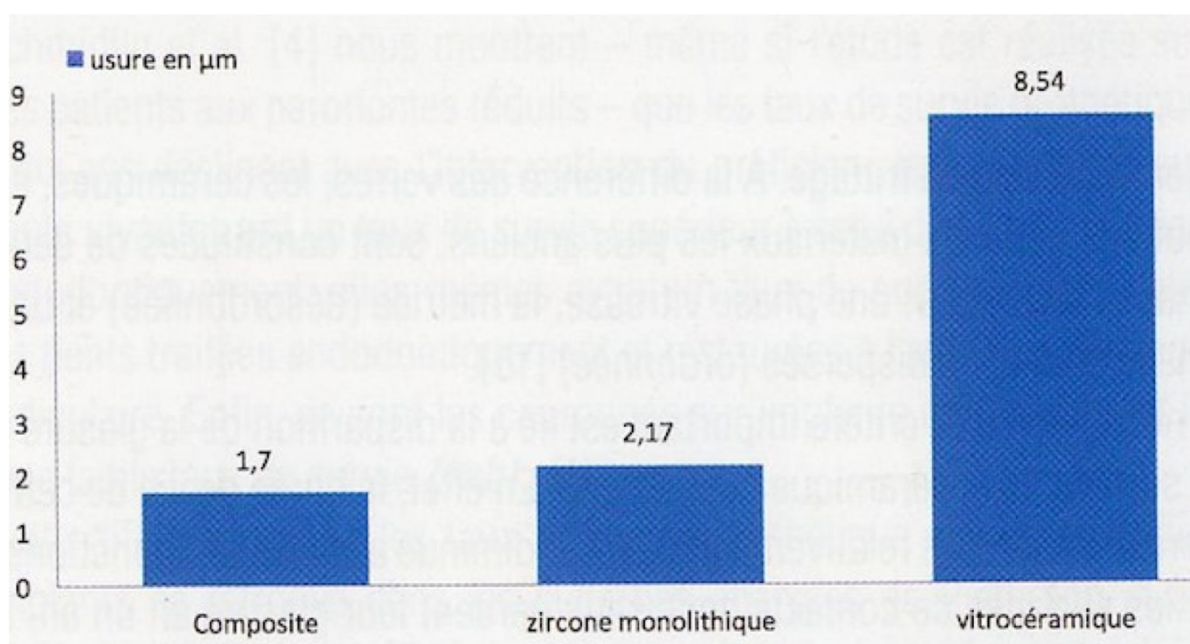


Figure 33 : Usure de l'émail antagoniste face à trois matériaux en microns (étude in vitro, 4.800 cycles) (75)

4. Le mode d'assemblage (14,56,59,76-80)

Enfin le mode d'assemblage va aussi induire différentes indications pour les systèmes céramo-céramiques. En effet les céramiques disposant d'une phase vitreuse pourront être mordancées, silanisées puis assemblées grâce à un polymère de collage. Ce collage permettra, pour la cohésion de l'ensemble préparation dentaire/restauration ainsi qu'une contribution intéressante à la résistance mécanique en répartissant les contraintes occlusales.

Les céramiques polycristallines telles que la zircone sont insensibles au mordantage et ne peuvent pas être assemblées par collage sans traitement de l'intrados (par exemple le traitement par sablage réactif à la silice (RocatecTM Soft) améliore les performances d'adhérence du scellement adhésif) (79). L'assemblage des couronnes à armature zircone sera donc réalisé avec des ciments de scellement conventionnels ou avec un scellement adhésif (Ciment verre ionomère ou ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine). Ces CVI ou CVIMAR offrent un bon compromis entre facilité de mise en œuvre clinique et qualité de scellement

Ainsi le mode d'assemblage de la zircone ne posera pas de problème dans les cas de restaurations corono-périphériques avec des conditions cliniques de rétention mécanique correctes et sera même un avantage dans les cas où la mise en place d'un champ opératoire (nécessaire au collage dans de bonnes conditions) ne sera pas possible.

Il constituera une limite dans les situations cliniques où, afin d'assurer la survie à long terme, une adhérence élevée sera indispensable. C'est notamment le cas des facettes pour lesquelles la référence reste la céramique feldspathique.

Il est à noter qu'il existe des cas cliniques décrivant l'utilisation de zircone monolithique translucide (dont l'intrados a été traité par adjonction de silice) pour des cas de facettes dans le but d'augmenter leur résistance mécanique. Cependant, d'autres études longitudinales sont nécessaires pour consolider ce type de traitement. (80)

Matériaux	Composition	Flexion MPa	Ténacité MPa / m2	Translucidité armature	Assemblage
Céramique feldpathique	Silice	90	1,6	+++	Mordancage Collage +++
Empress II® (98)	+ dissilicate de Lithium	350	1,6	+	Mordancage Collage +++
In-Ceram® Spinell (93)	MgAL ₂ O ₃ + infiltration	350	2,2	+++	Scellement adhésif +/-
In-Ceram® Alumina (89)	AL ₂ O ₃ + infiltration	500	4,5	-	Scellement adhésif +/-
In-Ceram® Zirconia (99)	AL ₂ O ₃ JZrO ₂ + infiltration	700	6,2	--	Scellement adhésif +/-
Procera® Alumine (99)	AL ₂ O ₃ + infiltration	700	4,5	+/-	Scellement adhésif +/-
Y-TZP (00) HIP ou non	ZrO ₂ JY ₂ O ₃ 3 mol %	1100	9,5	+	Scellement adhésif +/-

Figure 34 : Récapitulatif des propriétés des différents systèmes céramocéramiques (56)

Intérêts de la zircone	Limites de la zircone
Propriétés mécaniques	Esthétique inférieure à d'autres céramiques dans les cas de de piliers non dyschromiés
Biocompatibilité	Le « chipping »
Intérêt esthétique pour masquer un pilier coloré	Collage difficile
Apparition de nouvelles générations de zircons plus translucides	
Assemblage par scellement	

Figure 35 : Récapitulatif des intérêts et limites de la zircone dans le secteur antérieur.

Conclusion

Nous avons donc pu observer que la zircone était un matériau incontournable de notre arsenal thérapeutique. Bien connue pour sa résistance mécanique, la recherche se focalise aujourd'hui, avec l'avènement de la CFAO, sur des prothèses en zircone monolithique dont l'esthétique est améliorée. Ainsi la zircone sera une option crédible aussi bien dans le secteur postérieur que dans le secteur antérieur qui nous intéresse dans ce sujet. Nous retiendrons que les indications de la zircone dans le secteur antérieur seront :

- Bridges antérieurs
- Coiffe sur dent antérieure dyschromiée
- Coiffe sur dent antérieure en présence de parafonction (lorsqu'une haute résistance mécanique est nécessaire).

Il lui sera préféré des vitrocéramiques dans les cas cliniques nécessitant une translucidité et une adhérence élevées.

Même si elles manquent encore de recul clinique, l'apparition des nouvelles générations de zircone permet d'étendre toujours plus son champ d'application et tend à en faire un matériau capable de répondre à la grande majorité des situations cliniques auxquelles nous faisons face.

Bibliographie

1. Piconi C, Maccauro G. Zirconia: as a ceramic biomaterial. Biomaterials 1999;20(1):1- 25
2. Claude S. « ZIRCON », Encyclopædia Universalis
3. Gérard M, Jérôme F, Gérard B. Zircone, céramique fonctionnelle,2008
4. Mahiat Y. La zircone : cette méconnue. Stratégie Prothétique 2006;6(1):55-65.
5. Thaleia Vagkopoulou, Spiridon Oumvertos Koutayas, Petros Koidis, Jörg Rudolf Strub
Zirconia in Dentistry: Part 1. Discovering the Nature of an Upcoming Bioceramic The
European journal of esthetic dentistry 4,number 2,2009
6. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. Dent Mater
2008;24(March):299–307.
7. Garvic RC, Nicholson PS. Phase analysis in zirconia systems. J Am Ceram Soc. 1972 ; 55 :
303- 5.
8. Mahiat Y. La matière apprivoisée. Ed. CRG Paris, 1998.
9. Stevens R. Zirconia and zirconia ceramics, 5eme ed. USA New York: Magnesium
Elektron, 1986, 51
10. Dejou J. Les céramiques. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2007
11. Casas, T. Zircone translucide & CFAO directe : une réponse pertinente pour de
nombreuses situations cliniques. Actual. Odonto-Stomatol. 4. 2017
12. Mahiat Y et Kusel P. Prothèses transvissés-collées en zircone. Stratégie Prothétique
2009;9(2):85-96.
13. Lebras A. Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire. Stratégie Prothétique
2003;3(5):351-362
14. Laborde G, Lacroix P, Margossian P et coll. Les systèmes céramocéramiques. Real Clin
2004;15(1):89-104.
15. Courcier L. Intérêts et limites de la zircone en prothèse fixée. Thèse pour le diplôme d'État
de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2011 : 21-30
16. Unger F. La CFAO dentaire. Stratégie prothétique 2003 ; 3 (5) : 327-341.
17. Unger F. La CFAO en question. Clinic focus.

18. Duret F, et al. CFAO le temps des démonstrations. *Information dentaire*, 2007 ; 29 : 1663-1668.
19. Duret F. L'aventure de la CFAO dentaire. *La CFAO appliquée*, 2014 : 7-12.
20. Manon P. Le “ tout-céramique ” en CFAO dentaire directe : concepts actuels et critères de choix en prothèse fixée. *Sciences du Vivant [q-bio]*. 2017. hal-01931924
21. Duret F, Jacquot B, Castany E, Pélissier B. La CFAO dentaire : le système Lava, applications cliniques antérieures, Formation continue, article publié dans le CDF n°1453 du 14/10/10
22. Jacquot B. Propriétés mécaniques des Biomatériaux utilisés en Odontologie. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009-2010
23. Favreau L. La translucidité de la zircone. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2018
24. Etienne O, Hajtò J. Les matériaux céramiques en « prothèse sans métal ». 2011;(155):9.
25. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent* 2010;4(2):223-232.
26. Kokubo Y, Tsumita M, Sakurai S, Torizuka K, Steyern PVV, Fukushima S. The effect of core framework designs on the fracture loads of all-ceramic fixed partial dentures on posterior implants. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):503-7.
27. Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler L, Hammerle C. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21(10):930-7.
28. Marin T. Approche biomécanique du choix des céramiques dans les reconstitutions partielles et unitaires collées. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université Toulouse III - Paul Sabatier. 2018
29. Colon P, Bolla M, Leforestier E. Cahier des charges des matériaux de restauration utilisés en technique directe. Société Francophone de Biomatériaux Dentaires. 2009-2010
30. Poujade JM, Zerbib C, Serre D : Céramiques dentaires. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale ; Odontologie* ;2003, 23-065-G-10
31. Kosmac T, Oblack C, Jevnikar P et coll. Strength and reliability of surface Y-TZP dental ceramic. *J Biomed Mater Res* 2000;53(4):304-313.
32. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *J Dent Res*. 2018;97(2):140-147.
33. Pittayachawan P, Macdonald A, Petrie A et coll. The biaxial flexural strength and fatigue property of Lava TM Y-TZP dental ceramic. *Dent Mater* 2007 ;23(8) :1018-1029.

34. Filser F, Kocher P, Weibel F, Lüthy H, Schärer P, Gauckler L. Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *Int J Compent Dent* 2001;4:89-106.
35. Pospiech P, Rountree P, Nothdurft F. Clinical evaluation of zirconia based All-ceramic posterior bridge: two year result. (IADR abstract), Goteborg. 2003.
36. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R. Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik (high performance ceramic posterior bridges). *Dtsch Zahnärz Z* 1999;54:545-50.
37. Rountree P, Nothdurft F, Pospiech P. In vitro investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. *J Dent Res* 2001;80:57 [abstract 173].
38. Sorensen JA. The Lava System for CAD/CAM production of high- strength precision fixed prosthodontics. *Quintessence Dent Technol* 2003;26:57-67.
39. Chevalier J, Olagnon C, Fantozzi C, Subcritical crack propagation in 3Y- TZP Ceramics. Static and cyclic fatigue. *J Am Ceram Soc.* 1999 ; 11 : 3129-3138.
40. Chevalier J: What future for zirconia as biomaterial. *Biomaterials*.2006;27(4):535-43
41. Gremillard L, Chevalier J. Transformation de phase quadratique monoclinique dans la zircone : caractéristiques et implications. 2009. 32.
42. K. Kobayashi, H. Kuwajima, T. Masaki, Phase change and mechanical properties of ZrO₂-Y₂O₃ solid electrolyte after ageing, *Solid State Ionics*, Volumes 3–4,1981
43. Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):793-798.
44. Kohal JR, Klaus G et Strub JR. Zirconia-implant-supported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. *Clin Oral Implants Res* 2006;17(5):565-571.
45. Kohal JR, Weng D, Bachle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 2004;75(9):1262-1268.
46. Kou W, Molin M, Sjogren G. Surface roughness of five different dental ceramic core materials after grinding and polishing. *J Oral Rehabil* 2006;33(2):117-124.
47. Jung RE, Saila I, Hammerle CH et coll. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodont Rest Dent* 2007 ;27(3) :251-257.
48. Saldana L, Mendez-Vilas A, Jiang L et coll. In vitro biocompatibility of an ultrafine grained zirconium. *Biomaterials* 2007;28(30):4343-4354.

49. Manicone PF, Rossi Immoetti P et Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent 2007;35(11):819-826.
50. Raffaelli L, Rossi Immoetti P, Piccioni E et coll. Growth viability, adhesion potential and fibronectine expression in fibroblasts cultured on zirconia or feldspatic ceramics in vitro. J Biomed Mater Res A 2008;86(4):959-968.
51. Porstendorfer J, Reineking A, Willert H.-G. Radiation risk estimation based on activity measurements of zirconium oxide implants. J Biomed Mater Res 1996;32:663-667.
52. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G et coll. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. Biomaterials 1999;20(4):371-376.
53. Silva VV, Lameiras FS et Lobato ZI. Biological reactivity of zirconia-hydroxyapatite composites. J Biomed Mater Res 2002;63(5):583-590.
54. Ciglar L. Propriétés mécaniques des zircons nouvelle génération : Application en odontologie. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2018
55. Raskin A, Salomon J.P, Sabbagh J. Les résines composites : classification - évolution. Réal Clin 2005 ;16:297-312.
56. Margossian P, Laborde G, Koubi S, Couderc G, Maille G, Botti S, et al. Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques. Réalités Cliniques. 21:11.
57. Léna P, Blanchard A. - Lumière : une introduction aux phénomènes optiques. InterEditions 1990
58. Lasserre JF. - Les sept dimensions de la couleur des dents naturelles. Clinica 2007; 28 : 417-430
59. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomécanique. Quintessence international, Eds Paris 2003.
60. Jacquot B. Comment améliorer la translucidité de la zircone Y-TZP. Biomater Clin 2016;1(2):10- 12.
61. Favreau L. La translucidité de la zircone. Thèse pour le diplôme d'État de docteur en chirurgie dentaire de l'Université de Nantes. 2018
62. Berteretche M-V, Chiche G. Esthétique en odontologie [Internet]. Paris: Éditions CdP; 2014.
63. Comportement de la lumière, Théorie de la lumière, 2020. Disponible sur : <http://patenteux.com/lumiere/?portfolio=comportements-de-la-lumiere>
64. Etienne O, Watzki D. Préparation des modèles de travail en tout céramique : jouer avec la translucidité. 2009;9:8.

65. Bazos P, Magne P. - Bio-emulation: biomimetically emulating nature utilizing a histo-anatomic approach; structural analysis. European Journal of Esthetic Dentistry 2011, 6(1)
66. Tirlet G, Bazos P. Bioémulation et nouveau référentiel. Dentoscope 2014
67. Raigrodski A. In: Clinical and laboratory considerations for achieving function and aesthetics with the Lava System. Spectrum International.
68. Uludag B, Usumez A, Sahin V, Eser K, Ercoban E. The effect of ceramic thickness and number of firings on the color of ceramic systems: an in vitro study. J Prosthet Dent. 2007; 97(1): 25-31.
69. Edelhoff D, Sorensen J. Light transmission through all-ceramic framework and cement combinations. IADR.2002/17
70. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. J Dent Res. 2018;97(2):140-147.
71. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, et al. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. J Dent. 2017;60:70-6.
72. Manauta J, Salat A. Layers, chapter 10, Quintessence book, 2012
73. Dupont N, Koenig V, Vanheusden A, Mainjot A. Échecs des prothèses dentaires et implantaire en zircone : Rev Med Liège. :6.
74. Bluntzer A, Jacomine L, Étienne O. Étude in vitro du polissage des céramiques stratifiées et monolithiques. Cah Prothèse 2019 ;47 :7-14
75. Preis V, Weiser F, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of monolithic dental ceramics with different surface treatments. Quintessence Int Berl Ger 1985. 2013 ;44(5) :393-405
76. Étienne O, Anckenmann L, Flaus G, Heichelbech F, Lemoy C, Pilavayan E, et al. Restaurations esthétiques en céramique collée. CdP, 2016.
77. Degrange M, Tirlet G. Scellement et collage. Cah Prothese 1995;92: 27-45.
78. Orotin M, Probst L. The influence of different cementation modes on the fracture resistance of feldspathic crowns. Int J Prosthodont 1997;10:169-77
79. Bulot D, Sadan A, Burgess JO, Blatz MB. Bond strength of a self-adhesive universal resin cement to Lava Zirconia after two surface treatments (IADR abstract), Göteborg. 2003
80. Souza R, Barbosa F, Araújo G, Miyashita E, Bottino M, Melo R, et al. Ultrathin Monolithic Zirconia Veneers: Reality or Future? Report of a Clinical Case and One-year Follow-up. Operative Dentistry. 1 janv 2018;43(1):3-11.

LISTE DES FIGURES :

Figure 1 : Tableau périodique de Mendeleïev

(Scaler, Michka B <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=8985780>)

Figure 2 : Fragment de Baddeleyite

(Rob Lavinsky, iRocks.com)

Figure 3 : Les étapes pour l'obtention du ZrO_2 à partir du sable zirconifère.

(Yuhelda, Dessy Amalia and Enggan P. Nugraha R&D Centre for Mineral and Coal Technology)

Figure 4 : Maille monoclinique (4)

Figure 5 : Maille quadratique (4)

Figure 6 : Maille cubique (4)

Figure 7 : Transformations allotropiques des cristaux de ZrO_2 au cours du réchauffement et du refroidissement. (10)

Figure 8 : schémas du frittage (10)

Figure 9 : Zircone avant et après frittage (4)

Figure 10 : Système Cerec complet ;

usineuse MCXL, camera omni Cam, unité informatique, (Henry Schein. Sirona Cerec [Internet]. c2017 [consulté le 6 septembre 2019] Disponible sur:

https://www.henryschein.fr/cabinet/cfao/materiel/sirona-cerec.aspx?sc_lang=fr-fr&hssc=1)

Fig. 11 : les différents protocoles de CFAO.

"Extraction / Implantation Mise en esthétique immédiate en CFAO : à propos d'un nouveau protocole, DR Normand et Petit 2015"

Figure 12: Four Dentsply Sirona SpeedFire (11)

Figure 13 : Microstructure schématisée de type polycristalline pure de haute densité (14)

Figure 14 : Propriétés de dureté des différentes céramiques (données moyennes) (24)

Figure 15 : Résistance à la compression de différentes céramiques par rapport aux tissus durs dentaires. (27)(28)

Figure 16 : Résistance en flexion de différents matériaux utilisés en odontologie par rapport à l'émail. (4)(30)

Figure 17 : Modules d'élasticité de différents matériaux par rapport aux tissus durs dentaires (4)(29)

Figure 18 : Résistance à la flexion avant et après les tests de fatigue (33)

Figure 19 : Valeurs de résistance en flexion bi-axiale pour des céramiques stockées dans l'air et dans l'eau. (38)

Figure 20 : Ténacité de différentes céramiques sans armature (10)

Figure 21 : Mécanisme du renforcement de la céramique YTZP (10)

Figure 22 : renforcement par transformation de phase (41)

Figure 23a, 23b et 23c : Étapes du vieillissement de la zircone sous l'action de l'eau (40)

Figure 24 : Comportement de la lumière (63)

Figure 25 : Opalescence de la dent (59)

Figure 26 : Fluorescence de la dent (59)

Figure 27 : Tableau des céramiques suivant leur translucidité (64)

Figure 28 : Translucidité des différents systèmes céramocéramiques (56)

Figure 29 : Disque KATANA Zirconia Noritake Kuraray (11)

Figure 30 : Géographie de surface d'une incisive. (72)

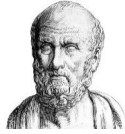
Figure 31 : Texturage sur pâte crue (11)

Figure 32 : Sections au travers d'une couronne à infrastructure en métal et d'une couronne à infrastructure en zircone, recouvertes par une couche de céramique d'émaillage. (73)

Figure 33 : Usure de l'émail antagoniste face à trois matériaux en microns (étude in vitro, 4.800 cycles) (75)

Figure 34 : Récapitulatif des propriétés des différents systèmes céramocéramiques (56)

Figure 35 : Récapitulatif des intérêts et limites de la zircone dans le secteur antérieur.



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.

Tibourtine Chaouki – Intérêts et limites de la zircone CFAO en prothèse fixée antérieure

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

Rubrique de classement : Odontologie Prothèse conjointe

Résumé : Les différentes situations cliniques rencontrées lors de la pratique de l'art dentaire amènent à faire un choix parmi les différents matériaux disponibles dans l'arsenal thérapeutique du chirurgien-dentiste afin de répondre aux critères biomécaniques et esthétiques nécessaires à la réussite du traitement en prothèse conjointe. La zircone est l'un de ses matériaux qui a fait l'objet d'un développement particulièrement rapide et important notamment avec la démocratisation de la conception et fabrication assistée par ordinateur. Si son utilisation pour ses propriétés mécaniques, dans la confection d'infrastructures des systèmes céramocéramiques est connue, il sera intéressant de s'attarder sur les avantages et les inconvénients de son utilisation dans le secteur antérieur où l'esthétique est une question cruciale.

Mots clés : Zircone, Esthétique, Prothèse dentaire, CFAO, Céramiques

Abstract: The different clinical situations encountered during the practice of dentistry lead to making a choice among the materials available for the dentist in order to achieve the biomechanical and aesthetic goals necessary for the success of the treatment. Zirconia is one of those materials which has been the subject of a fast and important development, particularly with the arrival of computer-aided design and manufacturing. If its use for its mechanical properties in the making of infrastructures of all-ceramic systems is well known, it will be interesting to dwell on the advantages and disadvantages of its use in the anterior sector where aesthetics is a crucial question.

Keywords: Zirconia, Aesthetics, Dental prosthesis, CAD / CAM, Ceramics

Adresse de l'auteur :

147 Chemin de Sormiou 13009 Marseille