

**UNIVERSITE DE LILLE**  
**FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE**

Année de soutenance : 2018

N°:

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

Présentée et soutenue publiquement le 18 Décembre 2018

Par Louis VERFAILLE

Né le 6 avril 1994 à Caen - France

LE MONOLITHIQUE EN DISILICATE DE LITHIUM ET EN  
ZIRCON : INTERÊTS DANS LES RECONSTITUTIONS  
CORONAIRES PERIPHERIQUES EN PROTHESE FIXEE UNITAIRE

**JURY**

Président :	Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX
Assesseurs :	Monsieur le Docteur Philippe ROCHER
	Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE
	<u>Monsieur le Docteur Clément ROBERT</u>

Président de l'Université	:	Pr. J-C. CAMART
Directeur Général des Services de l'Université	:	P-M. ROBERT
Doyen	:	Pr. E. DEVEAUX
Vice-Doyens	:	Dr. E. BOCQUET, Dr. L. NAWROCKI et Pr. G. PENEL
Responsable des Services	:	S. NEDELEC
Responsable de la Scolarité	:	M. DROPSIT

## **PERSONNEL ENSEIGNANT DE L'U.F.R.**

### **PROFESSEURS DES UNIVERSITES :**

<b>P. BEHIN</b>	Prothèses
T. COLARD	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
E. DELCOURT-DEBRUYNE	Professeur Emérite Parodontologie
<b>E. DEVEAUX</b>	Dentisterie Restauratrice Endodontie <b>Doyen de la Faculté</b>
<b>G. PENEL</b>	Responsable du Département de <b>Biologie Orale</b>

## **MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES**

K. AGOSSA	Parodontologie
T. BECAVIN	Dentisterie Restauratrice Endodontie
A. BLAIZOT	Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.
P. BOITELLE	Prothèses
<b>F. BOSCHIN</b>	Responsable du Département de <b>Parodontologie</b>
<b>E. BOCQUET</b> <b>Dento-</b>	Responsable du Département d' <b>Orthopédie Faciale</b>
<b>C. CATTEAU</b>	Responsable du Département de <b>Prévention, Epidémiologie, Economie de la Santé, Odontologie Légale.</b>
A. de BROUCKER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
M. DEHURTEVENT	Prothèses
T. DELCAMBRE	Prothèses
<b>C. DELFOSSE</b> <b>Pédiatrique</b>	Responsable du Département d' <b>Odontologie</b>
F. DESCAMP	Prothèses
A. GAMBIEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
F. GRAUX	Prothèses
<b>P. HILDELBERT</b>	Responsable du Département de <b>Dentisterie Restauratrice Endodontie</b>
C. LEFEVRE	Prothèses
J.L. LEGER	Orthopédie Dento-Faciale
M. LINEZ	Dentisterie Restauratrice Endodontie
G. MAYER	Prothèses
<b>L. NAWROCKI</b> Lille	Responsable du Département de <b>Chirurgie Orale</b> Chef du Service d'Odontologie A. Caumartin - CHRU
C. OLEJNIK	Biologie Orale
P. ROCHER	Fonction-Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux
L. ROBBERECHT	Dentisterie Restauratrice Endodontie
<b>M. SAVIGNAT</b>	Responsable du Département des <b>Fonction-</b>

**Dysfonction, Imagerie, Biomatériaux**

T. TRENTESAUX

Odontologie Pédiatrique

**J. VANDOMME**

Responsable du Département de **Prothèses**

***Réglementation de présentation du mémoire de Thèse***

Par délibération en date du 29 octobre 1998, le Conseil de la Faculté de Chirurgie Dentaire de l'Université de Lille 2 a décidé que les opinions émises dans le contenu et les dédicaces des mémoires soutenus devant jury doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, et qu'ainsi aucune approbation, ni improbation ne leur est donnée.

# **Remerciements**

**Aux membres du jury,**

## **Monsieur le Professeur Etienne DEVEAUX**

**Professeur des Universités – Praticien hospitalier des CSERD**

*Section réhabilitation orale*

*Département de Dentisterie restauratrice endodontie*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Sciences Odontologiques

Docteur en Odontologie de l'Université de Lille 2

Habilité à Diriger des Recherches

Doyen de la Faculté de Chirurgie Dentaire de Lille

Membre associé national de l'Académie Nationale de Chirurgie Dentaire

Personne Compétente en Radioprotection

Ancien Président de la Société Française d'Endodontie

*Vous me faites l'honneur d'accepter la présidence de ma thèse malgré vos responsabilités  
et je vous en remercie.*

*Je vous prie d'accepter ma plus sincère reconnaissance pour la patience et la disponibilité  
dont vous avez fait preuve.*

*Veillez trouver à travers ce travail l'expression de mon profond respect.*

## **Monsieur le Docteur Philippe ROCHER**

**Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Séction Réhabilitation Orale*

*Département des Sciences Anatomiques*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de Lille 2

Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales

Diplôme d'Etudes Approfondies de Génie Biologique et Médicale – option Biomatériaux

Diplôme Universitaire de Génie Biologique et Médicale

Certificat d'Etudes Supérieures de Biomatériaux

*Vous me faites l'honneur d'accepter de siéger parmi les membres de ce jury.*

*Malgré un emploi du temps chargé et de nombreuses responsabilités vous êtes parvenus à vous libérer et je vous en suis très reconnaissant.*

**Monsieur le Docteur Philippe BOITELLE**

**Maître de Conférences des Universités (Associé) – Praticien Hospitalier des CSERD**

*Séction Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Docteur en Odontologie de Lille 2

*Je vous suis très reconnaissant d'avoir accepté de faire partie de ce jury de thèse.  
Vos enseignements pratiques et cliniques depuis le début de mon cursus ont su nous  
apporter à tous beaucoup.  
Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de ma profonde estime.*

**Monsieur le Docteur Clément ROBERT**

**Assistant Hospitalo-Universitaire des CSERD**

*Section Réhabilitation Orale*

*Département Prothèses*

Docteur en Chirurgie Dentaire

Certificat d'Etudes Supérieures Universitaires de Prothèse fixée - Marseille

*Docteur Robert, vous me faites l'honneur et l'immense plaisir d'être mon directeur de  
thèse.*

*Sans hésitation, toujours disponible et avec un profond soutien, vous avez su diriger ce  
travail parfaitement.*

*Vous m'avez accordé votre confiance, j'espère que cette thèse sera à la hauteur de vos  
espérances.*





# Table des matières

1. Introduction.....	14
2. Les céramiques en odontologie.....	15
2.1. Classification des céramiques dentaires.....	15
2.2. Caractéristiques.....	18
2.2.1. Rappels histologiques.....	18
2.2.1.1. L'émail.....	18
2.2.1.2. La jonction amélo-dentinaire.....	20
2.2.1.3. La dentine.....	20
2.2.1.4. Le système d'attache parodontal.....	21
2.2.2. Les couronnes céramo-métalliques (CCM).....	23
2.2.2.1. Microstructure.....	23
2.2.2.2. Mise en oeuvre.....	25
2.2.2.3. Propriétés des céramiques cosmétiques.....	26
2.2.2.3.1. Propriétés physico-chimiques des céramiques cosmétiques.....	26
2.2.2.3.2. Propriétés biologiques des céramiques cosmétiques.....	26
2.2.2.3.3. Propriétés optiques des céramiques cosmétiques.....	27
2.2.2.3.4. La liaison céramique cosmétique / armature.....	27
2.2.2.3.5. L'écaillage ou « chipping ».....	28
2.2.3. Zircone.....	29
2.2.3.1. Microstructure.....	29
2.2.3.2. Synthèse.....	30
2.2.3.2.1. Fabrication de la poudre et sa préparation pour pressage.....	30
2.2.3.2.2. Préparation des blocs.....	31
2.2.3.2.3. Frittage.....	31
2.2.3.3. Propriétés de la zircone.....	32
2.2.3.3.1. Propriétés physico-chimiques de la zircone.....	32
2.2.3.3.2. Propriétés biologiques de la zircone.....	32
2.2.3.3.3. Propriétés radiologiques de la zircone.....	33
2.2.3.3.4. Le « chipping ».....	33
2.2.4. Disilicate de lithium.....	34
2.2.4.1. Microstructure et synthèse.....	35
2.2.4.2. Propriétés du disilicate de lithium.....	38
2.2.4.2.1. Propriétés physico-chimiques du disilicate de lithium.....	38
2.2.4.2.2. Biocompatibilité.....	38
2.2.4.2.3. Propriétés optiques du disilicate de lithium.....	39
3. Facteurs cliniques.....	41
3.1. Exigences esthétiques.....	41
3.1.1. Critères optiques.....	41
3.1.1.1. La zircone.....	41
3.1.1.2. Disilicate de lithium versus dioxyde de zirconium.....	43
3.1.1.3. Coloration du pilier.....	44
3.1.2. Espace disponible.....	44
3.1.2.1. Préparations.....	44
3.2. Emplacement sur l'arcade.....	45
3.2.1. En fonction de la nature du matériau.....	45
3.2.2. Les différentes générations de zircone.....	46
3.3. Traitement de surface.....	47
3.3.1. Traitements existants et impacts sur la dent antagoniste.....	47

3.3.1.1. Les céramiques d'émaillage.....	47
3.3.1.2. La zircone.....	48
3.3.1.3. Le disilicate de lithium.....	49
3.4. Assemblage.....	51
3.4.1. Généralités .....	51
3.4.1.1. Scellement.....	51
3.4.1.2. Collage.....	52
3.4.2. Implications cliniques.....	53
3.4.2.1. L'IDS et systèmes adhésifs amélo-dentinaires.....	53
3.4.2.2. Zircone.....	54
3.4.2.2.1. Protocole Zircone.....	55
3.4.2.3. Disilicate de lithium.....	59
3.4.2.3.1. Protocole Disilicate de lithium.....	61
4. Synthèse.....	64
5. Présentation de cas cliniques.....	66
5.1. Cas d'un overlay en disilicate de lithium.....	66
5.2. Cas d'une couronne monolithique en zircone.....	68
5.3. Cas d'une couronne monolithique en disilicate de lithium.....	69
6. Lexique.....	70
7. Conclusion.....	72
8. Annexe.....	73
8.1. Annexe 1.....	73
8.2. Annexe 2.....	75
Références bibliographiques.....	76

# 1. Introduction

Toujours considérée comme le gold standard de par un recul clinique inégalable, la couronne céramo-métallique (CCM) semble répondre à toutes les indications. Un prothésiste expérimenté est en mesure de masquer la chape métallique sous-jacente par le biais d'une stratification adéquate, créant une restauration ayant l'apparence d'une dent naturelle. Néanmoins, l'avènement de l'esthétique avec le rejet de plus en plus de patients envers les armatures métalliques, l'ère du tout numérique, et l'apparition de nouveaux matériaux céramiques permettent de se poser la question suivante : ***la CCM est-elle toujours d'actualité ?***

Effectivement, au cours des dix dernières années, la recherche en céramique dentaire s'est concentrée sur la zircone et le disilicate de lithium en raison, entre autres, de leur capacité mutuelle à être usinée avec la technologie de conception fabrication assistée par ordinateur (CFAO), que ce soit directement au cabinet dentaire ou au laboratoire de prothèse. De plus en plus populaire, les restaurations en tout céramique offrent de surcroît une solution plus esthétique, durable et biocompatible.

Malgré la tendance actuelle au « *no post, no crown* » décrite par Magne et le respect du « *gradient thérapeutique* » présenté par Tirllet et Attal, la couronne possède toujours ses indications spécifiques [104,156]. Une approche relativement récente, à la fois fonctionnelle et esthétique, est de proposer une solution monolithique, c'est à dire composée d'un seul bloc, à l'inverse de la CCM et des couronnes céramo-céramiques (CCC).

Ce travail a donc pour but de mieux connaître la nature et les propriétés des matériaux employés à la réalisation de couronnes monolithiques afin de mieux appréhender leurs indications.

Ainsi une première partie décrit les céramiques dentaires, leur classification et plus précisément, développe les matériaux utilisables en reconstitutions monolithiques et leurs caractéristiques. Une deuxième partie expose les facteurs à prendre en compte lors du choix du matériau de la couronne monolithique, notamment en fonction de leurs propriétés intrinsèques mais aussi en fonction de critères cliniques.

Enfin, la troisième partie est une synthèse qui permet d'exposer les différentes indications de ces reconstitutions.

## 2. Les céramiques en odontologie

### 2.1. Classification des céramiques dentaires

Les matériaux céramiques sont multiples et variés. Au cours des années, différentes classifications ont été proposées. Différentes classifications existent :

1. en fonction de leur température de frittage :

- haute température de frittage : 1290°C à 1390°C,
- moyenne température de frittage : 1090°C à 1260°C,
- basse température de frittage : 870°C à 1065°C correspondant aux céramiques cosmétiques (couronnes céramo-métalliques et céramo-céramiques),
- très basse température de frittage : 660°C à 780°C [31].

2. En fonction de la méthode de mise en forme :

- par soustraction de matériau (système d'usinage),
- par addition de matériau (injection sous pression, infiltration entre autres). Elles sont toutefois la plupart du temps classées en 4 grands types : les céramiques en barbotine, les céramiques pressées, les céramiques infiltrées et les céramiques usinées [31].

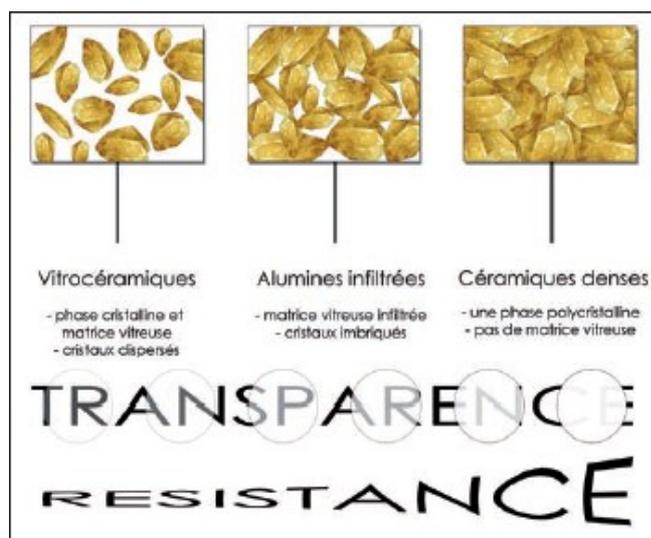


Figure 1: Microstructure schématisée des trois familles de céramiques et leurs propriétés de transparence et résistance [49].

Malgré la valeur scientifique de ces classifications, cette dernière prédomine par son application clinique directe :

3. en fonction de leur composition chimique et de leur microstructure (cf. Tableau 1).  
En effet de la microstructure des céramiques en découle leur qualité optique, leurs propriétés mécaniques ainsi que leur aptitude au collage :
  - céramiques vitreuses : matrice vitreuse et particules cristallines dispersées,
  - céramiques infiltrées : les particules sont frittées en premier lieu créant un matériau poreux qui est secondairement infiltré de verre,
  - céramiques polycristallines ou denses, il n'y a pas de phase vitreuse [48,84,162].

*Tableau 1: Classification selon la composition chimique et la microstructure [31,48,49,150].*

Microstructure	Type	Composition	Mise en oeuvre	Exemples
Céramiques vitreuses	Feldspathiques	SiO <sup>2</sup> : 50-78% Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup> : <10% Oxydes alcalins : 10 à 17%	Barbotine / Usinée	Vita Mark®II
	De synthèse	Leucite : KAISi <sup>2</sup> O <sup>6</sup>	Préssée / Usinée	IPS Empress®
		Silicate de lithium & nanocharges de zircon (10%)	Usinée	Celtra Duo® (Dentsply) / Suprinity® (VITA)
		Disilicate de lithium	Préssée / Usinée	IPS e.max® Press/CAD
		Fluoroapatite	Barbotine / Préssée	IPS e.max® Ceram
Céramiques (alumineuses) infiltrées		Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup> / MgO	Usinée	In-Ceram® Spinell
		Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup>	Barbotine / Usinée	In-Ceram® Alumina
		Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup> : 70% ZrO <sup>2</sup> : 30%	Usinée	In-Ceram® Zirconia
Céramiques polycristallines		Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup>	Usinée	Procera® Alumina
		ZrO <sup>2</sup>	Usinée	Cerec (Sirona)

Les dernières avancées technologiques ont permis une redistribution des cartes quant aux propriétés physiques de ces grandes familles de céramiques et la synthèse de nouveaux matériaux telles que les céramiques avec matrice en résine (cf. Tableau 2).

Tableau 2: Les céramiques avec matrice en résine [1,150].

Microstructure	Type	Composition	Mise en œuvre	Exemples
Céramiques avec matrice en résine	Nanocéramiques avec matrice en résine	-Matrice en résine polymérisée -Nanoparticules de céramique (Oxyde de silicium / Zirconie)	Usinée	Lava Ultimate (3M ESPE)
	Vitrocéramique incorporée à une matrice en résine pénétrante	-Céramique feldspathique (SiO <sup>2</sup> /Al <sup>2</sup> O <sup>3</sup> /Na <sup>2</sup> O/K <sup>2</sup> O/B <sup>2</sup> O <sub>3</sub> /ZrO <sup>2</sup> /CaO):86% du poids -Polymère (UDMA/TEGDMA): 14%	Usinée	Enamic (VITA Zahnfabrik)
	Céramique « silicate de zirconie » incorporée à une matrice en résine pénétrante	-Matrice d'éléments organiques -Silicate de zirconie/UDMA/TEGDMA/Dioxyde de silicium	Usinée	Paradigm MZ100 (3M ESPE)

Les céramiques présentées ici sont celles dont les indications cliniques concernent des restaurations monolithiques périphériques. Sont retrouvées dans ce groupement :

- les céramiques vitreuses feldspathiques renforcées :
  - en leucite : pour les couronnes antérieures,
  - en disilicate de lithium : pour les couronnes antérieures et postérieures ;
- les céramiques polycristallines en zirconie stabilisée : pour les couronnes antérieures et postérieures ;
- les céramiques avec matrice en résine tous types confondus : pour les couronnes antérieures et postérieures (6).

Les matériaux présentant le plus de recul clinique actuellement et faisant consensus dans la profession sont présentés ici : le disilicate de lithium et le dioxyde de zirconium [61,89,146,161].

## **2.2. Caractéristiques**

### **2.2.1. Rappels histologiques**

L'étude des propriétés physico-chimiques et optiques guide la recherche en biomatériaux. Afin d'obtenir des céramiques et un assemblage compatible avec le milieu buccal est utilisé le principe du biomimétisme. L'étude du système d'attache parodontal permet quant à elle un respect lors des préparations de cet espace physiologique et une comparaison de la biocompatibilité des différents matériaux pouvant être employés.

#### **2.2.1.1. L'émail**

L'émail est le tissu le plus externe de la dent, il coiffe le complexe dentino-pulpaire et est acellulaire. Il se remarque par sa dureté, tissu le plus calcifié du corps humain. Il possède une phase minérale représentant 96% du tissu constituée d'hydroxyapatite et une phase organique mineure.

Le collage amélaire date des années 1950, époque à laquelle le concept du mordantage voit le jour grâce à Buonocore (12). Le mordantage recommandé est réalisé à l'acide orthophosphorique de 32 à 40% [97]. Il permet d'éliminer la boue amélaire et donne accès à la structure prismatique sous-jacente (13). Cette déminéralisation crée des microporosités dans lesquelles la résine adhésive va venir s'infiltrer par attraction capillaire ce qui va former la couche hybride amélaire (14). Selon l'orientation des prismes, les forces d'adhérence amélaire vont varier, augmentant lorsque les prismes sont orientés orthogonalement par rapport à la surface (15). Un sablage ou éventuellement un léger fraisage s'avère nécessaire si la couche d'émail aprismatique de surface est toujours présente [48,144].

L'émail se caractérise par son opalescence, sa luminosité et sa translucidité (cf. lexique). A ces propriétés s'ajoute l'état de surface d'une dent qui modifie les angles de réflexion de la lumière. Effectivement l'état de surface peut faire varier de façon non négligeable la quantité et l'orientation de la lumière qui est réfléchi sur la surface du tissu ou de la restauration. Différents paramètres influencent le comportement optique des dents :

- l'état de surface, avec :
  - sa macrogéographie : principalement à composantes verticales due à la segmentation verticale de la dent par ses lobes bien distincts,
  - et sa microgéographie sous forme de stries souvent horizontales

(les péricymaties). Plus la microgéographie de surface est importante, plus l'aspect de la dent est mat. Plus la dent est « polie », plus son aspect est brillant (cf. illustration 2).

- l'épaisseur : d'un point de vue physique, plus il y a de matière, plus la lumière est absorbée. Ainsi, au niveau d'un bord libre fin la lumière traverse l'émail pour donner une teinte translucide gris-bleu. Au niveau du corps de la dent, le comportement est le même, un émail épais absorbe la lumière donnant une teinte plutôt grise. Pour un émail plus fin, la lumière est moins absorbée et une plus grande quantité est réfléchiée par la dentine, révélant sa couleur. Ce phénomène de réflexion-diffusion de la lumière se retrouve au niveau du bord cervical, illuminant ainsi les papilles [9].



*Figure 2: Macrogéographie et microgéographie d'une incisive centrale maxillaire naturelle [109].*

En denture naturelle, ces caractéristiques de surface sont variables d'un individu à l'autre et évoluent sous différentes actions érosives du brossage, des muscles péri-oraux et de la mastication. Ainsi lors de la réalisation de reconstitutions prothétiques, il convient de se rapprocher au mieux des valeurs dentinaires ou amélaire de macrogéographie et microgéographie en copiant les dents adjacentes, mais aussi des valeurs de réfraction lumineuse en employant le bon matériau (16).

*Tableau 3: Indice de réfraction des tissus dentaires ainsi que de quelques matériaux dentaires [49].*

<b>Matériau</b>	<b>Indice de réfraction</b>
Émail	1,63
Dentine	1,54
Céramique feldspathique	1,51
Résines composites	1,54
Oxyde d'alumine	1,8
Zircone	2,3

### 2.2.1.2. La jonction amélo-dentinaire

Cette zone de transition entre l'émail et la dentine va jouer un rôle important en permettant une déformation plastique faisant office de « joint » entre l'émail et la dentine aux modules d'élasticité différents (Tableau 3) ou encore dans l'arrêt de la propagation des fissures (17).

### 2.2.1.3. La dentine

Ce tissu est en contact direct avec la pulpe, il est recouvert par l'émail au niveau coronaire. La dentine se compose d'une phase minérale à 70%, de matières organiques à 20% et enfin de 10% d'eau (18). Ses propriétés mécaniques ainsi que celle de l'émail sont décrites dans le tableau 4 ci-dessous.

Tableau 4: Propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine [48]

Propriétés mécaniques	Email	Dentine
Module d'élasticité	84,1 GPa	18,3 GPa
Résistance en compression	384 MPa	297 MPa
Résistance en traction	10,3 MPa	98,7 MPa
Résistance en cisaillement	90 MPa	138 MPa
Dureté (kg/mm <sup>2</sup> )	408 HV (Vickers)	90 HV (Vickers)
Coefficient de dilatation thermique	11,4 .10 <sup>-6</sup> /°C	8,3 .10 <sup>-6</sup> /°C

Le collage dentinaire est demeuré longtemps problématique, tissu plus hydrophile et moins organisé que l'émail. Un mordantage est nécessaire de 15 secondes permettant une rugosité de surface et une réduction de la tension superficielle (19). Deux objectifs sont à compléter afin d'obtenir un collage concluant à la dentine : le premier est la pénétration des tubuli dentinaires ancrant mécaniquement la résine adhésive au sein de la dentine (ces prolongations de résine sont nommées digitations ou « Tags ») comme présentée dans l'illustration 3. Le second est d'infiltrer les fibrilles de collagène situés dans la dentine intertubulaire déminéralisée formant la couche hybride dentinaire (20). Ainsi une couche hybride se forme lorsque les monomères adhésifs infiltrent les fibrilles de collagène de la dentine déminéralisée. La teinte et la saturation ainsi que la fluorescence d'une dent sont dues à son noyau dentinaire.

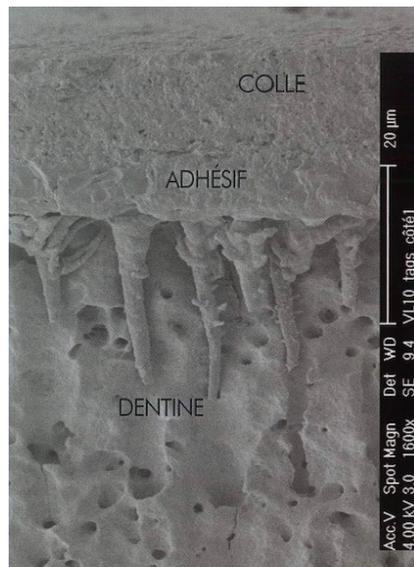


Figure 3: Photo au MEB présentant les tags de résine et leurs interconnexions[48].

#### 2.2.1.4. Le système d'attache parodontal

Lors de leur éruption les dents transpercent le tapis épithélial. Celui-ci a un rôle fondamental qui est de protéger les structures anatomiques sous-jacentes des contraintes biologiques et mécaniques. Pour se faire, la gencive forme une attache à la fois épithéliale et conjonctive sur la surface de la dent. L'attache épithéliale (AE) possède une fonction protectrice biologique, tandis que l'attache conjonctive (AC) confère une stabilité mécanique. L'espace biologique (EB) correspond à l'ensemble des ces deux structures comme présenté dans la figure 4.

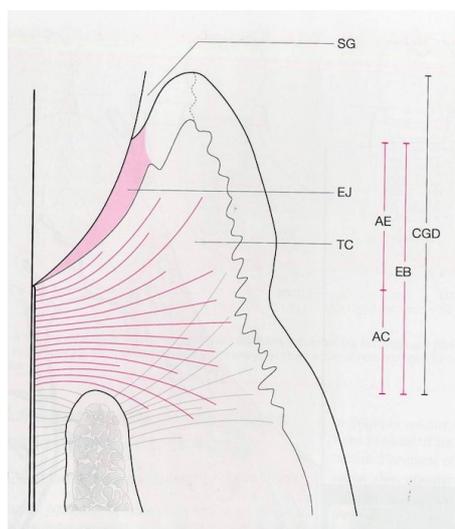


Figure 4: Schéma représentant l'espace biologique (EB) et le complexe dentogingival (CDG). SG: sulcus gingival ; EJ: épithélium de jonction ; TC: tissu conjonctif ; AE attache épithéliale ; AC: attache conjonctive [172].

Sa taille est d'environ 2,04 mm calculée comme la somme de l'AC (1,07 mm) et de l'AE (0,97 mm) [71,158,172].

La prise en compte de l'EB a un intérêt clinique majeur pour la restauration prothétique lorsque les limites marginales de la restauration sont positionnées à un niveau intrasulculaire que ce soit pour des raisons esthétiques ou fonctionnelles. Effectivement, si la limite s'étend apicalement au fond du sulcus jusqu'à la zone d'AE ou d'AC, la zone de contact microbiologique va être déplacée apicalement. Le parodonte réagit au non-respect de l'EB par des phénomènes d'ajustement et d'adaptation dans les zones de l'AE et de l'AC. Les deux réponses possibles sont représentées dans l'illustration 5. Dans ce cas, pour permettre au parodonte de restaurer l'EB, le praticien doit rétablir la distance entre l'os alvéolaire et la limite de la restauration en réduisant l'os à la hauteur appropriée par une procédure chirurgicale ou orthodontique [108,118,172].

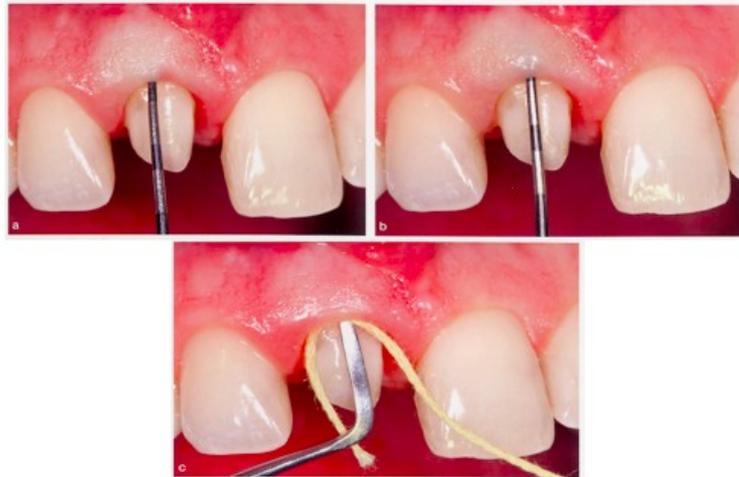
La règle d'or à retenir est : si la limite de la restauration doit être placée dans le sulcus, la limite de préparation doit être placée coronairement au fond du sulcus pour respecter l'EB [110].



*Figure 5: Photos illustrant le non-respect de l'espace biologique provoquant une réponse autorégulée associée : (a) à une perte osseuse alvéolaire et la formation d'une récession gingivale ; (b) ou à l'apparition d'une inflammation gingivale chronique [172].*

Le choix d'une limite supra-gingivale dans le cadre de reconstitutions coronaires dans le but de réaliser un collage permet d'éviter ce type de désagréments, néanmoins la réalisation de reconstitutions coronaires scellées nous obligent à rester vigilant quant aux principes de bases à respecter.

Des techniques permettent de connaître la taille de cet EB afin d'éviter sa violation, elles sont décrites dans la figure 6 ci-dessous.



*Figure 6: Techniques employées pour respecter l'espace biologique: (a) sondage de l'attache parodontale ; (b) sondage de la totalité du complexe dento-gingival. L'insertion d'un fil rétracteur dans la partie coronale de l'épithélium de jonction avant la préparation permet de protéger les structures plus apicales (c) [172].*

## **2.2.2. Les couronnes céramo-métalliques (CCM)**

### **2.2.2.1. Microstructure**



*Figure 7: Une CCM pour une incisive maxillaire antérieure [173].*

Les couronnes céramo-métalliques sont constituées d'une infrastructure métallique, le plus souvent en alliage non précieux, recouverte d'une céramique feldspathique cosmétique visible sur l'illustration 7 ci-dessus.

Les alliages non précieux pourront être en chrome-cobalt (Cr-Co) ou encore en titane. Le plus souvent pour les CCM, le Cr-Co est le plus utilisé. Sa composition est de l'ordre de minimum 60% de cobalt et 20% de chrome afin d'éviter la corrosion. Les éléments tels que le silicium ou le manganèse améliorent leur coulabilité (23).

Sur la base de la classification des céramiques en fonction de leur composition chimique et de leur microstructure, la céramique cosmétique stratifiée pour les CCM et Couronnes Céramo-Céramiques (CCC, même structure que pour les CCM mais l'armature est elle-même en céramique) appartient aux céramiques à base vitreuse. Dans cette classe existe différentes sous catégories, les céramiques feldspathiques composées de kaolin, feldspath naturel et de quartz et les céramiques de synthèse : soit à base de leucite soit de fluoroapatite.

Les céramiques feldspathiques sont composées d'oxydes tels que l'oxyde de silicium ( $\text{SiO}_2$ ) de 50 à 78% dans les matrices vitreuses et cristallines et d'oxyde d'aluminium ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) à moins de 10% dans la phase vitreuse. Ces oxydes augmentent la température de cuisson, la tension superficielle, la résistance et la rétraction à la cuisson. Des oxydes alcalins (oxyde de sodium ( $\text{Na}_2\text{O}$ ), oxyde de potassium ( $\text{K}_2\text{O}$ ), oxyde de calcium ( $\text{CaO}$ ), dioxyde de titane ( $\text{TiO}_2$ ) et oxyde de lithium ( $\text{Li}_2\text{O}$ )) sont présents à une teneur de 10 à 17%. Ils modifient essentiellement la phase vitreuse en diminuant les températures de ramollissement et de solidification et en abaissant la viscosité. Ils augmentent aussi le coefficient de dilatation thermique en dessous de la température de transition vitreuse et améliorent la résistance [48].

Les céramiques stratifiées sur une infrastructure métallique non précieuse correspondent aux actuelles CCM. Elles sont usuellement à base de leucite. L'addition de leucite au verre feldspathique de l'ordre de 15 à 25% en volume a mené à l'obtention d'une céramique cosmétique au coefficient de dilatation thermique compatible avec le métal sous-jacent. La leucite ( $\text{KAlSi}_2\text{O}_6$ ) est un alumino-silicate de potassium qui présente une structure tétragonale à température ambiante et qui subit une transformation de phase, passant de la phase tétragonale à la phase cubique à  $625^\circ\text{C}$  accompagnée d'une expansion volumique de 1,2%. Le résultat est un coefficient de dilatation thermique augmenté mais aussi un coefficient de contraction thermique légèrement inférieur à celui du métal afin de placer la céramique en compression. Les principaux défauts de ce type de matériau sont la porosité mais aussi les microfissures dues à un coefficient de dilatation thermique différentiel entre la leucite et la matrice vitreuse. Heureusement le frittage permet de réduire la porosité finale des restaurations [40].

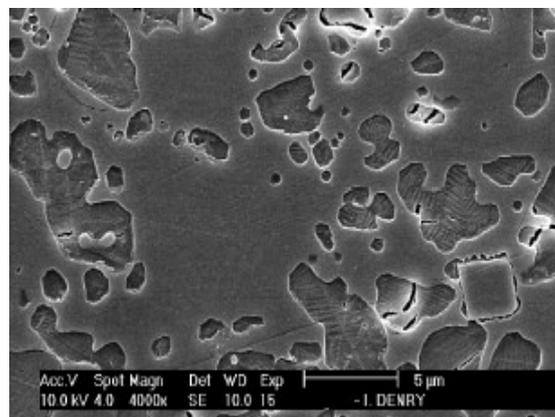


Figure 8: Microstructure de la céramique feldspathique [40].

### 2.2.2.2. Mise en oeuvre

La céramique d'émaillage ou cosmétique est constituée d'une poudre et d'un liquide d'apport. La mise en œuvre est réalisée selon la technique de la barbotine. Celle-ci consiste à créer une suspension de poudre de céramique dans de l'eau avant de venir l'appliquer sur un support pour lui donner la forme souhaitée [48]. Les deux éléments sont donc mélangés, déposés sur l'infrastructure après pose d'un opaque sur une infrastructure métallique ou d'un liner sur une infrastructure céramique. Le prothésiste va venir apporter successivement des masses dentine de plus en plus saturées et plus opaques, puis des masses incisales plus translucides (cf. Figure 9 ci-dessous).



*Figure 9: Étapes de stratification des masses dentine et incisale [173].*

Ensuite la céramique est frittée (cf. lexique) plusieurs fois selon les couches restituant la morphologie coronaire à réaliser sous vide permettant la suppression de la majeure partie des inclusions gazeuses (qui sont responsables des fractures de céramique). Au fur et à mesure des cuissons, le retrait du matériau est de plus en plus visible, il y aura alors passage d'une céramique d'aspect granuleux jusqu'au biscuit où l'on obtient un retrait presque complet traduit par une surface d'apparence plus lisse. La caractérisation de surface associée au travail de la forme sont primordiaux à l'obtention d'une reconstitution prothétique esthétique. Une glasure est ensuite appliquée, il s'agit d'une poudre de céramique incolore dont le point de fusion est égal ou inférieur à celui de la céramique sous-jacente et donnant une fine couche vitreuse et lustrée (23).



*Figure 10: Fidèle reproduction de fêlures amélaire, de mamelons et ajout d'effets dans le tiers incisal [173].*

### 2.2.2.3. Propriétés des céramiques cosmétiques

#### 2.2.2.3.1. Propriétés physico-chimiques des céramiques cosmétiques

L'intervalle de fusion des alliages non précieux en Cr-Co, compris entre 1050 et 1250°C est plus élevé que celui des alliages précieux. Il faut donc maîtriser parfaitement la chaîne de fonderie avec des moyens de chauffe performants pour éviter la formation de carbures, et utiliser des revêtements très résistants capables de compenser le retrait lié au refroidissement. Leur rigidité est très importante entre 210 et 250 Gpa tandis que leur résistance à la flexion varie de 500 à 600 Mpa. Cet avantage permet de réduire l'épaisseur des pièces prothétiques de façon significative permettant une stratification (0,2 mm au lieu de 0,4 mm pour les alliages précieux). Ces alliages sont donc particulièrement indiqués lorsque la hauteur disponible des éléments prothétiques est trop faible pour pouvoir dégager les embrasures. Leur dureté est élevée ( $280 < HV < 365$ ) (23).

Les propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques sont les plus basses des matériaux céramiques utilisés en dentisterie [40,141]. Leurs différentes valeurs sont retrouvées dans le tableau 5.

Tableau 5: Propriétés des céramiques cosmétiques (1).

Propriétés	Céramique vitreuse feldspathique	Céramique vitreuse riche en leucite	Céramique vitreuse à base de fluoroapatite
Application	Zircone	Métaux précieux / non précieux	Métaux précieux / non précieux – <u>Disilicate de lithium</u>
Module d'élasticité (GPa)	60-80	60-80	60-80
Résistance à la flexion (Mpa)	80-120	60-110	80-120
Tenacité (MPa√m)	0,7-1,60	0,7-1,60	0,7-1,60
Solubilité chimique (µg/cm <sup>2</sup> )	10 à 50	10 à 50	10 à 50
Température de frittage (°C)	750-930	710-850	800-900
Coefficient de dilatation thermique ( $10^{-6} / ^\circ\text{C}$ )	9 à 10	11,6 à 14,7	9 à 10

#### 2.2.2.3.2. Propriétés biologiques des céramiques cosmétiques

Les propriétés biologiques des alliages non nobles en chrome-cobalt sont en général très bonnes, en effet il est admis que les alliages contenant plus de 20% de chrome peuvent être considérés comme stables en milieu buccal. Cependant la libération d'ions métalliques toxiques peut engendrer des tatouages gingivaux ainsi que des récessions tissulaires marginales. De plus, il existe des allergies au chrome [7,164].

Les céramiques quelle que soit leur composition sont des matériaux bio-inertes ce qui leur confère une parfaite tolérance biologique, pulpaire et parodontale [159]. Elles sont

chimiquement stables : elles sont inattaquées par les fluides buccaux. Elles se caractérisent aussi par leur inertie électrique. Il faut cependant noter que la présence d'impuretés au sein du matériau induit la corrosion aux joints de grain. Ainsi moins il y a d'impuretés, meilleure est la résistance à la corrosion et donc meilleure est la biocompatibilité. Les tissus dentaires et la gencive marginale ont une grande tolérance vis à vis de la céramique mais qui reste dépendante de deux grands facteurs : l'état de surface du matériau et le respect des principes fondamentaux de la prothèse fixée. La texture du matériau c'est à dire ses micro et macroporosités va influencer positivement l'accumulation de plaque dentaire, la modification de surface finale devra être optimale afin de limiter au maximum les quelques porosités qui peuvent persister à la surface de la céramique. Sinon elles constituent des zones de progression bactérienne et de stagnation des fluides buccaux et par voie de conséquence des zones à fort risque parodontopathogène. Concernant le respect des principes de prothèse fixée, l'épaisseur cervicale nécessaire pour une CCM est plus importante que pour celle d'une simple CC, il faudra donc veiller à l'absence de surcontours de façon à ne pas compromettre la santé parodontale. La modification de la morphologie interne du sillon gingivo-dentaire accroît le dépôt bactérien conduisant à moyen et long terme à une inflammation gingivale éventuellement associée à des caries et à une destruction parodontale [55,83]. Néanmoins il faut savoir que la réponse tissulaire est excellente et supérieure à toute autre reconstitution prothétique classique mise dans les mêmes conditions d'hygiène et de maintenance [20].

#### **2.2.2.3.3. Propriétés optiques des céramiques cosmétiques**

Un opaqué est appliqué initialement sur l'armature afin de la masquer et d'assurer l'accroche de la céramique cosmétique dessus. Le caractère esthétique limité des CCM est dû majoritairement à la présence d'un joint dento-prothétique visible avec le temps (tatouage gingival par les oxydes métalliques) associé à une translucidité relative de par la chape métallique.

#### **2.2.2.3.4. La liaison céramique cosmétique / armature**

La liaison entre la céramique cosmétique avec le matériau d'infrastructure est sous la dépendance de 3 types d'interactions lors du frittage et au cours du refroidissement de la céramique :

- la première interaction est physico-chimique correspond à la mouillabilité de la céramique à l'état pâteux sur la surface de l'infrastructure. Celle-ci va dépendre de sa tension superficielle à la température de frittage. Ainsi dans le cas des CCM , un bon étalement de la céramique est obtenu à l'état pâteux en augmentant l'énergie superficielle de l'alliage par oxydation préalable,

- la seconde interaction est purement chimique. Elle est l'aboutissement complexe d'oxydo-réductions aux interfaces.
- La dernière est d'ordre mécanique : deux phénomènes se couplent, l'ancrage de la céramique après refroidissement dans les rugosités de surface de l'infrastructure. A l'échelle macroscopique cette rugosité sera obtenue par sablage, tandis qu'à l'échelle microscopique par la dissolution sélective de certaines phases de l'alliage pour les CCM. Et enfin la mise en compression de la céramique due à une légère différence de contraction entre le matériau d'infrastructure et de la céramique cosmétique lors du refroidissement (jusqu'à environ 10% inférieur à celui du matériaux de l'infrastructure) [48,141].

#### 2.2.2.3.5. L'écaillage ou « chipping »

Le principal défaut des CCM et CCC concerne la couche cosmétique réalisée par stratification manuelle qui présente des petites fractures type écaille appelées « chipping ». Les premières fractures qui ont été relevées sont dues à une incompatibilité entre les coefficients de dilatation thermique des deux matériaux [133,136].

Le standard-étalon actuel qu'est la CCM due à son recul clinique important permet de comparer les performances cliniques des CCC à celles-ci [40,56]. Les résultats d'études sur l'incidence de fracture de la céramique cosmétique des CCM su 5 ans était d'environ 5,7%, tandis que des études plus récentes présentent une incidence plus élevée voire comparable pour le chipping concernant les CCC [122,136]. Néanmoins, d'autres études présentent l'écaillage comme étant le mode le plus fréquent d'échec clinique pour les CCC à base zircon [56]. Effectivement, la liaison céramo-métallique constitue actuellement une référence en termes de résistance au cisaillement. Si la liaison entre une vitrocéramique d'armature et la céramique feldspathique sus-jacente est bonne compte tenu de la nature identique des matériaux, il n'en est pas de même entre la zircon et la céramique feldspathique [29,90,98]. La notion d'échec retrouvée dans la majorité des publications concerne la survenue durant l'étude de toute complication après scellement notamment la fracture de la céramique cosmétique même minime [117].

Ainsi se pose la question de l'utilisation de couronnes monolithiques dont la résistance à la fracture s'avère être nettement supérieure à celles des CCM et CCC sujettes à l'écaillage et à la fissuration radiale [59,171].

## 2.2.3. Zircon

### 2.2.3.1. Microstructure

La zircon correspond à une céramique polycristalline pure de haute densité caractérisée par l'absence de phase vitreuse (1).

Elle existe en 3 différentes phases cristallographiques selon la température où elle se situe (cf. figure 11) :

- zircon monoclinique : stable jusqu'à 1170°C,
- zircon tétragonale ou quadratique : stable entre 1170°C et 2370°C,
- zircon cubique : stable de 2370°C jusqu'au point de fusion de 2680°C [106,120,148].

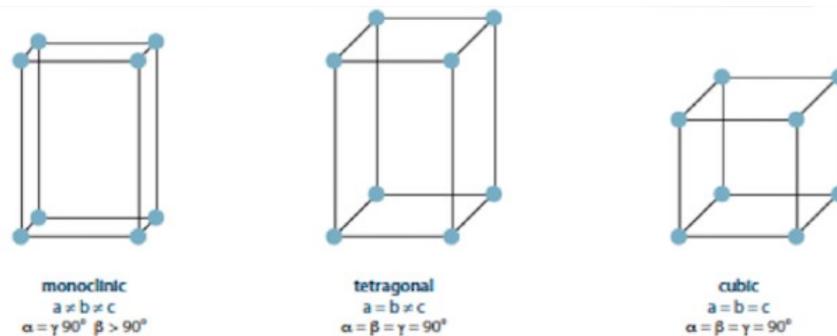


Figure 11: Les trois phases cristallographiques de la zircon [148].

Ces 3 phases présentent des propriétés mécaniques totalement différentes, en effet seule la phase tétragonale possède les propriétés mécaniques recherchées de la zircon.

Cependant, dans les années 1990 les ingénieurs céramistes apprennent à stabiliser la forme tétragonale haute température de la zircon à température ambiante en additionnant une faible quantité d'oxydes tels que le MgO, CaO ou l'oxyde d'Yttrium (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) donnant naissance à la zircon Y-TZP (Yttrium – Tétragonale Zircon Polycristalline). Des restaurations prothétiques en zircon dopée pourront être envisagées [106,131].

Ainsi cette zircon stabilisée est métastable sous sa forme tétragonale à température ambiante ce qui signifie qu'elle peut localement se transformer en structure monoclinique (1).

L'énergie libérée par la propagation d'une microfissure dans le matériau sous contrainte va enclencher localement une transformation tétragonale-monoclinique des grains adjacents à la microfissure (cf. figure 12). L'augmentation de volume associée va ralentir puis bloquer la microfissure. Il en résulte une augmentation importante de la résistance à la flexion et la tenacité [26,106,131,148].

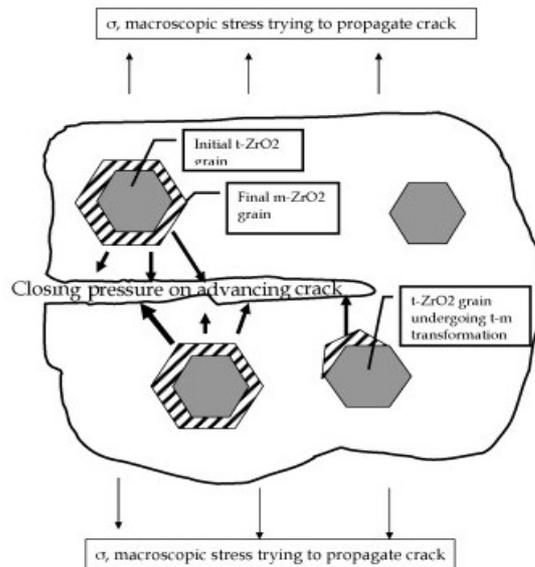


Figure 12: Transformation de la zircone de la phase tétragonale à la phase monoclinique (35,39,40).

### 2.2.3.2. Synthèse

La difficulté de mise en œuvre de la technique de frittage est qu'elle nécessite une haute température et une haute pression pour de petites restaurations. Frank Filser propose et valide en 2001 le concept d'usinage direct de la zircone sous la forme de blocs préfrittés [53].

#### 2.2.3.2.1. Fabrication de la poudre et sa préparation pour pressage

La matière première est le sable zirconfère contenant du zircon constitué à 67% de zircone. Ce sable est purifié par différentes décompositions chimiques et thermiques jusqu'à l'obtention d'oxydes de zirconium auxquels est ajouté entre autres 5,15% d'un sel d'yttrium. Une hydrolyse puis un séchage et enfin une calcination permettent l'obtention d'une poudre désagglomérée et broyée. Une taille critique des grains (0,6  $\mu\text{m}$ ) est fixée afin d'assurer la stabilité de la phase tétragonale.

Afin de la mettre en forme avant frittage, une barbotine est réalisée avec la poudre de zircone à laquelle est incorporée des éléments minéraux (colorants entre autres) et organiques (lubrifiants, plastifiants, colles). Puis la poudre est atomisée, c'est à dire transformée de l'état de liquide à de fines particules solides.

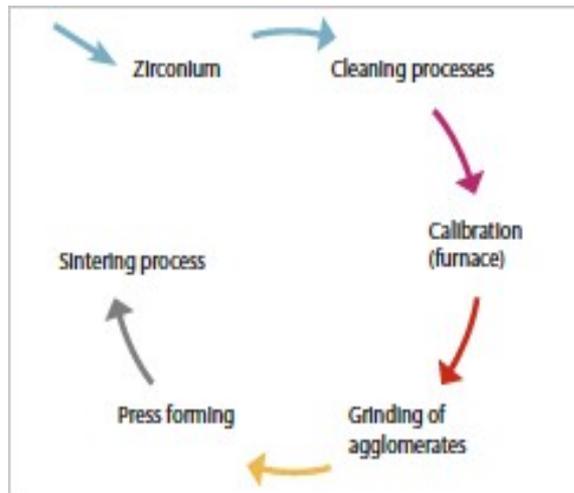


Figure 13: Préparation de la poudre de dioxyde de zirconium [148].

#### 2.2.3.2.2. Préparation des blocs

Cette morphologie de poudre lui procure une excellente coulabilité permettant un remplissage aisé de moules polymères déformables.

Une pression isostatique appliquée sur toute leur surface (jusqu'à 3000 bars) assure une élimination de tout espace entre les grains pour l'obtention d'une densité homogène.

Un préfrittage vers 1000°C lui confère une solidité suffisante pour un usinage aisé avec des outils appropriés (carbures de tungstène ou diamantés). La qualité du préfrittage influe sur la précision d'ajustage: ce préfrittage doit être homogène et la densité doit être précisément déterminée pour adapter le pourcentage de surdimensionnement.

#### 2.2.3.2.3. Frittage

S'il subsiste des défauts entre les grains, les propriétés mécaniques du matériau en seront altérées. Il existe 2 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 haute pression isostatique HIP (Hot Isostatic Pressure). Ce traitement consistant à exercer une pression pouvant aller jusqu'à 2000 bars dans une chambre de chauffe permettant de continuer à améliorer les propriétés mécaniques en augmentant légèrement la densité du matériau par homogénéisation de la matière. Mais du fait de son coût, et de la difficulté de frittage engendrée ce post-traitement n'est utilisé que dans des cas particuliers (par exemple pour des implants, des pièces mécaniques et l'aéronautique).

### 2.2.3.3. Propriétés de la zircone

#### 2.2.3.3.1. Propriétés physico-chimiques de la zircone

La zircone dite traditionnelle, de faible translucidité utilisée pour les chapes des couronnes céramo-céramiques a fait ses preuves tant au point de vue de ses propriétés mécaniques (Tableau 6) que pour son comportement pratique [12,39,112,116].

Tableau 6: Propriétés physico-chimiques de la zircone traditionnelle (3Y-TZP) [8,23,31,37,43,84,95,101,127].

Propriétés de la Zircone dite traditionnelle						
Tenacité	Module d'élasticité	Dureté	Résistance à la flexion	Coefficient de dilatation thermique	Solubilité chimique $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Module de Weibull
10 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$	210 GPa	12,3 GPa	1000-1400 MPa	10-11 $\cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$	<20	6 à 12

- Dégradation en milieu humide

La tendance à l'hydrolyse de la zircone, phénomène dû à la transformation de la phase cristallographique tétragonale en phase monoclinique est quasiment neutralisée par l'adjonction d'additifs tels que l'oxyde d'yttrium, de magnésium ou d'aluminium limitant ainsi le vieillissement par le contrôle de la taille des grains. De plus les chapes de zircone sont recouvertes soit de céramique cosmétique lors de la réalisation de CCC, soit de glasure lors de la réalisation de couronnes monolithiques.

#### 2.2.3.3.2. Propriétés biologiques de la zircone

La norme ISO 6872 - ISO étant l'Organisation Internationale de Normalisation - correspond à la norme internationale spécifiant les exigences et les méthodes d'essai correspondantes relatives aux matériaux céramiques dentaires pour les restaurations et les prothèses tout céramique et céramo-métallique. Ainsi grâce à une solubilité en milieu acide inférieure à  $20\mu\text{g}/\text{cm}^2$  établit par les normes 6872 et 9693 la zircone est considérée particulièrement résistante aux attaques chimiques [31].

De même, elle est classifiée comme une bio-céramique inerte et répond à la norme d'évaluation biologique des dispositifs médicaux ISO 10993 [42]. En effet, basé sur différentes études, la zircone s'est avérée être une céramique biocompatible, c'est à dire non

cytotoxique et non mutagène [18,32]. En comparaison au disilicate de lithium, la meilleure migration cellulaire a été observée sur les céramiques à base de dioxyde de zirconium [18,42]. De plus son faible pouvoir conducteur permet d'isoler thermiquement la chambre pulpaire autorisant la réalisation de restaurations prothétiques sur dents vitales.

L'absence d'utilisation de métal dans ce type de restaurations permet un meilleur respect de l'environnement parodontal avec l'absence de couche d'oxydation à la surface du matériau d'infrastructure qui libère des ions toxiques pouvant induire une inflammation gingivale [69,92,102,125]. L'adaptation marginale des couronnes full-zircone est identique que celle des couronnes céramo-métalliques (due à la précision d'usinage de ce matériau) [54,80,99,107,114,130]. Néanmoins certaines études émettent des réserves quant aux variations des résultats de l'ajustage en fonction de la chaîne CFAO employée et des variables à adaptation manuelle (l'ajustage marginal pouvant varier de plus de 40 microns) [130].

#### **2.2.3.3.3. Propriétés radiologiques de la zircone**

La radioactivité des céramiques dentaires ne doit pas dépasser 1,00 Bq/g d'uranium 238 ce qui est le cas également avec les poudres de ZrO<sub>2</sub> actuelles (0,001 à 0,007 Bq/g).

La présence dans certaines poudres d'oxyde en particulier de zirconium d'impuretés radioactives a fait craindre au début des années 1990 une radioactivité importante des têtes fémorales de prothèses de hanche en zircone. L'utilisation actuelle de poudres très pures pour la fabrication des diverses prothèses médicales a rendu la radioactivité extrêmement faible (environ 100nGy/h) comparable à certaines prothèses en alumine ou en métal [95].

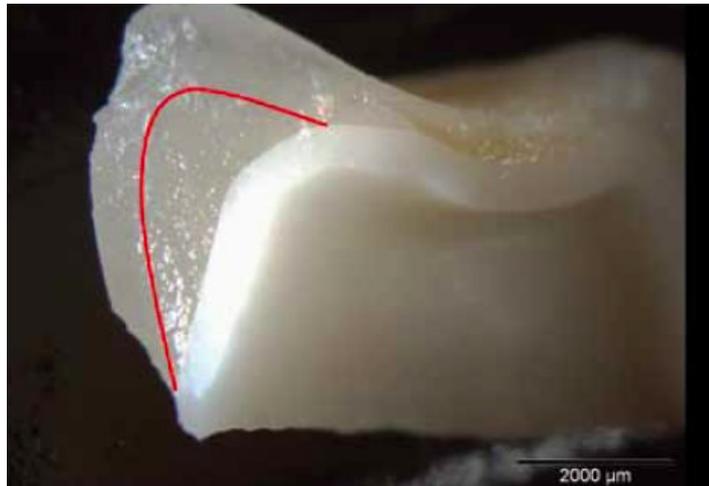
#### **2.2.3.3.4. Le « chipping »**

Les premières zircons utilisées en odontologie, c'est à dire l'3Y-TZP (3 mol % Ytria-stabilized Tetragonal Zirconia Polycrystals) aussi nommée zircone traditionnelle/conventionnelle ou de 1ère génération sont blanches et opaques. La première utilisation possible est de réaliser une couronne comprenant 2 parties, la première avec un matériau cœur en zircone de 1ère génération et par dessus une stratification de céramique cosmétique. Néanmoins comme cité un peu plus haut, le phénomène d'écaillage reste le facteur limitant à l'utilisation de ces couronnes, ce qui a favorisé le développement de nouvelles zircons utilisables en technique monolithique [68,139].

En effet, cliniquement comme en laboratoire une fracture peut être observée. Il faut savoir que celle-ci n'est jamais située à l'interface entre le matériau cœur et la céramique

cosmétique mais toujours dans la céramique cosmétique. Une toute petite couche de céramique reste sur le matériau d'infrastructure ce qui permet de définir cette fracture comme une fracture cohésive [134,171].

Les résultats des études ont abouti à des changements de méthodologie en modifiant la conception de l'infrastructure pour procurer un soutien de la céramique cosmétique au niveau cuspidien, une absence de contacts mésiaux ou distaux en occlusion, une couche de céramique cosmétique fine ne dépassant pas 1,5mm et enfin en mettant en place un concept occlusal avec guidage incisivo-canin pour éviter tout contact fort lors des trajets excursifs mandibulaires [125,138]. Ainsi une conception optimisée de l'armature, favorisant le soutien occlusal et une épaisseur homogène de porcelaine cosmétique réduisent le nombre et la surface des éclats (visible sur la figure 14 ci-dessous) [46,58,96,128,134]. Les autres causes potentielles de défaillance de la céramique incluent des coefficients d'expansion thermique incompatibles entre matériau d'infrastructure et la céramique cosmétique, un stress thermique résiduel dans le matériau cœur, la qualité du logiciel de CFAO et des différences de module d'élasticité.



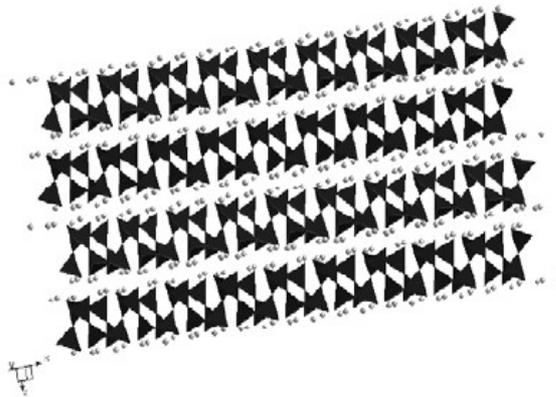
*Figure 14: Infrastructure d'une CCC assurant un soutien idéal des cuspides, prévenant du risque de fracture du matériau cosmétique [125].*

#### **2.2.4. Disilicate de lithium**

Le disilicate de lithium a gagné en popularité après le lancement en 1998 de l'IPS Empress® 2 d'Ivoclar Vivadent. Pour augmenter entre autres la résistance et le coefficient de dilatation thermique, les fabricants ont ajouté des particules cristallines. La phase cristalline formée est un disilicate de lithium représentant environ 70% du volume de la vitrocéramique. En comparaison avec les vitrocéramiques enrichies en leucite, le disilicate de lithium a de meilleurs propriétés mécaniques [40,57,81,145,165].

### 2.2.4.1. Microstructure et synthèse

Initialement le disilicate de lithium a été obtenu par fusion d'un verre feldspathique qui a ensuite été moulu afin d'obtenir par un procédé de cristallisation des blocs soit pour technique pressée soit pour CFAO. La cristallisation du disilicate de lithium est contrôlée par un cycle de chauffage dans lequel le métasilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_3$ ) réagit avec la phase vitreuse ( $\text{SiO}_2$ ) pour produire du disilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_6$ ). Le métasilicate de lithium est nucléé à partir du verre de base amorphe ( $\text{Li}_3\text{PO}_4$ ) aux températures initiales de cycle. Plus tard la vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium a subi quelques changements et a donné lieu à l'IPS e.max® composé de:  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{ZnO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$  et de  $\text{ZrO}_2$ , qui possède de meilleures propriétés mécaniques principalement en raison de la diminution de la taille des plaquettes de cristaux ainsi que de l'augmentation de l'imbrication entre ceux-ci [40,145,150]. Les cristaux vont être imbriqués en forme de plaque orientés de manière aléatoire (cf. figure 15). Ceci est idéal du point de vue de la résistance du matériau car les cristaux en forme d'aiguille provoquent une déformation et une ramification qui va ainsi permettre une meilleure résistance à la propagation des fissures fournissant une augmentation de la résistance à la flexion [85,143].



*Figure 15: Structure cristallographique du disilicate de lithium présentée par des couches de  $\text{SiO}_4$  tétraèdres [40].*

Figure 7: Composition de l'IPS e.max®(65,69,96,100).

Constituants	Poids en %
SiO <sub>2</sub>	57 à 80
Li <sub>2</sub> O	11 à 19
K <sub>2</sub> O	<13
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	<11
ZrO <sub>2</sub>	<8
ZnO	<8
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	<5
MgO	<5
Oxydes colorants	<8

Le disilicate de lithium en technique pressée contient environ 65 à 70% en volume de cristaux de disilicate de lithium (Li<sub>2</sub>O-2SiO<sub>2</sub>) avec environ 1% de porosité. Toutes les études semblent convenir que les mécanismes conduisant à la cristallisation du disilicate de lithium sont complexes en raison de la présence de phases cristallines nanométriques. La microstructure finale consiste en des cristaux de disilicate de lithium hautement imbriqués de 3 à 6 µm de long et de 0,8µm de diamètre dont l'orientation aléatoire permet d'augmenter les propriétés mécaniques comparativement aux céramiques feldspathiques renforcées [143]. Tandis que la compatibilité entre la phase vitreuse et les cristaux permet l'obtention d'une forte translucidité.

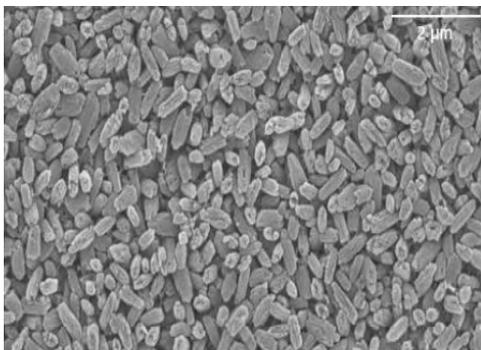


Figure 17: Microstructure de la céramique en disilicate de lithium en technique usinée [74].

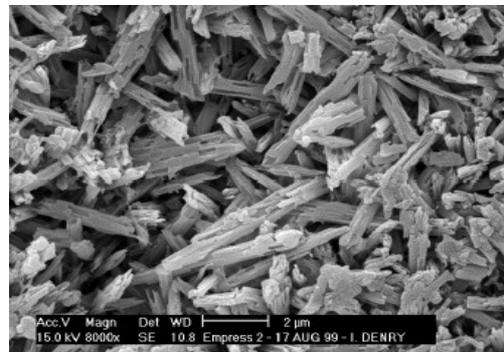


Figure 16: Microstructure de la céramique en disilicate de lithium en technique pressée [40].



Figure 18: Cristaux imbriqués de la céramique en disilicate de lithium [40].

Quand ce matériau est usiné, il est issu de la cristallisation d'un verre précurseur de  $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$  en disilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ ) et de métasilicate de lithium ( $\text{Li}_2\text{SiO}_3$ ) en plus faible quantité [40,74]. Dans un état entièrement fritté mais partiellement cristallisé, la céramique est plus facile à usiner et présente une résistance modérée de l'ordre de 130MPa à 150MPa. En fonction du prétraitement par cristallisation des blocs de céramique de deux niveaux de translucidité peuvent être obtenus :

- le disilicate de lithium à Haute Translucidité (HT) contient moins et de plus grands cristaux de métasilicate de lithium à l'état précristallisé,
- tandis que le matériau à faible (Low) translucidité (LT) contient une densité plus élevée de plus petits cristaux.

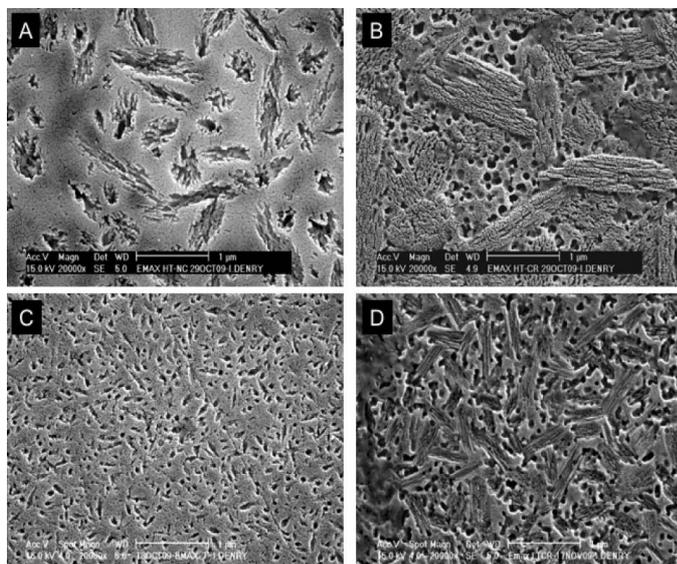


Figure 19: (A) Céramique HT partiellement cristallisée. (B) Céramique HT totalement cristallisée. (C) Céramique LT partiellement cristallisée. (D) Céramique LT totalement cristallisée [40].

Après un traitement thermique de cristallisation complet à  $850^\circ\text{C}$  pendant 20 à 31 minutes, la céramique HT présente des couches de cristaux de disilicate de lithium de taille  $1,5 \times 0,8\mu\text{m}$  dans une matrice vitreuse. Tandis que la céramique LT entièrement cristallisée présente une haute densité de petits cristaux de disilicate de lithium entrecroisés de taille  $0,8 \times 0,2\mu\text{m}$  associés à des cristaux de phosphate de lithium. Après cristallisation complète, selon les données du fabricant la résistance à la flexion est de l'ordre de 360 Mpa contre 400 Mpa pour les lingotins pressés, alors que des études ont rapporté une résistance de l'ordre de  $262 \pm 88$  Mpa.

## 2.2.4.2. Propriétés du disilicate de lithium

### 2.2.4.2.1. Propriétés physico-chimiques du disilicate de lithium

La résistance à la flexion après le traitement thermique de cristallisation complet du disilicate de lithium à usiner est de 360MPa contre 400MPa pour le disilicate de lithium en technique pressée.

Tableau 8: Propriétés physico-chimiques du disilicate de lithium[4,11,24,43,52,74,75,101,127,170].

Propriétés du Disilicate de Lithium (selon ISO 6872)						
Tenacité	Module d'élasticité	Dureté	Résistance à la flexion	Coefficient de dilatation thermique	Solubilité chimique $\mu\text{g}/\text{cm}^2$	Module de Weibull
2 à 3 MPa $\sqrt{\text{m}}$	95GPa	5,7 GPa	300 à 400 MPa	10,5 .10-6 /°C	40	3 à 6,3

### 2.2.4.2.2. Biocompatibilité

La revue de la littérature a permis de mettre en évidence que les céramiques à base de disilicate de lithium ne sont pas biologiquement inertes. En effet, elles provoquent une diminution de l'activité mitochondriale de 50 à 70%. Il existe donc un risque biologique initial qui cependant diminue rapidement avec le temps. Les auteurs formulent l'hypothèse que ce phénomène serait lié à la perte d'éléments présents dans le matériau. Il est également important de spécifier que si les prothèses à base de disilicate de lithium subissent un polissage soigneux ce risque d'apparition de réactions cellulaires s'avère négligeable [15,55].

Concernant l'ajustage marginal des couronnes, il n'existe pas de consensus actuel sur une limite cliniquement acceptable d'adaptation marginale, cela peut varier de 75  $\mu\text{m}$  à 120  $\mu\text{m}$  selon les auteurs [25,70,82,154]. Des écarts inférieurs à 100  $\mu\text{m}$  semblent être cliniquement acceptables [114,137,168]. Une revue de la littérature a conclu que les couronnes réalisées en CFAO présentent une adaptation marginale compatible avec les limites d'acceptabilité clinique (ici inférieure à 100  $\mu\text{m}$ ). Néanmoins, il n'existe à ce jour pas de résultat probant quant à la différence d'ajustage entre une couronne pressée ou une couronne usinée. Effectivement, des études présentent qu'avec la CFAO, l'ajustage marginal est supérieur à la technique de pressée, ou d'autres avancent qu'il n'existe pas de différence significative d'adaptation marginale entre les deux procédés [25,60,86].

Concernant l'ajustage marginal de couronnes monolithiques usinées en disilicate de lithium en comparaison à l'ajustage de CCM, une étude présente qu'il existe effectivement

des variables dans le procédé CFAO qui impactent l'ajustage marginal et interne et qu'ainsi l'espace marginal des couronnes en disilicate de lithium semble être supérieur à celui des CCM sans toutefois être significativement différent [113].

#### 2.2.4.2.3. Propriétés optiques du disilicate de lithium

L'avantage des céramiques au disilicate de lithium est d'une part d'avoir une opacité suffisante dans les cas de dyschromies légères et d'autre part d'avoir une translucidité suffisante pour laisser la lumière se diffracter au cœur du biomatériau [16].

Actuellement la marque phare du disilicate de lithium est représenté par IPS e.max Press® qui présente des lingotins en version polychrome constitués d'un dégradé de translucidité entre dentine et incisal et en version monochrome en 5 degrés de translucidité :

- HT pour High Translucency,
- MT pour Medium Translucency,
- LT pour Low Translucency,
- MO pour Medium Opacity,
- et HO pour High Opacity.

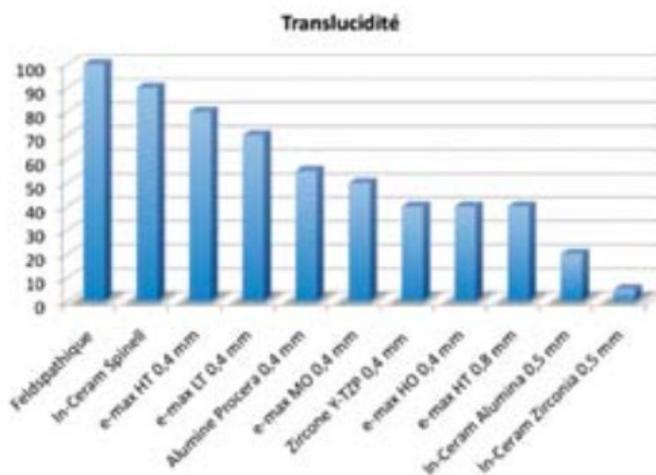


Figure 20: Translucidité des différents matériaux utilisés en dentisterie prothétique (14).

Selon les données du fabricant, les seules céramiques utilisables pour les couronnes monolithiques sont les lingotins MT et LT ou encore ceux en version polychrome pour les couronnes antérieures, postérieures et les bridges de 3 éléments jusqu'à la deuxième prémolaire en technique de cut back ou de simple maquillage [75].

Pour la gamme IPS e.max CAD®, c'est à dire en technique usinée, des lingotins de trois degrés de translucidité sont proposés : HT, LT et MO. Là aussi, les seuls lingotins utilisables pour la réalisation de couronnes monolithiques sont les HT et LT pour les couronnes antérieures, postérieures et les bridges de 3 éléments jusqu'à la deuxième prémolaire en technique de « cut back » ou de simple maquillage [74].

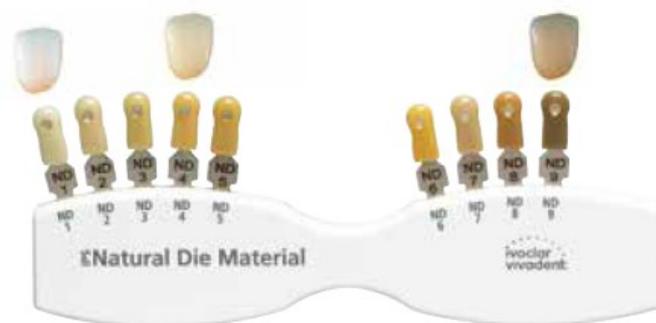


*Figure 22: Initialement: Couronnes Céramo-Métalliques sur 11 & 21 [143]*



*Figure 21: Couronnes monolithiques en disilicate de lithium (IPS Empress 2®) sur 11 & 21[143]*

Un élément très important à prendre en compte sur les qualités optiques du matériaux est la coloration du pilier, dyschromié ou non. Un teintier spécifique existe que ce soit pour la gamme usinée ou pour la gamme pressée présenté ci-dessous.



*Figure 23: Influence de la coloration du pilier sur une même teinte de lingotin pour la technique pressée (Teintier IPS Natural Die Material d'Ivoclar Vivadent®).*

## 3. Facteurs cliniques

### 3.1. Exigences esthétiques

Lors de la réalisation de restaurations dans le secteur antérieur, il peut être intéressant de réaliser une analyse esthétique pointue (de la face, du sourire, intra-buccale) associée à la mise en place d'un projet esthétique virtuel à l'aide de photographies (VEP®, DSD® entre autres).

#### 3.1.1. Critères optiques

##### 3.1.1.1. La zircone

Depuis quelques années les industriels ont cherché à produire une zircone utilisable en un seul bloc c'est à dire qui n'est plus réservée à la seule confection d'infrastructures mais convient aussi désormais à la réalisation de restaurations monolithiques esthétiques. Pour se faire, ils ont donc cherché à améliorer la translucidité en diminuant la taille et la concentration des grains en oxyde d'aluminium. C'est la zircone de 2e génération apparue en 2012-2013. Cela a permis une meilleure transmission de la lumière tout en gardant de bonnes propriétés physiques [149]. Est retrouvé dans cette 2e génération la zircone monolithique translucide dite High-Translucent (HT). On peut citer la zircone Lava Plus de 3M Espe® [131].

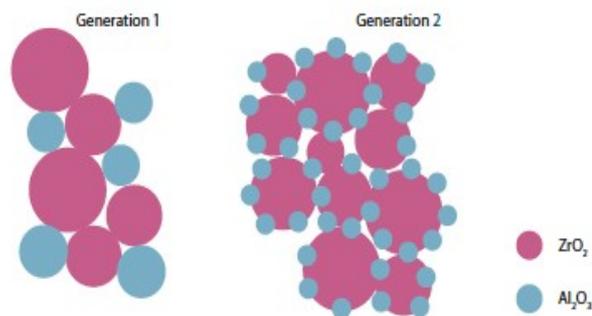


Figure 24: Présentation de la zircone de 1ère et 2ème génération [148].

Enfin est apparu en 2015 la zircone de 3e génération (5 mol% Y-TZP) suite aux résultats esthétiques toujours inférieurs à ceux des vitrocéramiques. Contrairement aux zircones de 1ère et 2ème générations, celle-ci n'est pas seulement métastable à la phase quadratique mais contient aussi une phase cubique de l'ordre de 53% rendu possible par l'ajout d'oxyde d'yttrium [149]. Les cristaux cubiques ont un volume plus important par rapport aux tétragonaux permettant une meilleure transmission de la lumière. De même ces cristaux sont plus isotropiques ce qui veut dire que l'incidence de la lumière est émise dans

toutes les directions spatiales augmentant encore la translucidité de ce matériau.

De plus selon les fabricants de poudre de zircone, aucun vieillissement hydrothermique n'apparaît ce qui veut dire que sa microstructure et sa résistance n'est pas altérée en milieu buccal. Néanmoins les propriétés physiques restent inférieures aux autres générations de zircone dues à la stabilisation phase quadratique – phase cubique engendrant la réalisation d'une préparation périphérique plus mutilante. On retrouve dans cette 3<sup>e</sup> génération :

- une zircone monolithique Super-translucent (ST), avec par exemple Opera ST d'Euromax®,
- une zircone monolithique Ultra-Translucent (UT), avec par exemple Ceramill Zolid FX d'Amann Girrbach®, Prettau anterior de Zirkozahn®, Z-CAD Smile de Metoxit® [131,149].



*Figure 25: Différentes translucidités de chapes en zircone placées sur une source lumineuse (140) .*

Concernant la coloration, il est important de noter que l'addition de colorants à la zircone monolithique n'affecte ni la résistance à la flexion ni la translucidité du matériau [140]. Plus récemment a vu le jour l'intégration d'un gradient dans les disques usinables de teintes et de translucidités. Une transition douce de teintes permet de simuler celles de l'émail, de la dentine et du collet des dents naturelles. Ce degré chromatique va donc mimer les transitions chromatiques naturelles. Ce concept se nomme Multilayer (ML). Un logiciel de CAO peut aider l'info-prothésiste à déterminer la séquence et l'intensité de couleurs en positionnant la restauration future dans le disque. Par exemple la marque Kuraray® propose des disques constitués de quatre couches pré-teintées permettant l'usinage de restaurations naturelles sans devoir utiliser de colorants sur la partie cervicale, la dentine ou la zone incisale (95). Il faut cependant prendre en compte que plus la couleur est foncée plus le degré d'opacité augmente et donc moins la restauration est translucide [39,65,87].

### 3.1.1.2. Disilicate de lithium versus dioxyde de zirconium

De nombreuses études ont cherché à comparer les propriétés optiques de ces deux matériaux afin de mettre en exergue la céramique la plus esthétique. Il faut savoir que la microstructure de la céramique va influencer les propriétés optiques (75). Une étude menée en 2016 comparant la 5Y-TZP (UT) à la zircone de 2ème génération (HT) et au disilicate de lithium a présenté les résultats suivants : la 5Y-TZP (UT) possède une résistance à la flexion et une translucidité située entre celles de la 3Y-TZP (HT) et du disilicate de lithium [93]. Ces résultats sont confirmés par d'autres études qui présentent qu'à une épaisseur de 0,5mm, la zircone UT est significativement plus translucide que toutes les autres zircons mais que le disilicate de lithium même LT reste significativement plus translucide que toutes les zircons y compris les zircons UT et ST [66,67,87].

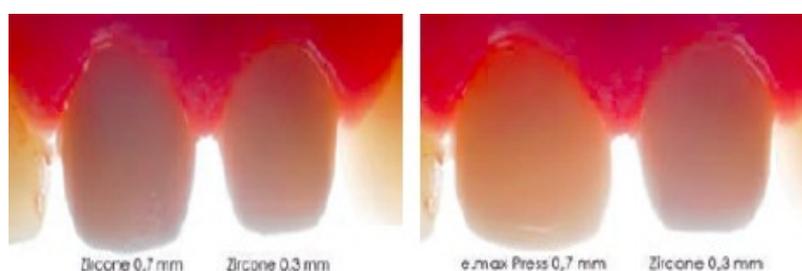


Figure 26: La zircone présente une translucidité variable selon son épaisseur sans toutefois atteindre celle d'une vitrocéramique [49] .

Tableau 9: Résultats des mesures de transmission de la lumière effectuées sur les différents échantillons (IC: Intervalle de confiance) [149].

Matériau	Transmission (%)*	
	Résultats	95% IC
1ère génération	23	(21-23)
2ème génération	29	(28-30)
3ème génération	33	(32-34)
IPS e.max CAD LT	44	(43-45)
IPS e.max CAD HT	54	(52-54)

\* Transmission = 100% - Opacité%

### **3.1.1.3. Coloration du pilier**

En présence d'une reconstitution corono-radiculaire coulée (RCRC), les CCC apportent une translucidité supérieure à celle des CCM, mais aussi tout particulièrement lorsqu'elles sont utilisées sur une reconstitution sous-jacente non métallique type restauration par matériau inséré en phase plastique (RMIPP) [174].

Dans le cas de couronnes monolithiques, des études ont démontré que pour le Y-TZP ou le disilicate de lithium, les différentes colorations du pilier ne sont visibles que pour une certaine épaisseur [79]. En effet, pour une épaisseur supérieure ou égale à 2 mm le pilier ne semble pas visible, mais le devient et est à prendre en compte pour le choix du matériau lorsque l'épaisseur correspond à 1,5 mm. Une couronne monolithique sur pilier dyschromié est contre-indiquée pour une épaisseur inférieure à 1 mm [160]. Il faudra donc orienter la solution prothétique vers une CCC, de préférence à chape zircone de 1ère génération qui possède un indice de réfraction élevé et surtout une opacité élevée.

Il en est de même important de noter que le procédé d'assemblage employé va faire varier le résultat esthétique. Effectivement, les moyens d'assemblage utilisables avec les différents matériaux proposent des teintes variables en fonction de chaque situation clinique. Ainsi la translucidité propre au matériau employé, le degré de dyschromie du pilier sous jacent associés à la teinte utilisée du matériau d'assemblage vont influencer fortement le résultat esthétique final.

## **3.1.2. Espace disponible**

### **3.1.2.1. Préparations**

La limite cervicale pour une couronne constituée uniquement de céramique doit être régulière, horizontale, concave, à angle interne arrondi et avec un bord net et précis [163]. Cependant les préparations avec congé peuvent être utilisées pour des céramiques dont la résistance à la flexion est supérieure à 350 Mpa telles que les céramiques vitreuses enrichies au disilicate de lithium et les céramiques en zircone [5]. Le choix de l'épaisseur de la réduction lors de la préparation dépendra donc principalement de la coloration du pilier dentaire ainsi que du type de matériau envisagé.

Effectivement, les préparations périphériques sont encadrées par des valeurs en fonction du type de matériau utilisé: pour les couronnes monolithiques antérieures en disilicate de lithium un minimum de 1 mm en cervical et 1,5 mm en incisal sont recommandées. Concernant les couronnes postérieures en disilicate de lithium un minimum de 0,8 à 1 mm en cervical et 1,5 mm en occlusal sont à respecter. Tandis que pour les couronnes postérieures en zircone, sont retrouvées comme valeurs minimales recommandées de 0,5 mm en cervical et 1,5 à 2 mm en occlusal (100).

Avec les nouvelles générations de zircons, il est désormais possible d'envisager ce matériau pour des couronnes antérieures. Les valeurs de préparation sont basées sur les celles des fabricants car peu de recul clinique existe pour le moment : pour les zircons HT un minimum de 0,4 mm en cervical et en occlusal est à respecter alors que pour la zircone STML et UTML une réduction homothétique de 0,8 au minimum est à prévoir [5,72,149]. Ainsi les zircons de 2e et 3e générations (en multicouches ou non) ont pour avantage de pouvoir être utilisé dans des cas cliniques où l'espace prothétique disponible est faible tout en permettant un résultat esthétique [149,157].

Un élément important à prendre en compte est que la préparation pour une CCM sera fatalement plus mutilante que pour une couronne monolithique car effectivement la CCM va nécessiter un espace important pour l'armature métallique, l'opaque et enfin une couche suffisante de céramique cosmétique.

## 3.2. Emplacement sur l'arcade

### 3.2.1. En fonction de la nature du matériau

Tableau 10: Comparaison des propriétés physiques de la zircone et du disilicate de lithium.

	Tenacité (MPa√m)	Module d'élasticité (GPa)	Dureté (GPa)	Résistance à la flexion (MPa)
Zircone	10	210	12,3	550 à 1400
Disilicate de lithium	2 à 3	95	5,7	300 à 400
Email		84,1	4,01	
Dentine		18,3	0,88	

Lorsqu'une comparaison est entreprise entre les propriétés physiques des deux types de matériaux utilisables dans la réalisation de couronnes monolithiques en comparaison avec les tissus dentaires, est observé au niveau :

- de la tenacité

La zircone possède la capacité, lorsqu'elle est soumise à de fortes tensions, de changer de structure cristalline pour mieux leur résister. Le passage de la phase tétragonale à une phase monoclinique entraîne une expansion de la taille des cristaux ce qui lui confère cette importante capacité à s'opposer à la propagation des fissures. Quant au disilicate de lithium sa tenacité (cf. lexique) reste bien inférieure. Il en découle une fragilité plus importante à l'apparition de fissures du matériau ;

- du module d'élasticité

Le module d'Young de la zircone relativement haut autorise seulement une légère déformation du matériau avant rupture. Ce phénomène permet une certaine absorption des

contraintes dans le matériau qui répond particulièrement bien aux tests de fatigue. Ainsi les bridges de faible portée réalisées avec une occlusion normale assurent sécurité et pérennité en particulier sur les dents naturelles où la résilience desmodontale compense leur faible module d'élasticité [10]. Tandis que le disilicate de lithium présente un module d'élasticité bien plus faible proche de celui de l'émail qui autorise une importante déformation et donc une importante absorption des contraintes ;

- de la dureté

La dureté de la zircone est près de trois fois supérieure à celle du disilicate de lithium. Néanmoins il faut noter que l'émail présente une dureté relativement proche de la dureté du disilicate de lithium. Ce qui amène à penser que la dureté du disilicate de lithium semble suffisante pour la réalisation de reconstitutions unitaires, même postérieures ;

- de la résistance à la flexion

La résistance à la flexion qui représente la résistance à la fracture du matériau finit de confirmer l'indication principalement postérieure de la zircone de troisième génération.

Il est important de noter plusieurs choses : notamment que l'analyse effectuée ici est basée uniquement sur les propriétés mécaniques des matériaux sans prendre en compte la technique d'assemblage, et que malgré des propriétés mécaniques plus faibles, le disilicate de lithium présente pour les reconstitutions postérieures périphériques monolithiques un taux de survie variant de 99,1% à 100% à 45 mois [152].

### 3.2.2. Les différentes générations de zircone

Avec l'apparition des nouvelles zircones, il est important d'observer leurs propriétés physiques afin de pouvoir extrapoler leurs indications cliniques. Ainsi la résistance à la flexion va diminuer au fur et à mesure des générations.

Les zircones de 1ère et 2e générations sont recommandées de par les valeurs élevées de leur dureté pour les reconstitutions plurales.

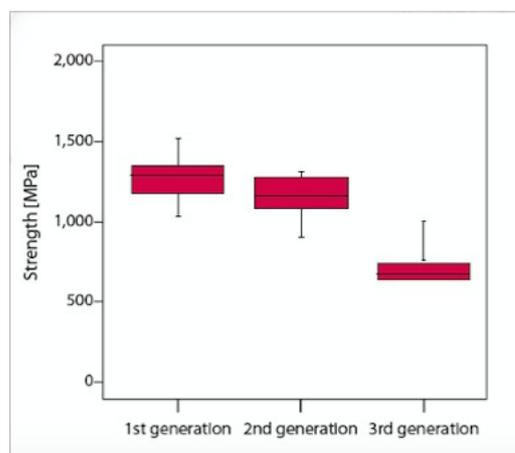


Figure 27: Graphique résumant les valeurs de résistance à la flexion en fonction de la génération de zircone [149].

Selon les données des fabricants les zircons de 2e génération pourront aussi être utilisées en couronnes monolithiques postérieures tandis que celles de 1ère génération, de par leur faible qualité esthétique, uniquement en matériau d'infrastructure [148,149].

Dans le graphique présenté ci-dessus, on peut observer les valeurs de résistance à la flexion des 3 différentes générations de zircone. En conséquence la zircone de 3e génération est recommandée uniquement pour les couronnes unitaires antérieures ou postérieures ou encore les bridges de 3 éléments maximum principalement antérieurs. Les indications de cette zircone concernent donc principalement les couronnes monolithiques éventuellement en technique de « cut-back » avec une céramique cosmétique conventionnelle car le coefficient d'expansion thermique est resté constant (pas de stress résiduel dans le matériau cœur) [149].

Certaines études, en comparaison aux CCC, présentent que les couronnes monolithiques en zircone possèdent une résistance au chipping et à la fracture en flexion plus importantes [171].

Tableau 11: Propriétés des différentes zircons proposées par la marque Kuraray® [72].

Propriétés des différents types de zircone		
Type de Zircone/ Propriétés	Translucidité*	Résistance à la flexion**
UT/UTML	43,00%	557 MPa
ST/STML	38,00%	748MPa
HT	31,00%	1125MPa

\* longueur d'onde de la lumière 700nm, épaisseur de l'échantillon 0,5mm

\*\* ISO 6872:2015 distance 30mm, taille de l'échantillon 40mmx4mmx3mm

### 3.3. Traitement de surface

#### 3.3.1. Traitements existants et impacts sur la dent antagoniste

##### 3.3.1.1. Les céramiques d'émailage

Dans une étude *in vivo*, sans bruxisme et sur douze mois, les résultats présentent des pertes de substance amélaire face à des couronnes céramisées jusqu'à quatre fois supérieures à l'usure physiologique (tableau 12).

Tableau 12: Perte de substance amélaire face à une CCM sur douze mois [76].

	Email face à une CCM glacée	Contrôle (émail vs émail)
Perte prémolaire	69 +/- 4,10 µm	17,30 +/- 1,88 µm
Perte molaire	179,7 +/- 8,09 µm	35,10 +/- 2,60 µm

Cette abrasivité des céramiques cosmétiques serait liée à la perte de la glasure et à la microstructure hétérogène de la céramique sous-jacente agissant telle une pierre ponce sur l'émail antagoniste. La nature de l'infrastructure prothétique n'a alors aucune incidence sur l'abrasivité : les CCM usent autant que les CCC [76,129].

### 3.3.1.2. La zircone

Il existe une corrélation positive entre la rugosité de surface du matériau et la perte de volume de l'antagoniste, le but de tout traitement de surface est donc de chercher à minimiser l'usure de l'antagoniste et du matériau en lui-même [142]. Une étude menée sur les effets des traitements de surface sur la translucidité, l'opalescence et la texture de surface sur les couronnes monolithiques en zircone a cherché à comparer 3 groupes de zircons : sans traitement de surface, avec polissage et enfin avec glaçage, tous les trois ayant des degrés de coloration différents. Les résultats ont présenté que le traitement de surface associé à la coloration affecte fortement la texture de surface de la zircone [88].

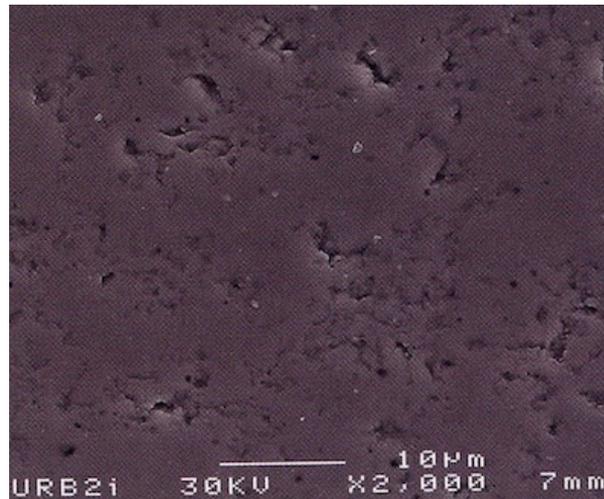


Figure 28: Image en MEB de la zircone brute (x2.000)[129].

De manière plus précise une autre étude a cherché à comparer différents traitements de surfaces, la zircone étant soit recouverte :

- d'un glaçage à l'aide d'une céramique,
- d'un glaçage à l'aide d'un spray,
- d'un polissage manuel,
- d'un polissage mécanique.

Les traitements de surface présentant le moins d'usure de l'antagoniste en émail étaient le polissage soit manuel soit mécanique tandis que le plus d'usure de l'émail a été

observé avec le glaçage en céramique. La plus haute usure du matériau a été atteinte avec le glaçage en spray. Cependant cette étude a aussi présenté que le taux le plus élevé de fissures amélaire a été retrouvé dans les groupes de la zircone monolithique polie. Ainsi il reste préférable d'effectuer un polissage de la zircone plus qu'un glaçage unique [77].

Un élément supplémentaire à prendre en compte est l'ajustement clinique, en effet le traitement de surface sera réalisé au laboratoire de prothèse mais suite aux retouches l'usure amélaire antagoniste est majorée si aucun polissage après ajustement n'est fait. Il faudra donc effectuer un polissage suite aux retouches [30]. Le polissage réalisé doit être réalisé à l'aide de fraises de polissage diamantées de 25  $\mu\text{m}$  spécialement conçues pour la zircone sous irrigation. Celles-ci doivent être suivies d'une cuisson de régénération au laboratoire [41]. Cependant, il est important de retenir que la zircone monolithique entraîne une usure moins importante de l'émail en comparaison à la céramique cosmétique [21,133,147]. De même la zircone ne subit aucune usure face à l'émail au contraire des vitrocéramiques [49,123]. Une étude de Zirkozahn® a mis en évidence qu'une zircone polie n'a pratiquement pas d'effet abrasif (0  $\mu\text{m}$ ) contrairement à la céramique cosmétique qui a produit une abrasion 2,8 fois plus importante (28  $\mu\text{m}$ ) que celle générée par de l'émail (10  $\mu\text{m}$ ) [151].

### 3.3.1.3. Le disilicate de lithium

Le traitement de surface de ce matériau va influencer l'adhésion des tissus mous. En effet le disilicate de lithium polie permettra une meilleure adhésion des cellules épithéliales et conjonctives que lorsqu'il est glacé [17].

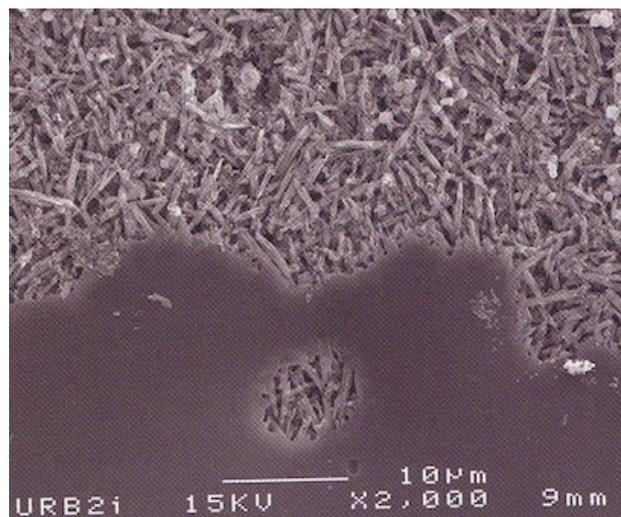


Figure 29: Image en MEB de l'e.max® glacée et abrasée (x2.000)[129].

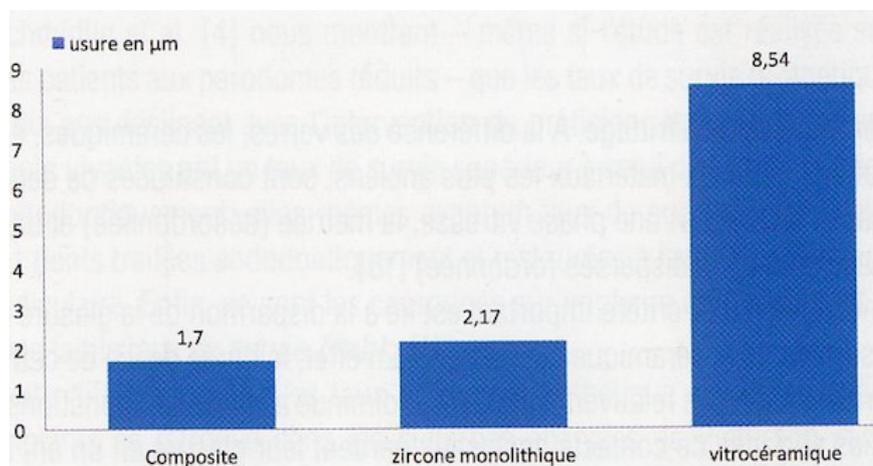
Concernant l'usure de l'émail, le disilicate de lithium monolithique entraînerait une usure importante de celui-ci. Une différence existe entre l'abrasivité du disilicate de lithium usiné et pressé, le pressé possédant des cristaux plus importants, présente une abrasivité augmentée [48]. A noter que dans sa version stratifiée, son abrasivité serait celle d'une céramique d'émaillage. Cette usure majorée de l'émail antagoniste dépend principalement de l'état de surface initial du disilicate de lithium, mais aussi de son évolution dans le temps. Ainsi, si une couronne composée de cette vitrocéramique glacée a une faible rugosité initiale, l'usure de l'émail antagoniste engendrée par 120.000 cycles est plus de deux fois supérieure à celle d'un émail naturel du fait de la perte de la glasure. Il est donc important de repolir régulièrement les surfaces de contact occlusales afin de minimiser leur rugosité et donc leur abrasivité [129].

Une nouvelle gamme de produit propose du disilicate de lithium HDM (pour Micronisation Haute Densité) permettant une réduction de l'abrasion du matériau. Pour le moment le manque de recul clinique ne permet pas de conclure scientifiquement à l'efficacité de ce procédé.

*Tableau 13: Etude de rugosité de surface et usure comparée de l'usure amélaire en fonction des traitements de surface de la vitrocéramique antagoniste (étude in vitro, 120.000 cycles) [124].*

E.max® CAD	Rugosité de surface	Usure antagoniste relative
Poli	0,24 +/- 0,10 µm	1,87 +/- 0,56 µm
Poli puis fraisé	1,55 +/- 0,23 µm	2,28 +/- 0,42 µm
Poli, fraisé, puis poli	0,26 +/- 0,32 µm	1,79 +/- 0,62 µm
Glacé	0,20 +/- 0,17 µm	2,18 +/- 0,64 µm

Le tableau 13 laisse observer que l'usure de l'antagoniste est au plus bas lorsque le disilicate de lithium monolithique est poli, avec ou sans retouches préalables.



*Figure 30: Usure de l'émail antagoniste face à trois matériaux en microns (étude in vitro, 4.800 cycles) [124].*

Sur ce diagramme est présenté l'usure de l'émail face à différents matériaux. Il est retrouvé la plus forte usure face à la catégorie vitrocéramique représentée par le disilicate de lithium (8,54  $\mu\text{m}$ ), tandis que la zircone monolithique engendre une usure jusqu'à quatre fois moins importante que celui-ci (2,17  $\mu\text{m}$ ).

## **3.4. Assemblage**

### **3.4.1. Généralités**

Lors de l'assemblage, deux systèmes existent. Le premier, le scellement consiste en une réaction de prise de type acide-base tandis que le second, le collage, réside en une polymérisation [31].

#### **3.4.1.1. Scellement**

Les ciments d'usage couramment utilisés sont ceux à base de verre ionomère modifiés par adjonction de résine (CVI-MAR), composés :

- d'un verre ionomère ( $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaF}_2$  et  $\text{SiO}_2 - \text{Al}_2\text{O}_3 - \text{CaO}$ )
- et d'une petite quantité de résine (HEMA ou Bis-GMA).

La réaction de prise découle donc d'un double mécanisme : une réaction acido-basique et une réaction de polymérisation de la résine. La liaison entre le tissu dentaire et le ciment de scellement se fait essentiellement grâce à un échange de charges. De plus, l'acidité du matériau (contenant de l'acide polyacrylique) va permettre de traverser la couche de boue dentinaire et se lier avec les ions calcium de la dent alors mis à nu. La liaison avec l'émail (2,6 à 9,9 MPa) est supérieure à celle observée au niveau de la dentine (1,5 à 4,5 Mpa), tandis que les valeurs d'adhérence obtenus avec ce type de matériau est de l'ordre de 20 à 25 MPa. Un conditionneur, l'acide polyacrylique de 10 à 25%, est le plus souvent appliqué sur les tissus dentaires avant le scellement. Une réaction de rétraction est présente mais très faible. Contrairement aux colles, ces ciments ne possèdent pas la tenacité de celles-ci car ils présentent une plus faible résistance à l'interface charge/polymère (96).

### 3.4.1.2. Collage

Le collage en odontologie comprend une rétention micro-mécanique associée à une interaction physico-chimique entre biomatériaux et tissus dentaires. L'obtention d'un phénomène d'adhésion qui n'est pas présent lors de l'utilisation des ciments est recherché. La rétention micro-mécanique est obtenue par la création d'un micro-relief de surface (rugosité), tandis que l'interaction physico-chimique est obtenue à la fois par une bonne mouillabilité du tissu/matériau et par la formation de liaisons chimiques fortes entre les atomes des deux surfaces (liaisons ioniques et covalentes). Directement appliqué à la pratique dentaire, le mordantage et le sablage consistent en l'obtention d'une rugosité de surface nettement visible dans la figure 31, le primer des systèmes adhésifs consiste quant à lui en l'amélioration de l'énergie de surface (mouillabilité) et enfin l'adhésif en lui même consiste en la création de liaisons chimiques fortes.

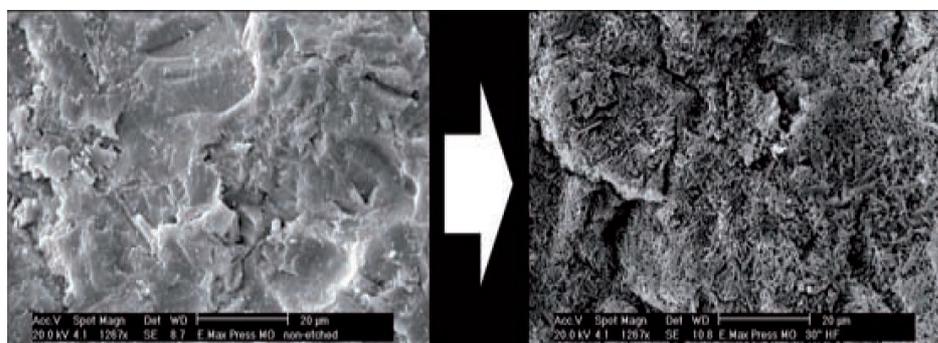


Figure 31: Aspects microscopiques de l'e.max Press® avant et après mordantage [49].

Le collage consiste donc en l'établissement d'une double interface entre trois matériaux : la surface dentaire, la colle et le matériau de reconstitution [48]. La couche hybride créée lors du collage des restaurations indirectes constitue une interface entre la dentine et la céramique, s'assimilant à la jonction amélo-dentinaire anatomique et garantissant une transition mécanique essentielle entre deux tissus distincts [51,84]. La spécificité du collage est que les valeurs d'adhésion sont doublées voire triplées en comparaison à un simple scellement, ainsi lorsque les vitrocéramiques préparées sont collées à l'émail, un corps unique est créé dont le comportement peut être comparé à celui de la dent naturelle [36,49,121].

Dans le groupement des colles, différents groupes sont retrouvés :

- les colles sans potentiel adhésif : composites dont la matrice est composée d'esters diméthacrylates, et les composites de restauration ;
- les colles avec potentiel adhésif : résines copolymères à base de -4-META (anhydre

4 méthacryloxyéthyl triméthillique) et de -10-MDP (10-méthacryloxydecaéthyle hydroxyphosphate) ;

- et les colles/ciments auto-adhésifs.

Leur mode de polymérisation peut être par :

- photopolymérisation : un photo-initiateur ou catalyseur photonique convertit l'énergie lumineuse en libérant des radicaux qui déclenchent la réaction ;
- autopolymérisation ou chémpolymérisation : du peroxyde organique est mélangé avec un accélérateur qui contient un amine tertiaire aromatique. Une réaction d'oxydo-réduction se produit et génère des radicaux libres responsables de la polymérisation ;
- polymérisation duale qui regroupe les deux modes précédents [48].

### **3.4.2. Implications cliniques**

#### **3.4.2.1. L'IDS et systèmes adhésifs amélo-dentaires**

Un complément à la préparation des dents à couvrir est l'IDS (pour Immediate Dentin Sealing) ou hybridation dentinaire immédiate. Cette hybridation correspond à l'obtention d'une couche hybride entre un adhésif et la surface de collagène dentinaire déminéralisé. Elle se réalise entre la préparation et la prise d'empreinte. Elle a été proposée en 2005 comme une procédure systématique à utiliser sur la dentine fraîchement préparée. Celle-ci va permettre d'augmenter les valeurs d'adhérence, et de limiter, sur les dents vitales, les sensibilités post-opératoires en isolant le complexe dentino-pulpaire [33,35,103]. Il peut être réalisé à l'aide des différents systèmes adhésifs amélo-dentaires soit Mordançage et Rinçage (MR) soit les Systèmes Auto-Mordançants (SAM) :

- MR 3 : Mordançage / Primaire / Résine adhésive ;
- MR 2 : Mordançage / Primaire + Résine adhésive ;
- SAM2 : Mordançage + Primaire / Résine adhésive ;
- SAM1 : Mordançage + Primaire + Résine adhésive [36].

Néanmoins le système SAM1 est déconseillé car il présente des valeurs d'adhésion plus faible que le reste des résines de collage [36,94,135]. A noter que l'apport de chlorhexidine dans le protocole de collage est controversé en fonction du type d'adhésif employé [45]. Le choix de l'adhésif va dépendre également du substrat dentinaire en fonction de la nature de celle-ci (dentine cariée affectée, sclérosée, ou encore dyschromiée par des oxydes métalliques).

### 3.4.2.2. Zircon

Les ciments traditionnels (notamment à base de verre ionomère) devraient être utilisés pour ce type de matériau uniquement pour les préparations de couronnes comportant une hauteur minimale de 4 mm ou plus et ayant été préparé avec des angles de convergence de 6 à 15° [149]. Un taux accru de perte de rétention a été décrit pour les reconstitutions plurales en zircon scellées au ciment traditionnel (93).

L'utilisation de colles, bien qu'elles réduisent la tolérance à l'humidité, améliorent les propriétés mécaniques et optiques tout en étant insolubles de par leurs propriétés hydrophobes (63). Est retrouvé dans cette catégorie, utilisables sur la zircon :

- le 10-MDP (10-méthacryloyloxy-decyl dihydrogène phosphate) permettant la liaison entre la zircon et les résines à base de méthacrylate, il est utilisé préférentiellement sous sa forme incorporée à la résine de collage,
- les colles/ciments auto-adhésifs utilisés notamment lorsque la pose d'une digue dentaire n'est pas possible car ses valeurs d'adhésion sont plus faibles [48].

Le monomère de MDP associé au groupement acide de la résine méthacrylate entrent directement en interaction avec la zircon. Le groupe ester-phosphate du monomère de MDP va se lier chimiquement à la zircon tandis que le reste du groupement méthacrylate va assurer la polymérisation et le durcissement du composite de collage. L'hydrolyse de la liaison entre le MDP et la zircon est responsable de la détérioration de l'intégrité de la liaison entre la zircon conditionnée par le MDP et la résine méthacrylate [27]. De nombreuses études présentent que le collage à base de MDP semble être le système le plus efficace [115,166].

Un prérequis important à un collage durable est le nettoyage, l'activation et la création d'une rugosité de surface de la restauration. L'acide fluorhydrique ne peut être utilisé sur la zircon ne contenant pas ou peu de SiO<sub>2</sub>. Le sablage étant susceptible de modifier la surface de la zircon (changement de phase cristalline, fissures...) de nouveaux procédés sont régulièrement testés sans qu'ils ne permettent de dégager une utilisation clinique immédiate [63,64]. Néanmoins d'autres études mettent en exergue que le sablage est la seule technique permettant de décontaminer correctement la surface de la zircon par rapport au rinçage à l'eau, au nettoyage à l'alcool ou à l'acide phosphorique [126]. Il est important de savoir que le traitement du substrat dentaire préalable à l'utilisation du MDP va varier en fonction de sa nature.

Une autre approche consiste en la réalisation d'un collage à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif, en effet dans certaines solutions mono-flacons de silane pré-hydrolysé est retrouvé classiquement l'agent de liaison (Si-OH), un composant acide et un solvant (éthanol le plus souvent). Mais depuis peu a été ajouté à ces solutions d'autres agents de

couplage notamment des monomères phosphatés (MDP) dont l'action est reconnue sur toutes les céramiques y compris les céramiques cristallines [48].

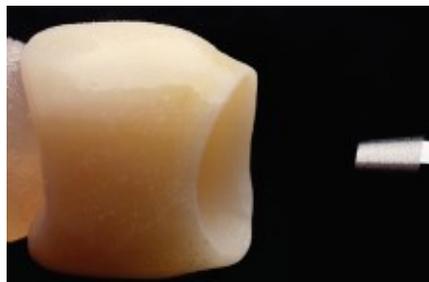
Une dernière possibilité est le traitement tribochimique qui consiste à créer une rétention chimique en appliquant une énergie mécanique. Cela comprend un sablage à l'alumine enrobée de silice (Rocatec® pour les laboratoires de prothèse, Cojet® pour les praticiens). Le système Cojet® est préféré plutôt que le Rocatec® étant donné la taille des particules d'alumine : respectivement 30 et 110 µm et la contamination et retrait possible de ces particules après essayage de la reconstitution en bouche. La pression de projection recommandée peut varier jusqu'à 4 bars. La couche de silice déposée a pour but essentiel de permettre ensuite de créer une liaison entre la surface inorganique de la céramique et la résine organique. Ainsi, dans un deuxième temps, après silicatisation, est utilisé du silane éventuellement additionné de monomères de phosphate qui permettent de potentialiser les résultats en bénéficiant de liaisons à la fois silane-silice et phosphate-oxyde à la surface des céramiques traitées [48].

#### 3.4.2.2.1. Protocole Zircono

- Collage avec une **colle avec potentiel adhésif (MDP)**

##### Préparation de l'intrados prothétique :

1. sablage de l'intrados prothétique après essayage de la couronne à une pression d'environ 3 bars à une distance d'environ 1 cm pour décontaminer la surface après essayage de la pièce prothétique en bouche.



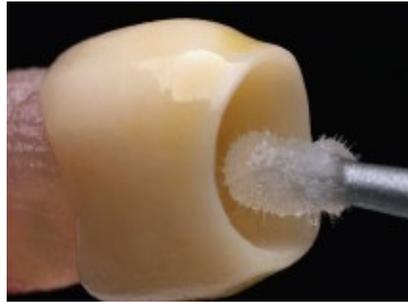
*Figure 32: Préparation de l'intrados de la couronne par sablage à l'alumine [149].*

##### Préparation de la surface dentaire dans le cas d'un substrat dentaire naturel en résine composite ou en métal :

1. initialement, une digue ou champ opératoire est posé afin de permettre l'isolation totale de la préparation du reste du milieu buccal,
2. un éventuel sablage de la surface dentaire est réalisé,

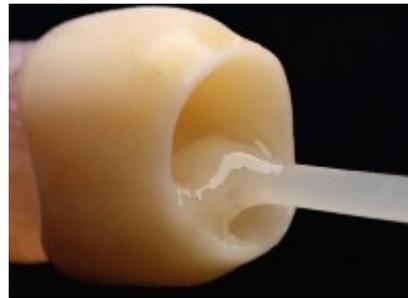
3. puis un primer spécifique à base du monomère MDP et d'un catalyseur (Tooth Primer, Kuraray®) est appliqué durant vingt secondes permettant d'accélérer le processus de polymérisation lors de l'insertion de la pièce prothétique en produisant une maximisation du taux de conversion de monomère en polymère. Suite aux 20 secondes le produit est séché intensément.

Le collage proprement dit :



*Figure 33: Conditionnement de l'intrados prothétique avec un promoteur d'adhésion [149].*

1. un promoteur d'adhésion (primer) est appliqué vigoureusement (Clearfil ceramic primer plus, Kuraray®), qui contient l'agent de couplage silane MPS ( $\gamma$ Methacryloyloxypropyltrimethoxysilane) ainsi que le monomère de phosphate MDP,



*Figure 34: Application du système adhésif à base de MDP dans l'intrados prothétique [149].*

2. la colle à base de MDP est positionnée dans l'intrados prothétique, puis la pièce est insérée. Une photopolymérisation de 3 à 5 secondes est réalisée pour pré-polymériser les excès afin de les retirer, une photopolymérisation complète est ensuite réalisée dont le temps varie selon la teinte de colle utilisée,
3. réglages de l'occlusion et finitions.

- **Scellement**

Préparation de l'intrados prothétique :

1. sablage de l'intrados prothétique après essayage de la couronne à une pression d'environ 3 bars à une distance d'environ 1 cm pour décontaminer la surface après essayage de la pièce prothétique en bouche.



*Figure 35: Essayage d'une couronne monolithique en zircone (insertion incomplète) avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*

Préparation de la surface dentaire :

1. isolation sommaire de la dent ne nécessitant pas obligatoirement la pose de la digue dentaire,
2. optionnellement en cas de substrat dentaire naturel ou en résine composite : application d'un conditionneur à base d'acide polyacrylique concentré à 20% durant 20 secondes, rinçage et séchage.

Le scellement proprement dit :

1. application du CVIMAR directement dans l'intrados prothétique et insertion,
2. retrait des excès une fois le matériau durci (temps de travail d'environ 3 minutes),
3. réglages de l'occlusion et finitions.

- Collage avec une **colle autoadhésive**

Préparation de l'intrados prothétique :

1. sablage de l'intrados prothétique après essayage de la couronne à une pression d'environ 3 bars à une distance d'environ 1 cm pour décontaminer la surface après essayage de la pièce prothétique en bouche.

### Préparation de la surface dentaire :

1. éventuel nettoyage de la surface dentaire à l'aide d'une pâte abrasive, rinçage et séchage.

### Le collage proprement dit :

1. application de la colle directement dans l'intrados prothétique et insertion,
2. photopolymérisation flash de 1 à 3 secondes,
3. retrait des excès à l'aide d'une lame 12 ou d'une curette,
4. application de gel glyciné,
5. photopolymérisation 30 secondes par face,
6. réglages de l'occlusion et finitions.

- Collage avec une **colle sans potentiel adhésif**

### Préparation de l'intrados prothétique :

1. étape optionnelle : essayage de la pièce prothétique à l'aide d'une pâte « try-in » (disponible en plusieurs teintes selon le degré de translucidité) puis rinçage et séchage,
2. mise en place d'un stick sur l'extrados prothétique pour faciliter sa manipulation,
3. sablage de l'intrados prothétique à une pression d'environ 3 bars à une distance d'environ 1 cm pour décontaminer la surface,
4. application sur l'intrados de silane associé à un agent de couplage (MDP) (Monobond® Plus d'Ivoclar-Vivadent) vigoureusement, puis laissé 60 secondes,
5. séchage.

### Préparation de la surface dentaire dans le cas d'un substrat naturel ou en résine composite:

MR 2

1. initialement, une digue ou champ opératoire individuel ou étendu est posé afin de permettre l'isolation totale de la préparation du reste du milieu buccal,
2. microsablage à l'alumine 27 µm,
3. mordantage fractionné de 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine est réalisé,
4. rinçage abondant durant 20 à 30 secondes,

5. séchage léger (« sans dessécher »),
6. mise en place de l'adhésif MR 2 vigoureusement (l'agitation préalable de l'adhésif entraîne son échauffement favorable),
6. séchage vigoureux et aspiration,
7. photopolymérisation durant 30 secondes à haute intensité (> à 1000mw/cm<sup>2</sup>).

Le collage proprement dit :

1. application de la colle dans l'intrados de la restauration et insertion,
2. photopolymérisation flash de 1 à 3 secondes,
3. retrait des excès à l'aide d'une lame 12 ou d'une curette,
4. application de gel glyciné,
5. photopolymérisation 30 secondes par face,
6. réglages de l'occlusion et finitions.

### **3.4.2.3. Disilicate de lithium**

L'actuel standard-étalon définit par de nombreuses études correspond à l'utilisation d'un composite de collage associé à un prétraitement de la céramique par sablage puis avec de l'acide fluorhydrique et une application de silane. L'utilisation de cette colle sans potentiel adhésif se réalise nécessairement sur substrat dentaire naturel ou en résine composite. Eventuellement sur RCR coulée céramisée (vitrocéramique) qui nécessitera un prétraitement identique à celui réalisé sur l'élément prothétique. Cette colle va augmenter les valeurs d'adhésion ainsi que la résistance à la fracture du disilicate de lithium [34,135,153].

Le sablage à l'alumine consiste à projeter un abrasif à grande vitesse à l'aide d'air comprimé sur le matériau. Cela permet de nettoyer les résidus de revêtement mais aussi de retirer une couche superficielle de céramique créant ainsi des aspérités propices à l'accrochage mécanique du matériau d'assemblage. La norme est l'utilisation d'une sableuse à une pression de 2 à 3 bars et des grains d'une granulométrie pouvant varier de 20 à 110 µm (les grains de taille trop importante (>50 µm) endommageraient la surface et diminueraient la rétention [13]). Habituellement, tous les laboratoires réalisent un sablage fin (25 µm), celui-ci n'est donc pas à être répété au cabinet dentaire [48].

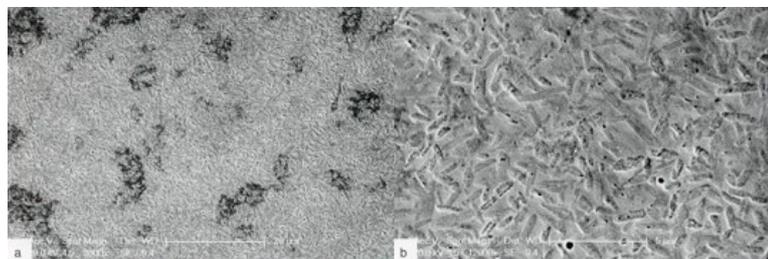
L'emploi d'acide fluorhydrique est expliqué car il permet l'obtention d'un relief de surface cruenté. Néanmoins il est important de savoir que le mordantage, quand il suit le sablage, n'augmente que peu l'énergie de surface et par conséquent les propriétés d'adhérence. Effectivement, le bénéfice du mordantage est plus lié à celui du silane car il

agit en dissolvant préférentiellement la matrice vitreuse augmentant la surface potentiellement silanisable [48,78,119]. Cependant le traitement de surface de la pièce prothétique à l'acide fluorhydrique doit respecter des valeurs précises, en effet des variations de concentration vont entraîner des variations dans la longévité et la force du collage (113). Une concentration située entre 4,5 et 9% d'acide fluorhydrique, généralement proposée, n'a pas démontrée de différence significative sur les forces d'adhérence [153].

Enfin, l'utilisation de silane permet de compléter la maximisation des forces d'adhérence. Cet élément est une molécule organo-minérale bipolaire comportant un ou plusieurs atomes de silicium engendrant un pôle hydrophile et un pôle hydrophobe permettant de se lier efficacement d'un côté à la céramique et de l'autre aux groupes méthacrylate des résines [48,169]. Des études ont prouvé que la non-utilisation de silane dans le protocole de collage va affecter la qualité de celui-ci [167].

Dernièrement sont apparu des primers monocomposants permettant de mordancer, de silaniser la céramique en une seule étape tel que le Monobond etch and prime®. Celui-ci correspond à un type de mordantage ayant pour base chimique les polyfluorures d'aluminium (cf. figure 36). Son intérêt principal est de ne plus nécessiter le recours à l'acide fluorhydrique qui est dangereux et dont la manipulation requiert beaucoup de précautions et permet de restreindre ces étapes cliniques en une seule :

- frottage énergique de la surface prothétique durant 20 secondes,
- patienter 40 secondes,
- rincer abondamment à l'eau [48].



*Figure 36: Photos au MEB présentant l'effet du polyfluorure d'aluminium sur une vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (IPS e.max® CAD); (a) avant traitement ; (b) après traitement [48].*

#### 3.4.2.3.1. Protocole Disilicate de lithium

- Collage à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif

##### Préparation de la pièce prothétique :

En accord avec le prothésiste, les pièces prothétiques sont préalablement préparées avec une technique d'aéro-abrasion. Ce sablage sous pression va permettre l'obtention d'une surface rugueuse et aboutit à l'apparition d'une couleur opaque blanchâtre sur l'intrados prothétique.

Est ensuite réalisé un mordantage à l'acide fluorhydrique pendant 20 secondes dans le cas de vitrocéramiques à base de disilicate de lithium [48]. Une manipulation rigoureuse est nécessaire de ce produit dangereux.

Il a été longtemps conseillé de neutraliser la surface de céramique mordancée afin de la débarrasser des résidus créés par l'acide fluorhydrique, il semble que cette étape ne soit pas cruciale et n'interfère pas avec la qualité du collage lorsque le temps d'application est respecté [14]. Optionnellement, l'intrados peut donc être rincé abondamment, puis un dégraissage peut être réalisé grâce à un bain d'alcool à 90-95° placé dans un bac à ultrasons.

Pour terminer du silane est frotté énergiquement sur l'intrados séché de la céramique puis un séchage à l'aide d'une seringue air/eau ou mieux à l'aide d'une source de chaleur (entre 70 et 100°C avec un sèche-cheveux ou un four) est réalisé pour que le solvant contenu dans le silane s'évapore. Le silane va jouer le rôle d'agent de couplage permettant la création d'une interaction chimique entre la céramique et le composite de collage renforçant ainsi l'adhésion entre les deux matériaux [22]. Celui-ci permet aussi de réduire les dégradations hydrolytiques du collage, améliore la mouillabilité de la surface traitée et diminue l'énergie de surface de la céramique.

Une dernière étape facultative qui n'est actuellement plus recommandée consistait en l'application d'un adhésif amélo-dentinaire non chargé sur l'intrados de la prothèse placée ensuite à l'abri de la lumière.

##### Synthèse :

1. essayage de la pièce prothétique à l'aide d'une pâte « try-in » (disponible en plusieurs teintes selon le degré de translucidité) puis rinçage et séchage,
2. mise en place d'un stick sur l'extrados prothétique pour faciliter sa manipulation,
3. sablage de l'intrados (s'il n'a pas été effectué au laboratoire de prothèse),
4. mordantage à l'acide fluorhydrique durant 20 secondes de l'intrados,

5. optionnellement : rinçage et dégraissage dans un bain à ultrasons (4 minutes dans de l'alcool à 95% ou de l'eau distillée [105]),
6. application vigoureuse de silane,
7. Séchage thermique durant 1 minute.

Préparation de la surface dentaire dans le cas d'un substrat naturel ou en résine composite:MR 2

1. initialement, une digue ou champ opératoire individuel ou étendu est posé afin de permettre l'isolation totale de la préparation du reste du milieu buccal,
2. microsablage à l'alumine 27 $\mu$ m,
3. mordantage fractionné de 30 secondes pour l'émail et 15 secondes pour la dentine est réalisé,
4. rinçage abondant durant 20 à 30 secondes,
5. séchage léger (« sans dessécher »),
6. mise en place de l'adhésif MR 2 vigoureusement (l'agitation préalable de l'adhésif entraîne son échauffement favorable),
7. séchage vigoureux et aspiration,
8. photopolymérisation durant 30 secondes à haute intensité (> à 1000mw/cm<sup>2</sup>).



*Figure 37: Mordantage à l'acide orthophosphorique du substrat dentaire pour couronne monolithique en disilicate de lithium sur 45, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*



*Figure 38: Résultat final après collage de la couronne monolithique en disilicate de lithium de la 45, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*

Il est préféré d'utiliser un MR 2 plutôt qu'un MR 3, celui-ci créant un joint de collage trop important (de l'ordre de 100  $\mu$ m pour l'Optibond FL®).

Le collage proprement dit :

1. application de la colle dans l'intrados de la restauration et insertion,
2. photopolymérisation flash de 1 à 3 secondes,
3. retrait des excès à l'aide d'une lame 12 ou d'une curette,
4. application de gel glyciné,
5. photopolymérisation 30 secondes par face,
6. réglages de l'occlusion et finitions.



*Figure 39: Photopolymérisation après application de gel glyciné d'une couronne monolithique en disilicate de lithium, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*

Il est important de noter que l'illustration 39 ci-dessus met nettement en exergue la différence de translucidité obtenue entre une CCM (46) et une couronne monolithique en disilicate de lithium (47).

Le choix du composite de collage s'effectue en fonction de trois paramètres, le mode de polymérisation, la viscosité et la teinte. Le mode de polymérisation préférentiel est la prise duale, car en effet une prise totalement chimopolymérisable ne permet pas un contrôle optimal du temps de travail avant prise du matériau, et une prise totalement photopolymérisable est confrontée aux problèmes de diffusion de la lumière au-delà de 1 à 2mm d'épaisseur. Ainsi la prise duale permet une bonne qualité de polymérisation sur toutes les surfaces du joint par une polymérisation instantanée sur les zones directement accessibles à la lumière et retardée de quelques secondes sur celles en profondeur. La viscosité quant à elle va jouer sur la facilité d'insertion et d'élimination des excès. Concernant la teinte, il est très important d'essayer la couronne à l'aide de pâtes d'essai à base de glycérine qui permettent de reproduire les caractéristiques optiques des composites de collage analogues. Cela permet une prévisualisation du rendu esthétique final. La présence de ces pâtes « try-in » est donc à prendre en compte dans le choix du composite

de collage. Cette simulation aura d'autant plus d'importance que la reconstitution prothétique mesure moins de 2 mm d'épaisseur puisque la teinte du composite de collage pourra influencer la teinte finale de la restauration [91].

Le décollement est le principal échec lié au collage. Celui-ci est intimement lié à un non-respect des procédures de collage (absence d'isolation, insuffisance de polymérisation) ou à une mauvaise adéquation entre le système adhésif et la rétention mécanique de la restauration esthétique en céramique collée. Il en est ainsi en particulier pour les overlays (même avec une préparation périphérique type « butt joint ») dont la rétention est entièrement liée à l'adhésion, contrairement aux couronnes [48].

## 4. Synthèse

Ces schémas de synthèse représentent les différentes indications des couronnes monolithiques réalisées en technique de maquillage ou de cut-bac, les options thérapeutiques en encadré rond à fond rouge représentent les cas où une solution monolithique est non envisageable. Le cas d'une reconstitution plurale postérieure n'est pas présenté ici dépassant les indications cliniques des restaurations monolithiques.

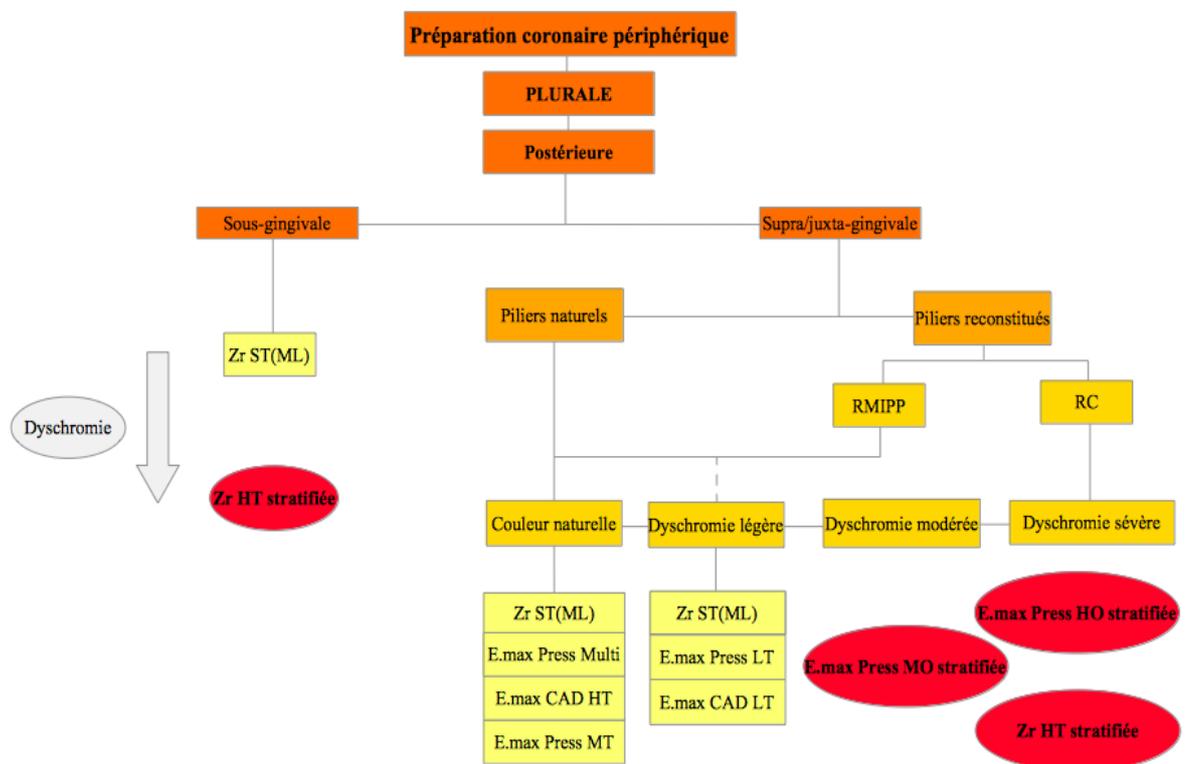


Figure 40: Arbre décisionnel simplifié guidant le choix du matériau selon les conditions cliniques observées dans le cadre d'une reconstitution coronaire périphérique unitaire postérieure (RC pour Reconstitution Coulée / RMIPP pour Reconstitution par Matériaux Insérés en Phase Plastique) [9,49,72,73,149,161].

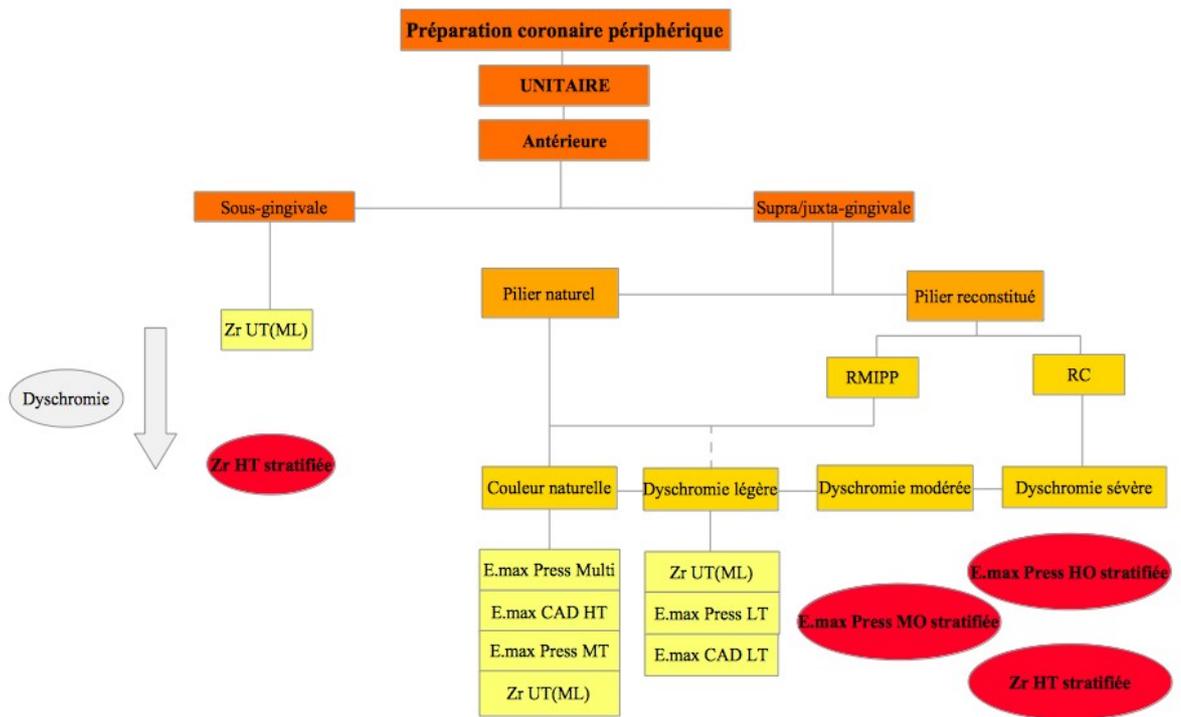


Figure 41: Arbre décisionnel simplifié guidant le choix du matériau selon les conditions cliniques observées dans le cadre d'une reconstitution coronaire périphérique unitaire antérieure (RC pour Reconstitution Coulée / RMIPP pour Reconstitution par Matériaux Insérés en Phase Plastique) [9,49,72,73,149,161].

## 5. Présentation de cas cliniques

### 5.1. Cas d'un overlay en disilicate de lithium



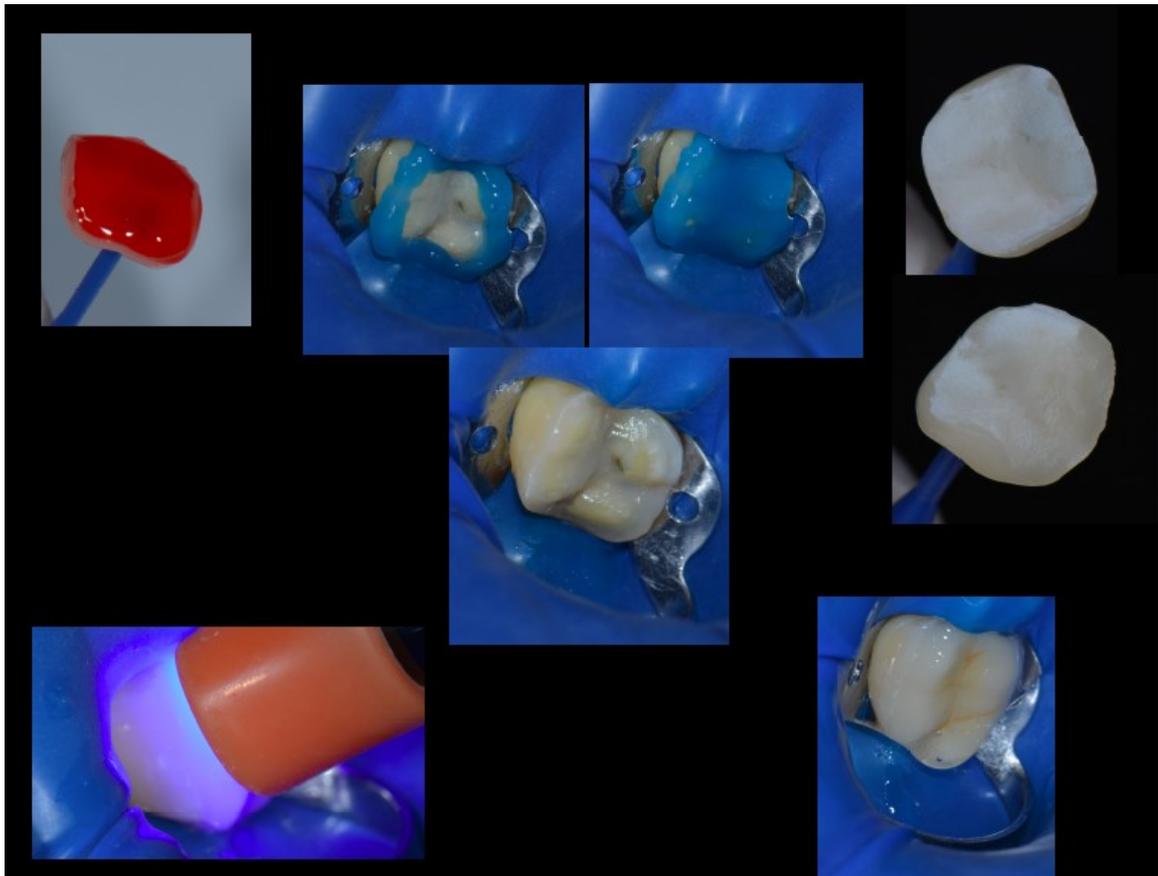
*Figure 42: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.*

Dans ce cas clinique le patient se présente avec des douleurs de type pulpite réversible sur la 16, à l'examen clinique intra-oral et à la radiographie rétro-alvéolaire la dent présente une récurrence carieuse, suite à la dépose de la résine composite, sont observées des fêlures à point de départ mésial, palatin et distal.

La deuxième image en haut à gauche représente la dépose de la résine composite et le curetage de la carie sous-jacente après la pose de la digue dentaire. Un protocole d'IDS à l'aide d'un MR 3 est réalisé avec comblement des contre-dépouilles à la résine composite fluide (GC® Universel) et d'un composite micro-hybride (GC® Essentia) (Optimisation du Design Cavitaire). De plus, ce substitut dentinaire assure un rôle d'amortisseur des contraintes.

Les deux images en bas représentent la prise de teinte. Celle-ci est effectuée à l'aide du teintier Vita® 3DMaster et d'un filtre photographique polarisant qui permet, par une atténuation des reflets lumineux, une analyse chromatique et des caractéristiques de l'état de surface de la dent par le prothésiste [48]. Le substrat dentaire mixte (naturel/résine composite) non dyschromié, la demande esthétique du patient et la notion de conservation

maximale de la dent ainsi que sa vitalité, orientent le choix thérapeutique vers la réalisation d'un overlay en disilicate de lithium IPS e.max Press HT.



*Figure 43: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.*

Cette seconde illustration présente le protocole de collage à l'aide d'une colle sans potentiel adhésif. Est retrouvé : la pose de digue dentaire, la préparation de l'intrados prothétique avec un traitement à l'acide fluorhydrique et l'aspect crayeux obtenu suite à son application. L'étape initiale de l'essayage à l'aide d'une pâte « try-in » ainsi que la silanisation n'est pas iconographiée ici.

De même, l'étape du sablage du substrat dentaire n'est pas présentée mais est suivie du mordantage différentiel de l'émail périphérique durant 30 secondes et de la dentine (et résine composite) durant 15 secondes à l'aide d'acide orthophosphorique. Un adhésif MR 3 est appliqué donnant un aspect satiné de la dent visible au centre de la figure.

Ensuite est insérée la pièce prothétique enduite dans son intrados du composite de collage et une photopolymérisation flash est effectuée. S'ensuit le retrait des excès, une photopolymérisation finale et enfin le réglage occlusal et les finitions.



*Figure 44: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.*

Avant finitions, après collage et dépose de la digue dentaire.

## **5.2. Cas d'une couronne monolithique en zircone**



*Figure 45: Iconographie d'un cas d'une couronne monolithique sur 26 en zircone ST maquillée avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*

### 5.3. Cas d'une couronne monolithique en disilicate de lithium



*Figure 46: Iconographie d'un cas d'une couronne monolithique sur 16 en disilicate de lithium (IPS e.max Press MT) maquillée avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.*

## 6. Lexique

### Propriétés optiques :

- La **translucidité** :

C'est la capacité d'un matériau à laisser passer la lumière en la diffusant sans toutefois permettre de distinguer l'objet en arrière-plan. Elle est dépendante du minéral de la phase cristalline, de la proportion de verre mais aussi de l'épaisseur du matériau. Cette propriété est directement liée à la nature du matériau employé, ainsi qu'au matériau d'assemblage et à ses propriétés optiques intrinsèques [2,28,47,49,50,109].

- L'**opalescence** :

C'est la propriété optique d'un matériau transparent à transmettre les longueurs d'onde du domaine du rouge orangé et réfléchit les longueurs d'ondes courtes telles que le violet ou le bleu [49,111].

- La **luminosité** :

C'est la propriété d'un matériau à réfléchir la lumière incidente plutôt qu'à la diffuser. Plus cette luminosité est proche de la dent, plus le rendu esthétique sera naturel. Parmi les matériaux céramiques la zircone présente la plus forte luminosité et la céramique feldspathique la plus faible. Elle est évaluée par l'indice de réfraction lumineuse (2).

- La **teinte** :

Elle correspond à la longueur d'onde dominante de la lumière réfléchiée par la dentine (2).

- La **saturation** :

C'est la quantité de pigments purs qui peut être plus ou moins importante. La saturation va aussi dépendre de l'épaisseur de l'émail, car avec l'âge la saturation d'une dent augmente par une diminution de l'épaisseur de l'émail mais aussi par une sclérose dentinaire (2).

- La **fluorescence** :

C'est la capacité à émettre une partie du rayonnement ultraviolet invisible dans un spectre visible allant du blanc au bleu (2).

### Propriétés mécaniques :

- La **tenacité** :

Elle correspond à l'aptitude du matériau à résister à l'amorçage et à la propagation brutale d'une fissure. C'est une caractéristique intrinsèque du matériau. Une tenacité élevée peut laisser espérer une durée de fonctionnement élevée et donc une pérennité de la prothèse importante (137).

- **La résistance à la flexion :**

C'est la résistance à la fracture du matériau évaluée par des tests de flexion, elle correspond à la contrainte maximale avant fendillement ou rupture du matériau (137).

- **Le module d'élasticité :**

Le module d'élasticité ou module de Young donne des informations sur le comportement du matériau soumis à des contraintes et caractérise la rigidité du matériau étudié. Il détermine à partir de quelle contrainte le matériau est déformé. Plus le module d'élasticité est élevé et moins le matériau se déforme sous la contrainte et par conséquent, plus il est rigide [38].

- **La résistance à la traction :**

Le test de traction permet de caractériser plusieurs aspects du comportement mécanique d'un matériau. Pour les matériaux dentaires c'est un test de traction indirect qui est réalisé encore appelé test de compression diamétrale. Ce test renseigne sur la résistance du matériaux aux forces latérales [38].

- **La dureté :**

La dureté est définie comme la résistance qu'un corps oppose à une déformation locale sous charge. Elle reflète la difficulté de finition et de polissage du matériau et donne une indication de la résistance du matériau à l'abrasion [38].

- **La biocompatibilité :**

C'est la capacité d'un matériau à provoquer une réponse biologique appropriée dans une application donnée [55].

Autres :

- **Le frittage :**

Ce procédé consiste en un traitement thermique réalisé à température bien inférieure à la température du matériau. Les particules viennent se « souder » faisant disparaître les cavités interstitielles [48].

## 7. Conclusion

A la différence des restaurations céramo-métalliques, le tout céramique présente un comportement à la lumière comparable à celui de la dent naturelle, et possède une biocompatibilité assurant un joint dento-prothétique optimal d'où ses avantages sur le plan esthétique.

L'avènement de la CFAO et son développement futur au sein des cabinets, va engendrer une explosion des restaurations monolithiques. En outre, celles-ci permettent de palier à certains échecs cliniques des CCM et CCC représentés majoritairement par le « chipping ».

La limite esthétique de ces restaurations monolithiques en comparaison aux CCC peut être en partie contournée par une stratification partielle consistant au retrait incisal de céramique et à la stratification superficielle dans le but d'améliorer la morphologie et de donner des variations chromatiques (« cut-back » direct ou indirect).

La réponse à la question « la CCM est-elle toujours d'actualité ? », peut être : qu'étant donné les nouvelles technologies et les nouvelles techniques, il est possible de répondre à chaque cas clinique par une solution sans métal que ce soit à l'aide des couronnes monolithiques, ou lorsque leurs limites sont atteintes à l'aide des couronnes céramo- céramiques.

Ainsi, les indications des couronnes monolithiques possèdent des limites, notamment sur piliers dyschromiés. Leur taux de réussite est donc fonction de l'indication. Bien choisir le matériau de restauration est le premier des prérequis d'un résultat clinique satisfaisant. Or ce choix peut être faussé par les critères subjectifs du patient (demandeur d'une restauration sans métal), du praticien (demandeur de stabilité clinique optimale) et du prothésiste (préférant les matériaux pour lesquels il possède le plus d'expérience). Afin de toujours faire le bon choix il est recommandé d'analyser selon un modèle rationnel chaque nouveau cas à traiter en fonction de critères cliniques précis.

## 8. Annexe

### 8.1. Annexe 1

#### Index des illustrations

Figure 1: Microstructure schématisée des trois familles de céramiques et leurs propriétés de transparence et résistance [49].....	15
Figure 2: Macrogéographie et microgéographie d'une incisive centrale maxillaire naturelle [109].....	19
Figure 3: Photo au MEB présentant les tags de résine et leurs interconnexions[48].....	21
Figure 4: Schéma représentant l'espace biologique (EB) et le complexe dentogingival (CDG). SG: sulcus gingival ; EJ: épithélium de jonction ; TC: tissu conjonctif ; AE attache épithéliale ; AC: attache conjonctive [172].....	21
Figure 5: Photos illustrant le non-respect de l'espace biologique provoquant une réponse autorégulée associée : (a) à une perte osseuse alvéolaire et la formation d'une récession gingivale ; (b) ou à l'apparition d'une inflammation gingivale chronique [172].....	22
Figure 6: Techniques employées pour respecter l'espace biologique: (a) sondage de l'attache parodontale ; (b) sondage de la totalité du complexe dento-gingival. L'insertion d'un fil rétracteur dans la partie coronale de l'épithélium de jonction avant la préparation permet de protéger les structures plus apicales (c ) [172].....	23
Figure 7: Une CCM pour une incisive maxillaire antérieure [173].....	23
Figure 8: Microstructure de la céramique feldspathique [40].....	24
Figure 9: Etapes de stratification des masses dentine et incisale [173].....	25
Figure 10: Fidèle reproduction de fêlures amélaire, de mamelons et ajout d'effets dans le tiers incisal [173].....	25
Figure 11: Les trois phases cristallographiques de la zircone [148].....	29
Figure 12: Transformation de la zircone de la phase tétragonale à la phase monoclinique (35,39,40).....	30
Figure 13: Préparation de la poudre de dioxyde de zirconium [148].....	31
Figure 14: Infrastructure d'une CCC assurant un soutien idéal des cuspidés, prévenant du risque de fracture du matériau cosmétique [125].....	34
Figure 15: Structure cristallographique du disilicate de lithium présentée par des couches de SiO <sub>4</sub> tétraèdres [40].....	35
Figure 16: Microstructure de la céramique en disilicate de lithium en technique pressée [40].....	36
Figure 17: Microstructure de la céramique en disilicate de lithium en technique usinée [74]. .....	36
Figure 18: Cristaux imbriqués de la céramique en disilicate de lithium [40].....	36
Figure 19: (A) Céramique HT partiellement cristallisée. (B) Céramique HT totalement cristallisée. (C) Céramique LT partiellement cristallisée. (D) Céramique LT totalement cristallisée [40].....	37
Figure 20: Translucidité des différents matériaux utilisés en dentisterie prothétique (14)..	39
Figure 21: Couronnes monolithiques en disilicate de lithium (IPS Empress 2®) sur 11 & 21[143].....	40
Figure 22: Initialement: Couronnes Céramo-Métalliques sur 11 & 21 [143].....	40
Figure 23: Influence de la coloration du pilier sur une même teinte de lingotin pour la technique pressée (Teintier IPS Natural Die Material d'Ivoclar Vivadent®).....	40
Figure 24: Présentation de la zircone de 1ère et 2ème génération [148].....	41

Figure 25: Différentes translucidités de chapes en zircone placées sur une source lumineuse (140) .....	42
Figure 26: La zircone présente une translucidité variable selon son épaisseur sans toutefois atteindre celle d'une vitrocéramique [49] .....	43
Figure 27: Graphique résumant les valeurs de résistance à la flexion en fonction de la génération de zircone [149].....	46
Figure 28: Image en MEB de la zircone brute (x2.000)[129].....	48
Figure 29: Image en MEB de l'e.max® glacée et abrasée (x2.000)[129].....	49
Figure 30: Usure de l'émail antagoniste face à trois matériaux en microns (étude in vitro, 4.800 cycles) [124].....	50
Figure 31: Aspects microscopiques de l'e.max Press® avant et après mordançage [49]...	52
Figure 32: Préparation de l'intrados de la couronne par sablage à l'alumine [149].....	55
Figure 33: Conditionnement de l'intrados prothétique avec un promoteur d'adhésion [149]. .....	56
Figure 34: Application du système adhésif à base de MDP dans l'intrados prothétique [149].....	56
Figure 35: Essayage d'une couronne monolithique en zircone (insertion incomplète) avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.....	57
Figure 36: Photos au MEB présentant l'effet du polyfluorure d'aluminium sur une vitrocéramique renforcée au disilicate de lithium (IPS e.max® CAD); (a) avant traitement ; (b) après traitement [48].....	60
Figure 37: Mordançage à l'acide orthophosphorique du substrat dentaire pour couronne monolithique en disilicate de lithium sur 45, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT. .....	62
Figure 38: Résultat final après collage de la couronne monolithique en disilicate de lithium de la 45, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.....	62
Figure 39: Photopolymérisation après application de gel glyciné d'une couronne monolithique en disilicate de lithium, avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.....	63
Figure 40: Arbre décisionnel simplifié guidant le choix du matériau selon les conditions cliniques observées dans le cadre d'une reconstitution coronaire périphérique unitaire postérieure (RC pour Reconstitution Coulée / RMIPP pour Reconstitution par Matériaux Insérés en Phase Plastique) [9,49,72,73,149,161].....	64
Figure 41: Arbre décisionnel simplifié guidant le choix du matériau selon les conditions cliniques observées dans le cadre d'une reconstitution coronaire périphérique unitaire antérieure (RC pour Reconstitution Coulée / RMIPP pour Reconstitution par Matériaux Insérés en Phase Plastique)[9,49,72,73,149,161].....	65
Figure 42: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.....	66
Figure 43: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.....	67
Figure 44: Iconographie d'un cas d'overlay en disilicate de lithium avec l'aimable autorisation du Dr. C. ROBERT.....	68
Figure 45: Iconographie d'un cas d'une couronne monolithique sur 26 en zircone ST maquillée avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT.....	68
Figure 46: Iconographie d'un cas d'une couronne monolithique sur 16 en disilicate de lithium (IPS e.max Press MT) maquillée avec l'aimable autorisation du Dr. C.ROBERT..	69

## 8.2. Annexe 2

### Index des tables

Tableau 1: Classification selon la composition chimique et la microstructure [31,48,49,150].....	16
Tableau 2: Les céramiques avec matrice en résine [1,150].....	17
Tableau 3: Indice de réfraction des tissus dentaires ainsi que de quelques matériaux dentaires [49].....	19
Tableau 4: Propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine [48].....	20
Tableau 5: Propriétés des céramiques cosmétiques (1).....	26
Tableau 6: Propriétés physico-chimiques de la zircone traditionnelle (3Y-TZP) [8,23,31,37,43,84,95,101,127].....	32
Figure 7: Composition de l'IPS e.max®(65,69,96,100).....	36
Tableau 8: Propriétés physico-chimiques du disilicate de lithium[4,11,24,43,52,74,75,101,127,170].....	38
Tableau 9: Résultats des mesures de transmission de la lumière effectuées sur les différents échantillons (IC:Intervalle de confiance) [149].....	43
Tableau 10: Comparaison des propriétés physiques de la zircone et du disilicate de lithium. ....	45
Tableau 11: Propriétés des différentes zircons proposées par la marque Kuraray® [72]..	47
Tableau 12: Perte de substance amélaire face à une CCM sur douze mois [76].....	47
Tableau 13: Etude de rugosité de surface et usure comparée de l'usure amélaire en fonction des traitements de surface de la vitrocéramique antagoniste (étude in vitro, 120.000 cycles) [124].....	50

## Références bibliographiques

1. Ada. American Dental Association. CDT: Code on dental procedures and nomenclature [Internet]. Disponible sur: <https://www.ada.org/en/publications/cdt>
2. Ahn J-S, Lee Y-K. Difference in the translucency of all-ceramics by the illuminant. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008;24(11):1539-44.
3. Albaladejo A, Osorio R, Toledano M, Ferrari M. Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Med Oral Patol Oral Cirurgia Bucal*. 2010;15(1):e112-118.
4. Anusavice KJ, Jadaan OM, Esquivel-Upshaw JF. Time-dependent fracture probability of bilayer, lithium-disilicate-based, glass-ceramic, molar crowns as a function of core/veneer thickness ratio and load orientation. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013;29(11):1132-8.
5. Archien C, Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, et al. Tout sur le « tout céramique ». 2008.
6. Bechtle S, Fett T, Rizzi G, Habelitz S, Klocke A, Schneider GA. Crack arrest within teeth at the dentinoenamel junction caused by elastic modulus mismatch. *Biomaterials*. 2010;31(14):4238-47.
7. Behin P, Dupas P-H. *Pratique clinique des matériaux dentaires en prothèse fixée*. CdP. 1997. 109 p.
8. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2014;30(4):424-32.
9. Bennasar B, Felenc S, Elkaim D, Fages M. Des céramiques pour imiter la dent naturelle : choix techniques et démarches thérapeutiques. *Cah Prothèse*. 2011; (155):41-51.
10. Bienfait A, Vermeulen J. La zircone: pour une utilisation raisonnée. *Lett Stomatol*. 2009;27-8.
11. Biskri ZE, Rached H, Boucheur M, Rached D. Computational study of structural, elastic and electronic properties of lithium disilicate (Li<sub>2</sub>Si<sub>2</sub>O<sub>5</sub>) glass-ceramic. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;32:345-50.
12. Blatz MB. Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2002;33(6):415-26.
13. Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268-74.
14. Bottino MA, Snellaert A, Bergoli CD, Özcan M, Bottino MC, Valandro LF. Effect of ceramic etching protocols on resin bond strength to a feldspar ceramic. *Oper Dent*. 2015;40(2):E40-46.

15. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RL, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008;24(4):450-6.
16. Brunot-Gohin C, Compère C, Guigand C. Traitement de dyschromies dentaires dans le cadre d'une réhabilitation esthétique maxillaire. *Cah Prothèse*. 2012;(160):23-32.
17. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Azogui E-E, Jannetta R, Pezron I, Laurent-Maquin D, et al. Soft tissue adhesion of polished versus glazed lithium disilicate ceramic for dental applications. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013;29(9):e205-212.
18. Brunot-Gohin C, Duval J-L, Verbeke S, Belanger K, Pezron I, Kugel G, et al. Biocompatibility study of lithium disilicate and zirconium oxide ceramics for esthetic dental abutments. *J Periodontal Implant Sci*. 2016;46(6):362-71.
19. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.
20. Burdairon G. *Abrégé de biomatériaux dentaires: 2ème édition revue et corrigée*. Masson Paris Milan Barcelone Bonn; 1990. 310 p.
21. Burgess JO, Janyavula S, Lawson NC, Lucas TJ, Cakir D. Enamel wear opposing polished and aged zirconia. *Oper Dent*. 2014;39(2):189-94.
22. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(6):525-30.
23. Candido LM, Miotto LN, Fais L, Cesar PF, Pinelli L. Mechanical and Surface Properties of Monolithic Zirconia. *Oper Dent*. 2018;43(3):E119-28.
24. Carvalho AO, Bruzi G, Giannini M, Magne P. Fatigue resistance of CAD/CAM complete crowns with a simplified cementation process. *J Prosthet Dent*. 2014;111(4):310-7.
25. Carvalho BG de, Ribeiro MST, Brasil LR, Alencar MJS de. Marginal and internal fit of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations: a literature review. *Rev Bras Odontol*. 2017;74(3):229.
26. Cavalcanti AN, Foxton RM, Watson TF, Oliveira MT, Giannini M, Marchi GM. Y-TZP Ceramics: Key Concepts for Clinical Application. *Oper Dent*. 2009;34(3):344-51.
27. Chen C, Chen Y, Lu Z, Qian M, Xie H, Tay FR. The effects of water on degradation of the zirconia-resin bond. *J Dent*. 2017;64:23-9.
28. Chen Y-M, Smales RJ, Yip KH-K, Sung W-J. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008;24(11):1506-11.
29. Choi B-K, Han J-S, Yang J-H, Lee J-B, Kim S-H. Shear bond strength of veneering porcelain to zirconia and metal cores. *J Adv Prosthodont*. 2009;1(3):129-35.

30. Chong BJ, Thangavel AK, Rolton SB, Guazzato M, Klineberg IJ. Clinical and laboratory surface finishing procedures for zirconia on opposing human enamel wear: A laboratory study. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;50:93-103.
31. Commission des dispositifs médicaux de l'ADF. Les céramo-céramiques. 2e édition.
32. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials.* 1999;20(4):371-6.
33. Cox CF, Hafez AA, Akimoto N, Otsuki M, Mills JC. Biological basis for clinical success: pulp protection and the tooth-restoration interface. *Pract Periodontics Aesthetic Dent PPAD.* 1999;11(7):819-26; quiz 827.
34. De Kok P, Pereira GKR, Fraga S, de Jager N, Venturini AB, Kleverlaan CJ. The effect of internal roughness and bonding on the fracture resistance and structural reliability of lithium disilicate ceramic. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2017;
35. Decup F. Concepts. Inlay, Onlay, Overlay. RC. 2014.
36. Degrange M, Pourreyron L. Les systèmes adhésifs amélo-dentaires. Société Francophone de Biomateriaux Dentaires; 2009.
37. Dehurtevent M, Hauzay W, Ovide A, Denis C, Boitelle P, Behin P. Choisir sa céramique pour les restaurations unitaires postérieures en CFAO. *Initiat Santé.* 2018;
38. Dejou J. Société Francophone des Biomateriaux Dentaires (SFBD). Université Numérique des Sciences Odontologiques Francophones; 2010.
39. Della Bona A, Nogueira AD, Pecho OE. Optical properties of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent.* 2014;42(9):1202-9.
40. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials.* 2010;3(1):351-68.
41. Deschamps-Lenhardt S, Do NM, Perez C. Actualisation des indications de la zircone en prothèse fixée. *Cah Prothèse.* 2017;(179):38-44.
42. Dion I, Rouais F, Baquey C, Lahaye M, Salmon R, Trut L, et al. Physico-chemistry and cytotoxicity of ceramics: part I: characterization of ceramic powders. *J Mater Sci Mater Med.* 1997;8(5):325-32.
43. Dirxen C, Blunck U, Preissner S. Clinical Performance of a New Biomimetic Double Network Material. *Open Dent J.* 2013;7:118-22.
44. Dupuis V, Felenc S, Margerit J. Les matériaux de l'interface dento-prothétique: Scellement et collage. CdP. 2011.
45. Ebrahimi M, Naseh A, Abdollahi M, Shirazi AS. Can Chlorhexidine enhance the Bond Strength of Self-etch and Etch-and-rinse Systems to Primary Teeth Dentin? *J Contemp Dent Pract.* 2018;19(4):404-8.

46. Esquivel-Upshaw JF, Anusavice KJ. Ceramic design concepts based on stress distribution analysis. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2000;21(8):649-52, 654; quiz 656.
47. Etienne O. Dyschromie des incisives maxillaires, jouer de la transparence...pour se fondre dans le décor. *Inf Dent*. 2010;(92):39-41.
48. Etienne O, Anckenmann L. Restaurations esthétiques en céramique collée. *Cdp*. 2016. 353 p.
49. Etienne O, Hajto J. Les matériaux céramique en « prothèse sans métal ». *Cah Prothèse*. 2011;(155):5-13.
50. Etienne O, Toledano C, Descamp F. Apport des reconstitutions collées en dentisterie esthétique. *Inf Dent*. 2009;(91):64-70.
51. Fages M, Slangen P, Raynal J, Corn S, Turzo K, Margerit J, et al. Comparative mechanical behavior of dentin enamel and dentin ceramic junctions assessed by speckle interferometry (SI). *Dent Mater*. 2012;28(10):e229-38.
52. Fantozzi G, Nièpce J-C, Le Gallet S. *Science & Technologies Céramiques*. EDP Sciences. 2011.
53. Filser FT. Direct ceramic machining of ceramic dental restorations [Internet] [Doctoral Thesis]. ETH Zurich; 2001 [consulté le 9 mai 2018]. Disponible sur: <https://www.research-collection.ethz.ch/handle/20.500.11850/145266>
54. Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont*. 2009;22(4):374-7.
55. Grégoire G, Populer P, Magne S, Guyonnet J-J. *Biocompatibilité des matériaux utilisés en odontologie*. Masson, Elsevier. 2008;
56. Groten M, Huttig F. The performance of zirconium dioxide crowns: a clinical follow-up. *Int J Prosthodont*. 2010;23(5):429-31.
57. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV. Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20(5):441-8.
58. Guess PC, Bonfante EA, Silva NRFA, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2013;29(3):307-16.
59. Guess PC, Kulis A, Witkowski S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2008;24(11):1556-67.
60. Guess PC, Vagopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to

- thermo-mechanical fatigue. *J Dent.* 2014;42(2):199-209.
61. Guess PC, Zavanelli RA, Silva NRFA, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23(5):434-42.
  62. Håff A, Löf H, Gunne J, Sjögren G. A retrospective evaluation of zirconia-fixed partial dentures in general practices: An up to 13-year study. *Dent Mater.* 2015;31(2):162-70.
  63. Hallmann L, Ulmer P, Lehmann F, Wille S, Polonskyi O, Johannes M, et al. Effect of surface modifications on the bond strength of zirconia ceramic with resin cement resin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2016;32(5):631-9.
  64. Hallmann L, Ulmer P, Wille S, Polonskyi O, Köbel S, Trottenberg T, et al. Effect of surface treatments on the properties and morphological change of dental zirconia. *J Prosthet Dent.* 2016;115(3):341-9.
  65. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent.* 2016;116(2):257-63.
  66. Harada R, Takemoto S, Hattori M, Yoshinari M, Oda Y, Kawada E. The influence of colored zirconia on the optical properties of all-ceramic restorations. *Dent Mater J.* 2015;34(6):918-24.
  67. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(6):456-61.
  68. Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23(6):493-502.
  69. Hempel U, Hefti T, Kalbacova M, Wolf-Brandstetter C, Dieter P, Schlottig F. Response of osteoblast-like SAOS-2 cells to zirconia ceramics with different surface topographies. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(2):174-81.
  70. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP. Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent.* 1990;63(1):26-31.
  71. Ingber JS, Rose LF, Coslet JG. The « biologic width »--a concept in periodontics and restorative dentistry. *Alpha Omegan.* 1977;70(3):62-5.
  72. Issuu. Katana guide technique [Internet]. Disponible sur: [https://issuu.com/francechristelle/docs/katana\\_guide\\_technique\\_avril\\_2017](https://issuu.com/francechristelle/docs/katana_guide_technique_avril_2017)
  73. Ivoclarvivadent. IPS e.max: Rapport scientifique Volume 1. Ivoclar Vivadent; 2001.
  74. Ivoclarvivadent. IPS: e.max CAD [Internet]. Ivoclar Vivadent; Disponible sur: [www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/.../IPS+e-max+CAD+Cabinet+Dentaire](http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/.../IPS+e-max+CAD+Cabinet+Dentaire)

75. Ivoclarvivadent. IPS: e.max Press, Monolithic Solutions [Internet]. Ivoclar Vivadent; Disponible sur: [www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/.../IPS+e-max+Press+Monolithic+Solutions](http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/.../IPS+e-max+Press+Monolithic+Solutions)
76. Jagger DC, Harrison A. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *J Prosthet Dent.* 1994;72(3):320-3.
77. Janyavula S, Lawson N, Lawson N, Cakir D, Beck P, Ramp LC, et al. The wear of polished and glazed zirconia against enamel. *J Prosthet Dent.* 2013;109(1):22-9.
78. Jardel V, Degrange M, Picard B, Derrien G. Surface energy of etched ceramic. *Int J Prosthodont.* 1999;12(5):415-8.
79. Jirajariyavej B, Wanapirom P, Anunmana C. Influence of implant abutment material and ceramic thickness on optical properties. *J Prosthet Dent.* 2018;119(5):819-25.
80. Jung RE, Sailer I, Hämmerle CHF, Attin T, Schmidlin P. In vitro color changes of soft tissues caused by restorative materials. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2007;27(3):251-7.
81. Kang S-H, Chang J, Son H-H. Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic. *Restor Dent Endod.* 2013;38(3):134-40.
82. Karataşlı O, Kursoğlu P, Capa N, Kazazoğlu E. Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J.* 2011;30(1):97-102.
83. Kawai K, Urano M. Adherence of plaque components to different restorative materials. *Oper Dent.* 2001;26(4):396-400.
84. Kelly J, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J.* 2011;56:84-96.
85. Kelly JR. Dental ceramics: what is this stuff anyway? *J Am Dent Assoc* 1939. 2008;139 Suppl:4S-7S.
86. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati T, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthet Dent.* 2012;107(5):283.
87. Kim H-K, Kim S-H. Effect of the number of coloring liquid applications on the optical properties of monolithic zirconia. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2014;30(9):e229-237.
88. Kim H-K, Kim S-H, Lee J-B, Ha S-R. Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics. *J Prosthet Dent.* 2016;115(6):773-9.
89. Kim JH, Lee S-J, Park JS, Ryu JJ. Fracture load of monolithic CAD/CAM lithium disilicate ceramic crowns and veneered zirconia crowns as a posterior implant

- restoration. *Implant Dent.* 2013;22(1):66-70.
90. Komine F, Blatz MB, Matsumura H. Current status of zirconia-based fixed restorations. *J Oral Sci.* 2010;52(4):531-9.
  91. Koubi S, Weisrock G, Couderc G, Laborde G, Margossian P, Tassery H. Le collage des céramiques à matrice de verre : quand méthode rime avec reproductibilité. *Réal Clin.* 2010;21(3):209-17.
  92. Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. *Eur J Esthet Dent Off J Eur Acad Esthet Dent.* 2009;4(4):348-80.
  93. Kwon SJ, Lawson NC, McLaren EE, Nejat AH, Burgess JO. Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *J Prosthet Dent.* 2018;
  94. Lasfargues J, Colon P. *Odontologie conservatrice et restauratrice. Tome 1: Une approche médicale globale.* CdP. 2009.
  95. Lecardonnel, Lelievre F. *La Zircone: questions et réponses.* CNIF;
  96. Lin W-S, Ercoli C, Feng C, Morton D. The Effect of Core Material, Veneering Porcelain, and Fabrication Technique on the Biaxial Flexural Strength and Weibull Analysis of Selected Dental Ceramics. *J Prosthodont.* 2012;21(5):353-62.
  97. Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GMS, Widmer N. Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2007;28(1):18-24; quiz 25, 42.
  98. López-Mollá MV, Martínez-González MA, Mañes-Ferrer J-F, Amigó-Borrás V, Bouazza-Juanes K. Bond strength evaluation of the veneering-core ceramics bonds. *Med Oral Patol Oral Cirugia Bucal.* 2010;15(6):e919-923.
  99. Lucas L, Lemons JE. *Biodegradation of restorative metallic systems.* 1992. 32 p.
  100. Lughì V, Sergo V. Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2010;26(8):807-20.
  101. Ma L, Guess PC, Zhang Y. Load-bearing properties of minimal-invasive monolithic lithium disilicate and zirconia occlusal onlays: finite element and theoretical analyses. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2013;29(7):742-51.
  102. Maccauro G, Bianchino G, Sangiorgi S, Magnani G, Marotta D, Manicone PF, et al. Development of a new zirconia-toughened alumina: promising mechanical properties and absence of in vitro carcinogenicity. *Int J Immunopathol Pharmacol.* 2009;22(3):773-9.
  103. Magne P. Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *J Esthet Restor Dent Off Publ Am Acad Esthet Dent Al.* 2005;17(3):144-54; discussion 155.

104. Magne P. Pascal Magne: « It should not be about aesthetics but tooth-conserving dentistry ». *Br Dent J.* 2012;213:189-91.
105. Magne P, Belser U. Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures : approche biomimétique. *Quintessence International*; 2003. 406 p.
106. Mahiat Y. La zircone: cette méconnue. 2006;6(1).
107. Marchack BW, Sato S, Marchack CB, White SN. Complete and partial contour zirconia designs for crowns and fixed dental prostheses: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2011;106(3):145-52.
108. Marcum JS. The effect of crown marginal depth upon gingival tissue. *J Prosthet Dent.* 1967;17(5):479-87.
109. Margossian P, Laborde G, Koubi S, Couderc G, Maille G, Botti S, et al. Propriétés optiques des systèmes céramo-céramiques : Implications cliniques. *Réalités Cliniques.* 2010;41-51.
110. Maynard JG, Wilson RD. Physiologic dimensions of the periodontium significant to the restorative dentist. *J Periodontol.* 1979;50(4):170-4.
111. Meng Z, Yao XS, Yao H, Liang Y, Liu T, Li Y, et al. Measurement of the refractive index of human teeth by optical coherence tomography. *J Biomed Opt.* 2009;14(3):034010.
112. Monaco C, Caldari M, Scotti R, AIOP Clinical Research Group. Clinical evaluation of 1,132 zirconia-based single crowns: a retrospective cohort study from the AIOP clinical research group. *Int J Prosthodont.* 2013;26(5):435-42.
113. Nam S-J, Yoon M-J, Kim W-H, Ryu G-J, Bang M-K, Huh J-B. Marginal and Internal Fit of Conventional Metal-Ceramic and Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *Int J Prosthodont.* 2015;28(5):519-21.
114. Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, J. Suarez M. Différences d'ajustage de couronnes postérieures en zircone comparées à des couronnes céramo-métalliques. *Quintessence Publ.* 2018;12(1):55-8.
115. Özcan M, Bernasconi M. Adhesion to zirconia used for dental restorations: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent.* 2015;17(1):7-26.
116. Ozer F, Mante FK, Chiche G, Saleh N, Takeichi T, Blatz MB. A retrospective survey on long-term survival of posterior zirconia and porcelain-fused-to-metal crowns in private practice. *Quintessence Int Berl Ger 1985.* 2014;45(1):31-8.
117. Ozer F, Mante FK, Chiche G, Saleh N, Takeichi T, Blatz MB. Survie à long terme de couronnes céramo-métalliques ou céramo-céramiques postérieures: étude rétrospective. *Quintessence Publishing. QDRP.* 2018;35-42.
118. Parma-Benfenali S, Fugazzoto PA, Ruben MP. The effect of restorative margins on the postsurgical development and nature of the periodontium. Part I. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1985;5(6):30-51.

119. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent.* 2007;35(4):282-8.
120. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
121. Pisani-Proenca J, Erhardt MCG, Valandro LF, Gutierrez-Aceves G, Bolanos-Carmona MV, Del Castillo-Salmeron R, et al. Influence of ceramic surface conditioning and resin cements on microtensile bond strength to a glass ceramic. *J Prosthet Dent.* 2006;96(6):412-7.
122. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18 Suppl 3:73-85.
123. Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2011;27(8):796-804.
124. 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.
125. Probst K, Reiss B, Wiedhahn K, Kern M, Helfer M, Fages M, et al. La zircone: matériau d'avenir. *Strat Prothétique.* 2013;13(1):63-8.
126. Quaas AC, Yang B, Kern M. Panavia F 2.0 bonding to contaminated zirconia ceramic after different cleaning procedures. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2007;23(4):506-12.
127. Quinn GD, Giuseppetti AA, Hoffman KH. Chipping fracture resistance of dental CAD/CAM restorative materials: part I--procedures and results. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2014;30(5):e99-111.
128. Quinn JB, Sundar V, Lloyd IK. Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2003;19(7):603-11.
129. Raux F, Bernard C. Abrasivité des matériaux prothétiques esthétiques face à une dent saine. *Réal Clin.* 2018;29(2):119-25.
130. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J.* 2012;31(4):601-9.
131. Rondoni D. Zirconia: some practical aspects from the technologist's point of view. 2016;11(2):270.
132. Rosales-Leal JI, Osorio R, Holgado-Terriza JA, Cabrerizo-Vílchez MA, Toledano M. Dentin wetting by four adhesive systems. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.*

- 2001;17(6):526-32.
133. Rosentritt M, Preis V, Behr M, Hahnel S, Handel G, Kolbeck C. Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics. *Clin Oral Investig*. 2012;16(3):935-43.
  134. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *J Dent*. 2009;37(12):978-83.
  135. Roy AK, Mohan D, Sunith M, Mandokar RB, Suprasidh S, Rajan S. Comparison of Shear Bond Strengths of Conventional Resin Cement and Self-adhesive Resin Cement bonded to Lithium Disilicate: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2017;18(10):881-6.
  136. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 2007;18 Suppl 3:86-96.
  137. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci*. 2013;21(6):575-80.
  138. Scherrer SS, Cattani-Lorente M, Vittecoq E, de Mestral F, Griggs JA, Wiskott HWA. Fatigue behavior in water of Y-TZP zirconia ceramics after abrasion with 30 µm silica-coated alumina particles. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2011;27(2):e28-42.
  139. Schley J-S, Heussen N, Reich S, Fischer J, Haselhuhn K, Wolfart S. Survival probability of zirconia-based fixed dental prostheses up to 5 yr: a systematic review of the literature. *Eur J Oral Sci*. 2010;118(5):443-50.
  140. Sedda M, Vichi A, Carrabba M, Capperucci A, Louca C, Ferrari M. Influence of coloring procedure on flexural resistance of zirconia blocks. *J Prosthet Dent*. 2015;114(1):98-102.
  141. Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 1990;6(3):181-4.
  142. Seghi RR, Rosenstiel SF, Bauer P. Abrasion of human enamel by different dental ceramics in vitro. *J Dent Res*. 1991;70(3):221-5.
  143. Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):195.
  144. Shimada Y, Tagami J. Effects of regional enamel and prism orientation on resin bonding. *Oper Dent*. 2003;28(1):20-7.
  145. Silva LH da, Lima E de, Miranda RB de P, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res*. 2017;31(suppl 1):e58.
  146. Silva N, Thompson VP, Valverde GB, Coelho PG, Powers JM, Farah JW, et al.

- Comparative reliability analyses of zirconium oxide and lithium disilicate restorations in vitro and in vivo. *J Am Dent Assoc* 1939. 2011;142 Suppl 2:4S-9S.
147. Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1141-50.
  148. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2017;48(5):369-80.
  149. Stawarczyk B, Keul C, Eichberger M, Figge D, Edelhoff D, Lümke N. Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part II. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2017;48(6):441-50.
  150. Stefano Gracis, Van P. Thompson, Jonathan L. Ferencz, Nelson R. F. A. Silva, Bonfante. Nouvelle classification des matériaux de restauration céramique. *QDRP*. 2017;11(1):25.
  151. Steger E, Caballero COT. Mesure de l'abrasion dentaire selon la méthode «Steger». *Zirkonzahn*; 2010.
  152. Sulaiman TA, Delgado AJ, Donovan TE. Survival rate of lithium disilicate restorations at 4 years: A retrospective study. *J Prosthet Dent*. 2015;114(3):364-6.
  153. Sundfeld D, Palialol ARM, Fugolin APP, Ambrosano GMB, Correr-Sobrinho L, Martins LRM, et al. The effect of hydrofluoric acid and resin cement formulation on the bond strength to lithium disilicate ceramic. *Braz Oral Res*. 2018;32:e43.
  154. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2008;17(5):378-83.
  155. Tay F, Pashley DH. Etched Enamel Structure and Topography: Interface with Materials. In: *Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties*. 2005. p. 3-33.
  156. Tirlet G, Attal J-P. Le gradient thérapeutique un concept médical pour les traitements esthétiques. *Info Dent*. 2009;41:2561-8.
  157. Ueda K, Güth J-F, Erdelt K, Stimmelmayer M, Kappert H, Beuer F. Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dent Mater J*. 2015;34.
  158. Vacek JS, Gher ME, Assad DA, Richardson AC, Giambarresi LI. The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1994;14(2):154-65.
  159. Van Noort R. *Introduction to dental materials*. 4ème. 2013. 264 p.
  160. Vichi A, Ferrari M, Davidson CL. Influence of ceramic and cement thickness on the masking of various types of opaque posts. *J Prosthet Dent*. 2000;83(4):412-7.

161. Vincent Fehmer, Philipp Grohmann, Irena Sailer. Couronnes monolithiques: disilicate de lithium versus dioxyde de zirconium. QDRP. 2016;10(3):201.
162. Walter B, Barthet Pierre, De March Pascal. Prothèse fixée : Approche clinique. CdP. 2016. 480 p.
163. Walter B, Darteville P. Préparations coronaires périphériques et préparations corono-radiculaires. CdP. 2014. 126 p.
164. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. J Prosthet Dent. 2002;87(4):351-63.
165. Wendler M, Belli R, Petschelt A, Mevec D, Harrer W, Lube T, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 2: Flexural strength testing. Dent Mater. 2017;33(1):99-109.
166. Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M. Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2007;23(1):45-50.
167. Yao C, Yang H, Yu J, Zhang L, Zhu Y, Huang C. High Bond Durability of Universal Adhesives on Glass Ceramics Facilitated by Silane Pretreatment. Oper Dent. 2018;
168. Yildiz C, Vanlioğlu BA, Evren B, Uludamar A, Ozkan YK. Marginal-internal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM crown restorations. Dent Mater J. 2013;32(1):42-7.
169. Yoshida K, Kamada K, Atsuta M. Effects of two silane coupling agents, a bonding agent, and thermal cycling on the bond strength of a CAD/CAM composite material cemented with two resin luting agents. J Prosthet Dent. 2001;85(2):184-9.
170. Yuan K, Wang F, Gao J, Sun X, Deng Z-X, Wang H, et al. Effect of zircon-based tricolor pigments on the color, microstructure, flexural strength and translucency of a novel dental lithium disilicate glass-ceramic. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2014;102(1):98-107.
171. Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater. 2013;29(12):1201-8.
172. Zühr O, Hürzeler M. Chirurgie plastique et esthétique en parodontologie et implantologie: une approche microchirurgicale. Quintessence International; 2013. 872 p.
173. Zujic P, Zujic V. Pas à Pas : des restaurations céramo-métalliques esthétiques avec la profondeur, la vitalité et la luminosité de la dent naturelle. QDRP. 2018;12(1):84-91.
174. Zyman P. Restauration des dents antérieures dépulpées : quels choix pour une esthétique optimale? Cah Prothèse. 2001;113:27-33.

**Thèse d'exercice : Chir. Dent. : Lille : Année 2018 – N°:**

Le monolithique en disilicate de lithium et en zircone : intérêts dans les reconstitutions coronaires périphériques en prothèse fixée unitaire / **VERFAILLE Louis** - p. 88 : fig. 46 ; réf. 174.

**Domaines** : Prothèse fixée

**Mots clés Rameau**: Matériaux céramiques dentaires, Zircone, Collage en odontostomatologie

**Mots clés FmeSH**: Couronne dentaire, Zirconium, Collage dentaire

**Mots clés libres** : Monolithique, Disilicate de lithium, Couronnes céramo-métalliques

**Résumé de la thèse :**

Le développement du tout numérique et l'engouement pour le « sans métal » permettent l'essor des reconstitutions monolithiques en céramique.

L'enthousiasme actuel pour le disilicate de lithium et la zircone interpelle sur l'utilité des restaurations coronaires périphériques céramo-métalliques sur piliers dentaires naturels.

Tout praticien doit, par conséquent, être amené à connaître l'ensemble des propriétés de ces matériaux pour faire face à chaque situation clinique et répondre ainsi aux exigences mécaniques, biologiques et esthétiques de la dent restaurée.

Ainsi, ce travail apporte une vision nouvelle et permet aux praticiens de ne plus s'orienter systématiquement vers la couronne céramo-métallique en première intention.

**JURY :**

**Président :** Professeur Etienne DEVEAUX

**Assesseurs :** Docteur Philippe ROCHER

Docteur Philippe BOITELLE

Docteur Clément ROBERT