

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

Année : 2013

MENTION IRES HONORABLE

N° : 3168

**COURONNE UNITAIRE TOUT CERAMIQUE : LES
INDICATIONS DES DIFFERENTS MATERIAUX EN FONCTION
DES SITUATIONS CLINIQUES**

BIBLIOTHÈQUE UNIVERSITAIRE NANTES - Santé	
SUDOC	
COTE	13 NANT 021D
LOC.	NIVEAU 6
HOR.	

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

*présentée
et soutenue publiquement par*

Lise COMPIN
Née le 20 Août 1988

Le 10 septembre 2013 devant le jury ci-dessous :

Président : Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : Monsieur le Docteur Laurent LE GUEHENNEC

Assesseur : Monsieur le Docteur Bertrand BOUETEL

Directeur : Monsieur le Docteur François BODIC



Table des matières

INTRODUCTION	2
CHAPITRE 1 : PRESENTATION DES CERAMIQUES DENTAIRES	2
1. Historique	2
2. Définition des céramiques en dentisterie	2
3. Classification des céramiques dentaires	2
3.1. Ancienne classification	2
3.2. Classification actuelle	2
3.2.1. Selon la nature chimique du matériau	2
3.2.2. Selon le procédé de mise en oeuvre	2
3.2.3. Selon la microstructure	2
4. Propriétés des céramiques dentaires	2
4.1. Propriétés mécaniques	2
4.1.1. Résistance à la flexion	2
4.1.2. Ténacité	2
4.1.3. Module d'élasticité ou module de Young	2
4.1.4. Dureté et coefficient d'abrasion	2
4.1.5. Fatigue	2
4.1.6. Résistance à la compression	2
4.1.7. Facteurs influençant la résistance mécanique	2
4.2. Propriétés physiques	2

4.2.1. Propriétés électriques	3
4.2.2. Propriétés thermiques	3
4.2.3. Propriétés optiques	3
4.3. Propriétés chimiques	3
4.4. La liaison céramo-céramique	3
5. Mode d'assemblage des céramiques dentaires	3
5.1. Les différentes techniques d'assemblage	3
5.2. Assemblage des couronnes à base de céramique vitreuse	3
5.3. Assemblage des couronnes à base d'alumine et/ou de zircon	3
6. Complications des couronnes céramo-céramiques	3

CHAPITRE 2 : SYNTHÈSE COMPARATIVE DES SYSTÈMES CERAMO-CERAMIQUES ET

INDICATIONS EN FONCTION DES SITUATIONS CLINIQUES 3

1. Synthèse comparative des systèmes céramo-céramiques	3
1.1. Comparaison selon les propriétés mécaniques	3
1.1.1. Comparatif des propriétés mécaniques	3
1.1.2. Les facteurs influençant les propriétés mécaniques	3
1.2. Comparaison selon la précision d'adaptation	3
1.3. Comparaison selon l'intégration cosmétique	3
1.4. Comparaison selon le taux de survie	3
1.4.1. Définition	3
1.4.2. Les céramiques feldspathiques pressées	3
1.4.3. Les céramiques feldspathiques usinées	3
1.4.4. Les céramiques alumineuses infiltrées	3
1.4.5. Les céramiques alumineuses de haute densité	3

1.4.6. La zircone	4
1.4.7. Comparaison avec le système céramo-métallique	4
1.4.8. Comparaison en fonction du type de dent restaurée	4
2. Indications des matériaux en fonction des situations cliniques	4
2.1. Préparation du pilier	4
2.1.1. Epaisseurs de réduction	4
2.1.2. Résistance/Rétention de la préparation	4
2.1.3. Limites de la préparation	4
2.2. Localisation de la dent	4
2.3. Nature du pilier	4
2.3.1. Dent naturelle dyschromiée ou non	4
2.3.2. Reconstitution Corono-Radiculaire	4
2.3.3. Pilier implantaire et implant	4
2.4. Exigence de résistance	4
2.5. Santé gingivale	4
3. Evolution vers une nouvelle céramique	4
CONCLUSION	4
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	4

Depuis toujours, la prothèse fixée en odontologie se donne pour objectif de restaurer la fonction occlusale des dents afin de redonner au patient une mastication satisfaisante, et d'intégrer l'élément prothétique de façon naturelle.

La céramique dentaire répond à ces doléances, mécanique et esthétique. Elle a d'abord été utilisée dans les systèmes céramo-métalliques, encore aujourd'hui le «gold standard» en prothèse fixée.

Mais à l'heure où l'esthétique prend une dimension de plus en plus grande dans la société, la couronne céramo-métallique, bien que cliniquement fiable à long terme, ne donne plus autant satisfaction en termes de mimétisme et de biocompatibilité. De plus, ce type de prothèse a besoin de beaucoup d'espace pour la stratification de cosmétique afin d'arriver à un résultat esthétique, qui restera approximatif de par le rendu opaque, non naturel de la restauration finale.

« La restauration de l'apparence naturelle d'un sourire ne peut se concevoir sans l'utilisation de systèmes tout céramique » (John MacLean, 1975).

Désormais, le développement de nouvelles céramiques, de plus en plus résistantes et offrant une excellente transmission lumineuse, a permis d'étendre à la plupart des situations cliniques l'application des couronnes tout céramique.

Aujourd'hui, le choix d'un matériau est devenu difficile de par le nombre important de procédés existants. Souvent, il se fait plus par expérience que par raisonnement rigoureux. Il paraît donc important de connaître les matériaux afin de respecter leurs indications et de limiter les échecs thérapeutiques.

L'objectif de ce travail est d'exposer les différents procédés céramo-céramiques disponibles pour la réalisation de couronnes tout céramique. Nous présenterons dans un premier temps les différentes céramiques dentaires. Enfin, dans une seconde partie, nous détaillerons les indications des matériaux en fonction des situations cliniques, à travers une étude comparative des caractéristiques des différentes céramiques, grâce à une analyse récente de la littérature.

CHAPITRE 1 : PRESENTATION DES CERAMIQUES DENTAIRES

1. Historique

A l'origine, la céramique (de *keramos* «argile», «terre à potier») est l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par la cuisson.

Ses débuts sont très anciens et se situent vers la fin de l'époque du néolithique avec l'invention de la poterie. On assiste ensuite à une évolution au VII^{ème} siècle avec la fabrication de la porcelaine à partir de kaolin, de silice et de feldspath par les Chinois.

En art dentaire, sa première utilisation remonte à 1774, date à laquelle le pharmacien Duchateau, désirent remplacer sa prothèse en ivoire par une prothèse en porcelaine, fait appel au céramiste Dubois de Chement pour la réaliser.

En 1808, le dentiste italien Fonzi invente les dents en porcelaine à crampon de platine.

La fabrication des dents en céramique est alors artisanale, elle devient industrielle sous l'impulsion de la société SS White™ de Philadelphie à partir de 1838.

Land, de Détroit, met au point la couronne Jacket en 1886, c'est le véritable ancêtre des systèmes tout céramique. Les prothèses céramo-métalliques font leur apparition dès 1960 grâce à la collaboration de Weinstein, Howard et Klein, d'abord sur les alliages précieux puis, non précieux.

En 1964, MacLean et Hugues relancent la couronne Jacket en la renforçant par un noyau d'alumine sur lequel est «cuite» la céramique cosmétique. Depuis, la multiplication des techniques et des matériaux disponibles permet le développement de prothèses fixées tout céramique unitaires et plurales, qui mêlent résistance et esthétique. [70, 75, 79]

2. Définition des céramiques en dentisterie

Les céramiques sont des matériaux inorganiques non métalliques, composés à 99% d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Elles présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente. Leur mise en forme se fait à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée, puis une deuxième étape consiste à densifier et consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. [79]

Pour la plupart, les céramiques dentaires sont constituées de deux phases : une phase vitreuse, la matrice (désordonnée) et une phase cristalline dispersée (ordonnée). [75]

Elles sont essentiellement employées dans des applications prothétiques, mais sont également utilisées en implantologie et en orthodontie. [79]

3. Classification des céramiques dentaires

3.1. Ancienne classification

L'ancienne classification se fait en fonction de la température de fusion, ou plus exactement la température de frittage car il n'y a pas de fusion lors de la mise en forme des céramiques. [75]

Type de céramiques	Température de fusion	Indications
Céramique haute fusion	1280°C - 1390°C	Prothèse adjointe
Céramique moyenne fusion	1090°C - 1260°C	«Jacket» ou matrice platine
Céramique basse fusion	870°C - 1065°C	Céramo-métallique pour émailage des métaux
Céramique très basse fusion	660°C - 780°C	Céramo-métallique pour émailage du titane et de l'or

Tableau 1 : Classification des céramiques suivant leur intervalle de fusion. [79]

Les céramiques très basse fusion peuvent être également utilisées pour réaliser les joints céramique-dent, ou encore réparer les éclats et les fractures. [75]

3.2. Classification actuelle

3.2.1. Selon la nature chimique du matériau

3.2.1.1. Les céramiques vitreuses

LES CERAMIQUES FELDSPATHIQUES

A l'origine, ces céramiques étaient uniquement utilisées pour l'émaillage d'infrastructures métalliques. Elles sont représentées, entre autres, par la céramique cosmétique Vitadur®, créée en 1968 pour la Jacket alumineuse de MacLean. [102]

Composition physique :

La poudre est composée de grains dont le diamètre est compris entre 4 et 100 μm , de plastifiants hydrosolubles facilitant la mise en forme, et de colorants.

Composition minéralogique :

Le feldspath et les feldspatoïdes composent la matrice vitreuse, leur température de fusion est de 1100 et 1300°C, respectivement. Le quartz compose, quant à lui, la charpente cristalline, sa température de fusion est de 1700°C.

Composition chimique :

* Les oxydes principaux

L'oxyde de silicium ou SiO_2 (55 à 78%) est présent aussi bien dans la phase vitreuse que dans la phase cristalline, l'oxyde d'aluminium ou Al_2O_3 (inférieur à 10%) est majoritairement présent dans la phase vitreuse. L'augmentation de ces oxydes augmente la résistance mécanique et la tension superficielle de la céramique.

* Les oxydes alcalins modificateurs (oxyde de sodium ou Na_2O , oxyde de potassium ou K_2O , oxyde de lithium ou Li_2O)

Ces oxydes de cations alcalins monovalents (10 à 17%) sont essentiellement modificateurs de la phase vitreuse. Ils augmentent le Coefficient de Dilatation Thermique (CDT) en dessous de la température de transition vitreuse T_G (température à laquelle le matériau passe à l'état solide) et diminuent la tension superficielle et la viscosité.

La résistance d'une Couronne Céramo-Métallique (CCM) ou Céramo-Céramique (CCC) est liée à la formation d'une liaison matériau d'infrastructure/céramique cosmétique, cette liaison est facilitée

par le bon étalement de la pâte céramique sur son infrastructure (faible tension superficielle) et par un CDT des deux matériaux proche.

* Les oxydes mineurs

Ce sont les opacifiants, les fondants et les colorants (oxydes métalliques et terres rares).

Grâce à leur renforcement en leucite, les céramiques feldspathiques peuvent être utilisées pour la réalisation de couronnes antérieures sans armature en raison d'une résistance mécanique et d'un CDT augmentés, dans le cas d'un terrain favorable exempt de para-fonctions. [75]

LES VITROCERAMIQUES

Ce sont des matériaux mis en forme à l'état de verre puis traités thermiquement, en présence de catalyseurs de germination, pour obtenir une cristallisation contrôlée et partielle. La conversion du verre en vitrocéramique se fait en deux étapes, la nucléation puis la croissance des cristaux.

Deux procédés ont été développés : Dicor® et Cerapearl®, leur phase cristalline se constitue d'un mica-tétrasilicique (au fluor et au potassium) et d'une hydroxy-apatite, respectivement. [70]

La phase cristalline des céramiques vitreuses peut être renforcée par différents cristaux : la fluorapatite (IPS e.Max Ceram®, IPS Eris®), la leucite (IPS Empress 1® appelé aujourd'hui IPS Empress Esthetic®, Optec HSP®), le disilicate de lithium (IPS Empress 2®, IPS e.Max Press®)... L'utilisation des céramiques enrichies en fluorapatite est cependant limitée à l'émaillage d'infrastructures. [75]

3.2.1.2. Les céramiques alumineuses

Elles contiennent une proportion importante d'alumine, qui a pour but de les renforcer. On les distingue en fonction de leur teneur en alumine :

* 40% : Jacket de MacLean

* 65% : Cerestore®, AllCeram® (disparus du marché)

* 85% : In-Ceram (Alumina®, Zirconia® ou Spinelle®)

* environ 100% : Procera AllCeram®. [75]

Alumina® est la première version de In-Ceram® mise au point par Vita en 1989, elle est constituée principalement d'oxyde d'alumine (Al_2O_3). In-Ceram Spinnelle® est composée d'oxyde d'alumine et de magnésium (MgO), elle est plus translucide mais plus fragile que l'Alumina®. In-Ceram Zirconia® est composée d'oxyde d'alumine pour 67% et d'oxyde de zirconium (ZrO_2) pour 33%, elle est plus tenace mais plus opaque que l'Alumina®. [79]

3.2.1.3. Les céramiques à base d'oxyde de zirconium

La zirconium existe sous deux formes dans les céramiques dentaires :

- * la zirconium comme additif

Elle renforce les céramiques alumineuses (In-Ceram Zirconia®).

- * la zirconium pure

Elle est purifiée (le taux de ZrO_2 doit être au moins de 93,6%) et utilisée sans phase vitreuse (Procera AllZirkon®, LavaZirconia®). [60]

En fonction de la température, la zirconium cristallise dans trois types de réseau, elle est dite instable :

- * de la température ambiante jusqu'à 1170°C , la structure est organisée sous forme de mailles monocliniques et ne présente aucune propriété mécanique intéressante

- * de 1170 à 2370°C , la structure se transforme en mailles quadratiques ou tétraogonales et présente sous cette forme toutes les propriétés recherchées de la zirconium

- * au-dessus de 2370°C , la structure passe en mailles cubiques, n'offrant à nouveau plus aucun intérêt mécanique.

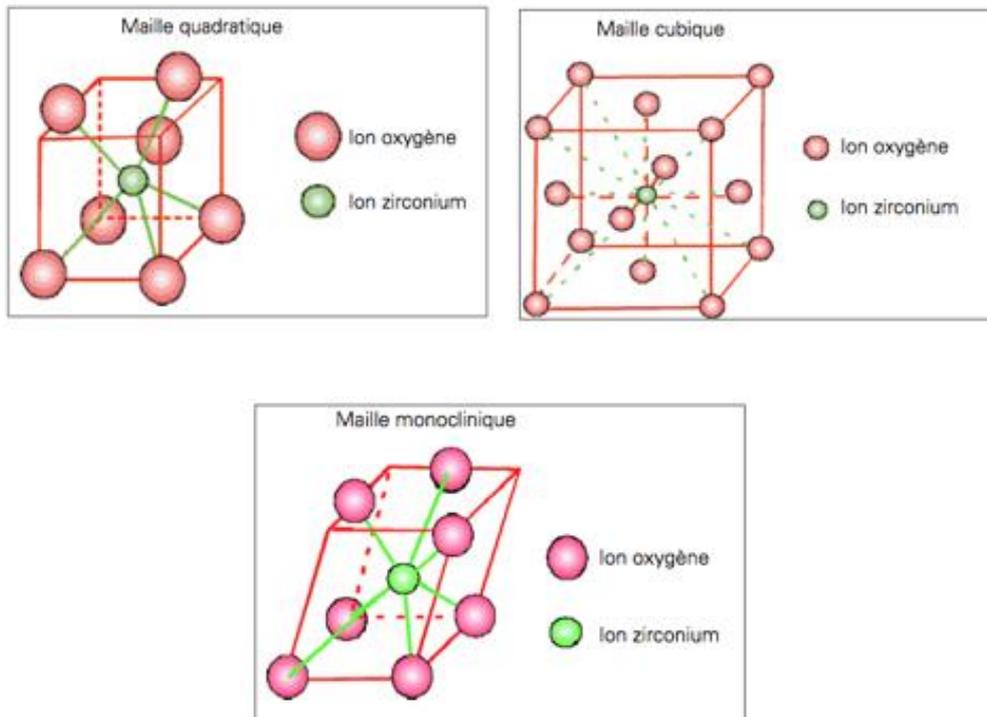


Figure 1 : Les transformations allotropiques de la zircone. [64]

Lors de son refroidissement, le phénomène s'inverse. Il convient donc de forcer la structure à maintenir sa maille quadratique jusqu'à la température ambiante. Ce phénomène est obtenu grâce à l'apport d'oxydes tels que MgO, CaO, Ce₂O₃ ou Y₂O₃. Le matériau sera alors partiellement stabilisé, composé en grande partie de cristaux à mailles quadratiques et en petite partie de cristaux à mailles monocliniques. [64]

En prothèse dentaire, la zircone est stabilisée par l'adjonction (dopage) de 3%mol d'oxyde d'yttrium Y₂O₃, on obtient la zircone dite Y-TZP. Cette dernière est thermodynamiquement métastable, c'est-à-dire qu'elle peut subir une transformation cristalline t→m sous l'effet de contraintes mécaniques par exemple. C'est cette caractéristique qui confère à cette céramique son comportement unique. [75]

Renforcement par transformation structurale ou micro-fissuration :

Lorsqu'une fissure apparaît dans le matériau, elle entraîne une concentration des contraintes à son extrémité. Ces contraintes déclenchent la transformation $t \rightarrow m$ caractérisée par une augmentation de volume des cristaux (environ 4%), ce qui évite la propagation de la fissure par absorption de son énergie de propagation et par mise en compression. On parle de capacité d'auto-réparation, ce mécanisme permet à la zircone d'être la céramique la plus tenace.

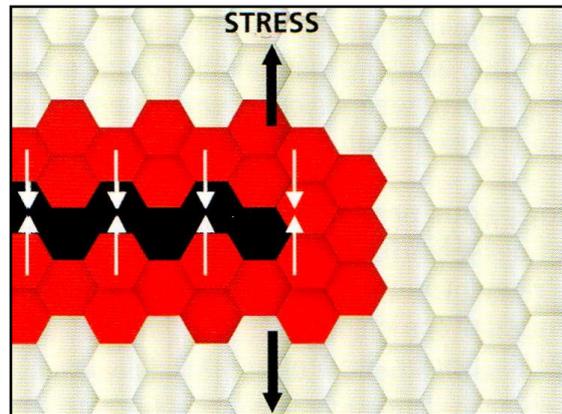


Figure 2 : Blocage de la propagation d'une fissure par la transformation $t \rightarrow m$ sous l'effet de la contrainte appliquée par la fissure en progression. [75]

Cette transformation est irréversible à température ambiante, c'est pourquoi elle ne peut être exploitée deux fois dans la cavité orale. Il y a donc un vieillissement localisé du matériau. [75]

Dégradation à basse température ou vieillissement :

La transformation $t \rightarrow m$ peut également se produire en l'absence de contraintes, à basse température (entre la température ambiante et 400°C) et en atmosphère humide. Dans ces conditions, les cristaux tétragonaux se transforment lentement en cristaux monocliniques par un processus de nucléation et de croissance, initié à la surface du matériau.

Ce processus entraîne une diminution des propriétés mécaniques et esthétiques en raison d'une dégradation de la surface de la zircone. Au début, un soulèvement se produit par augmentation du volume des grains de proche en proche, des micro-fissurations apparaissent entre les grains et la surface devient rugueuse. L'eau peut alors pénétrer en profondeur à travers ces micro-fissurations, il

Il y a autocatalyse à l'intérieur même du matériau. Puis du fait des contraintes externes en bouche, il y a expulsion de grains formant alors des cratères à la surface de la zircone. La finalité est la fracture de celle-ci.

Ce phénomène peut se produire dans la cavité orale lorsque la zircone est directement exposée aux fluides. Cependant actuellement, la cinétique et l'impact de ce mécanisme sur la durée de vie des prothèses dentaires ne sont pas connus. [38, 61]

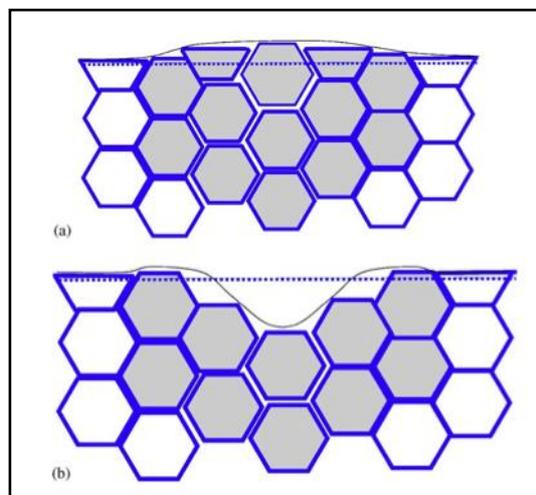
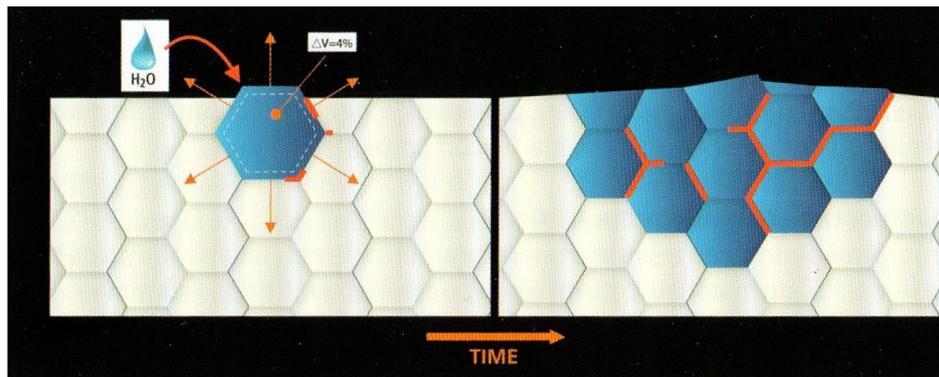


Figure 3 : Dégradation de proche en proche à basse température en présence d'eau. [75]

Figure 4 : (a) Soulèvement et micro-fissurations. (b) Cratères en surface de la zircone. [26]

Malgré la forte résistance à la flexion de tous les matériaux Y-TZP par rapport aux autres céramiques, des différences notables parmi eux ont été mises en avant. Ainsi, dans l'étude in vitro de Flinn et coll. qui compare trois céramiques Y-TZP de trois fabricants différents, Zirprime® est la

seule à ne pas avoir subi de diminution de sa résistance après vieillissement accéléré pendant 48 heures dans des conditions standard industrielles (180°C, 1MPa). Cependant, cette étude est limitée du fait qu'il n'y ait pas de simulation directe de l'environnement buccal et de ses changements de température, aussi la forme des échantillons en barres n'est pas représentative de la forme des restaurations normalement en bouche. [38]

Bien que la zircone stabilisée par de l'oxyde d'yttrium (Y-TZP) soit plus influencée par le vieillissement hydrothermique que la zircone stabilisée par de l'oxyde de cerium (Ce-YTZP), elle conserve néanmoins une résistance supérieure à celle-ci après vieillissement.

D'après l'étude de Kohorst et coll., la céramique la plus prometteuse est tout de même la zircone Y-TZP renforcée par 20% en poids d'alumine, car l'alumine réduit les zones de contact entre les grains de zircone, ralentissant la progression de la transformation $t \rightarrow m$ à l'intérieur du matériau : sa résistance à la flexion augmente donc avec le vieillissement. [52]

3.2.2. Selon le procédé de mise en oeuvre

3.2.2.1. Céramique stratifiée sur matériau réfractaire

MATERIAUX UTILISES

Les céramiques feldspathiques, employées traditionnellement pour l'émaillage des métaux, vont être enrichies en cristaux dans le but d'augmenter leur résistance.

La céramique la plus représentative est Optec HSP®, qui est enrichie par des cristaux de leucite. L'addition d'oxyde de zirconium est une autre façon de renforcer les céramiques feldspathiques (Mirage II®), tout comme l'utilisation de plus grandes concentrations d'oxyde d'alumine (Hi-Ceram®). [16]

Ces céramiques se présentent sous la forme d'une poudre et d'un liquide de modelage. Le mélange des deux permet d'obtenir une pâte à monter manuellement par stratification. [62]

PROTOCOLE DE MISE EN OEUVRE

- Le revêtement réfractaire est coulé directement dans l'empreinte. On obtient un Modèle Positif Unitaire (MPU) réfractaire, repositionnable sur l'arcade et au regard de l'antagoniste. Une deuxième coulée, en plâtre de classe IV, permet l'obtention d'un MPU de référence, qui sera

utilisé pour finaliser l'ajustage de la couronne. En cas d'éventuelles corrections, il n'y a pas de possibilité de re-cuisson après cette étape.

Si l'avantage de cette technique est sa rapidité de mise en oeuvre, elle ne permet ni la gestion de l'expansion du revêtement dans l'empreinte ni la rectification d'éventuelles contre-dépouilles de la préparation.

- Une autre technique consiste à couler directement un MPU en plâtre de classe IV. Après la correction des imperfections de préparation et de coulée, un duplicata de ce modèle est réalisé en matériau réfractaire.

Le MPU réfractaire obtenu (par l'une ou l'autre technique) est déshydraté dans un four, puis réhydraté à saturation, avant l'application d'une fine couche de céramique (céramisation de connexion du MPU). La forme est obtenue par stratification et frittage de multiples couches chromatiques. Au niveau des limites, une céramique incolore peut être utilisée, afin de laisser paraître la teinte de la dent sous-jacente, pour un rendu plus naturel.

A l'issue de la dernière cuisson de glaçage et de maquillage, un sablage sous très faible pression permet d'éliminer le matériau réfractaire. Le céramiste ajuste puis finalise l'élément prothétique sur le maître modèle en plâtre sans qu'aucune autre cuisson ne soit possible.

Une alternative à cette précédente technique est la technique de double stratification. Elle consiste à fritter une céramique feldspathique puis à en interrompre la construction. La pièce est ensuite sablée et ajustée sur le maître modèle. Le montage se poursuit avec une céramique très basse fusion, garantissant la stabilité de la première cuisson grâce à sa température de frittage inférieure. [75]

Des vides sont souvent présents dans le matériau fini. Ce procédé de fabrication dépend des conditions environnementales, de la compétence du technicien et des cycles de cuisson. [39]

3.2.2.2. Céramique frittée puis infiltrée

Ce type de mise en oeuvre est aussi appelé «slip casting» ou «technique de la barbotine». [75]

MATERIAUX UTILISES

Ils sont fabriqués par Vita Zahnfabrik : In-Ceram Alumina®, In-Ceram Zirconia® et In-Ceram Spinelle®.

PROTOCOLE DE MISE EN OEUVRE

* Préparation du modèle de travail

Ce modèle est coulé en plâtre, fractionné et détourné, puis du vernis espaceur est appliqué deux à trois fois. Il est ensuite dupliqué en plâtre, fractionné puis les limites de préparation sont visualisées au crayon.

* Préparation de la barbotine

La barbotine est une suspension aqueuse d'alumine dont la granulométrie est comprise entre 0,5 et 6 μm . Elle possède une faible viscosité, ce qui permet son étalement favorable sur le modèle.

Le montage de l'infrastructure s'effectue par trempage du duplicata en plâtre dans la suspension. Le dépôt d'épaisseur constante est fonction de la durée d'immersion.

* Frittage de la barbotine

La barbotine et son support sont placés dans un four. La déshydratation et la contraction du plâtre s'effectuent pendant 6 heures entre la température ambiante et 300°C. Puis la température est portée à 1120°C pendant 2 heures, ce qui aboutit à un frittage en phase solide de la barbotine. Les points de contact entre les particules fusionnent sans rétraction volumétrique. On est alors en présence d'une structure blanche, solide, poreuse et relativement fragile, constituée d'un agglomérat de cristaux d'alumine. Après refroidissement, la pièce est placée sur le maître modèle et retouchée facilement.

* Infiltration d'un verre coloré

Une poudre de verre coloré, de teinte appropriée est mélangée à de l'eau distillée. La surface externe de l'infrastructure est recouverte par ce mélange, séchée puis placée au four pendant 2 à 3 heures à 1080°C. Le verre devient de plus en plus fluide et va finir par totalement infiltrer le réseau poreux. Ensuite, le verre en excès est éliminé par fraisage et sablage. L'infrastructure est replacée sur son maître modèle et contrôlée. [75]

3.2.2.3. Céramique pressée

Cette technique de mise en forme repose sur la méthode de la cire perdue.

MATERIAUX UTILISES

Le matériau de base est fourni sous la forme de lingotins.

IPS Empress® est la première céramique pressée, elle est présente sur le marché depuis plus de 15 ans. En 1998, IPS Empress 2® est introduite, sa résistance mécanique est trois fois plus importante mais en raison de son opacité, elle nécessite un recouvrement par un cosmétique. En 2007, l'introduction sur le marché de IPS e.Max Press® permet des restaurations mono-céramiques sans cosmétique en raison d'une plus grande transparence et de meilleures propriétés physiques, grâce à un procédé de cuisson différent.

IPS e.Max ZirPress® est une vitrocéramique destinée à la technique de sur-pressée de céramique cosmétique sur des infrastructures en zircon Y-TZP usinées IPS e.Max ZirCAD®. [31, 75]

PROTOCOLE DE MISE EN OEUVRE

* Confection des maquettes en cire

Du vernis d'espacement est appliqué sur le MPU sur lequel est réalisée la maquette en cire. La maquette et sa tige de coulée sont pesées pour déterminer le nombre de lingotins nécessaires à l'injection.

* Mise en revêtement et injection sous pression

L'ensemble est mis en revêtement et placé dans un four, un ou plusieurs paliers de température sont observés. L'injection s'effectue sous vide à une pression d'environ 4 bars. Les températures doivent être rigoureuses afin d'obtenir une bonne viscosité du lingotin pendant l'injection.

* Finition et contrôle des éléments

Après refroidissement, les pièces sont sablées à l'aide de billes de verre sous 2 à 3 bars de pression. Les tiges d'injection sont sectionnées et les pièces sont présentées sur leur MPU afin de contrôler leur ajustage et de régulariser leur état de surface.

Puis trois protocoles sont proposés :

* Coloration de surface ou maquillage

La couronne est entièrement construite en céramique pressée, maquillée (caractérisation), puis recouverte par un verre de glaçage qui cloisonne les colorants.

* Technique du cut-back

La couronne est entièrement construite en céramique pressée, puis une découpe est effectuée au niveau incisal ou occlusal, suivie d'une stratification de céramique cosmétique.

* Technique de stratification

Une infrastructure en céramique injectée sous pression représentant environ 75% du volume prothétique final est réalisée puis recouverte de céramique cosmétique de manière conventionnelle.

[8, 75]

3.2.2.4. Céramique usinée

La CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur) a été inventée et conçue par Duret en 1973.

MATERIAUX UTILISES

Les premières céramiques mises en oeuvre par CFAO ont été l'alumine de haute densité et la zircone pure qui ne peuvent être utilisées autrement, mais aujourd'hui, les systèmes CFAO exploitent tous les types de céramique.

* Les céramiques vitreuses

Ces céramiques sont d'abord mises en forme par technique de pressée dans un moule en forme de lingot : VITABLOCS Mark II® (céramique renforcée par du cristal de sanidine), IPS ProCAD® et IPS Empress CAD® (céramique enrichie par la leucite) et IPS e.Max CAD® (céramique enrichie par le disilicate de lithium).

* Les céramiques alumineuses

Les trois versions de VITA In-Ceram® sont disponibles sous forme de blocs usinables qui devront être ensuite infiltrés par du verre.

Procera AllCeram® est composé de grains d'alumine pure agglomérés sous haute pression sur une réplique de la préparation, puis usinés pour l'extrados. Un frittage est ensuite réalisé pendant 3 heures pour souder les grains entre eux.

Par ailleurs, VITA propose également In-Ceram 2000 AL Cubes® qui se présente sous la forme de blocs en oxyde d'aluminium de haute densité pré-frittés qui, après usinage, subissent un frittage dense dans un four spécial à haute température (1530°C environ).

* La zircone

La poudre de zircone est mise en forme dans des moules déformables auxquels on applique une pression isostatique sur toute leur surface. Ceci contribue à l'obtention d'un bloc homogène, dense et sans défaut, présentant une bonne cohésion. Le traitement thermique HIP (Hot Isostatic Pressure) accentue les propriétés mécaniques du matériau final en augmentant la densité de celui-ci par homogénéisation de la matière, mais il nécessite un four spécial.

Ces lingotins sont donc fabriqués industriellement et mis en oeuvre uniquement par usinage.

Il existe deux types de blocs usinables :

- . la zircone pré-frittée ou micro-poreuse ou crue et facilement usinable. Cependant, après usinage, le frittage complet conduit à une rétraction du matériau de 20 à 30% en volume qui doit être prévue en sur-dimensionnant la pièce lors de l'usinage.

- . la zircone totalement frittée et difficilement usinable, elle subit la plupart du temps un traitement HIP préalable. La gestion du retrait est éliminée mais l'usinage est plus long, plus coûteux et nécessite des outils impérativement diamantés qui vont s'user rapidement et entraîner des frais de maintenance importants. Cette zircone est commercialisée sous les marques DC-Zirkon® ou Denzir®. [75, 79]

L'usinage de blocs totalement frittés peut provoquer l'apparition de micro-fissures et de cristaux monocliniques conduisant à une plus grande susceptibilité à la dégradation à basse température. [64, 75]

Cependant, les études cliniques ont montré que les restaurations usinées à l'état pré-fritté montraient plus de fractures d'infrastructure, offrant un avantage à la zircone totalement frittée. [3]

Particularités de l'usinage de la zircone :

Lors du fraisage des infrastructures au cours de la FAO, la direction des instruments, la taille et le nombre de grains actifs dans la fraise diamantée sont des facteurs déterminants des propriétés de la future prothèse. Un fraisage fin diminue la taille et la sévérité des défauts, promeut la transformation $t \rightarrow m$ et donc augmente la couche de compression de surface. [100]

Lors des étapes de fabrication des prothèses en zircone, un sablage avec des particules d'alumine de 110µm peut être réalisé pour augmenter la résistance de la liaison de la zircone avec le cosmétique

ou le ciment résine. De même, un fraisage peut être effectué lors de l'étape d'adaptation de l'infrastructure.

Aboushelib et coll. ont étudié l'influence de trois méthodes de restauration de surface sur la résistance à la flexion de barres en zircone : le polissage avec une fraise diamantée et une pâte à polir à faible vitesse, la cuisson d'une fine couche de glaçure, et l'application d'une résine adhésive photo-polymérisée.

Les trois traitements de surface ont entraîné un regain de la résistance perdue, le collage étant le plus efficace après sablage, et le polissage après fraisage. L'application de glaçure, de part sa haute viscosité et sa faible mouillabilité, a été écartée. Il est à noter que le sablage à l'alumine diminue la résistance lorsque les particules font 110 μ m, alors qu'il l'augmente lorsque les particules font 50 μ m. [2]

La profondeur des défauts induits par le sablage n'excède cependant significativement pas l'épaisseur de la couche de compression de surface. [100]

Bien que les procédures de sablage et les ajustements par fraisage ne soient pas recommandés par de nombreux fabricants, ils sont pourtant inévitables lors de l'élaboration de la prothèse. C'est pourquoi un traitement de recristallisation est préconisé avant l'application de la céramique cosmétique, l'infrastructure est alors chauffée à 1000°C pendant 15 minutes. [75]

Ce traitement à chaud induit la transformation inverse $m \rightarrow t$ et élimine la phase monoclinique de surface. Cette élimination provoque, en temps normal, une diminution de la résistance en réduisant la couche de compression de surface, mais lorsque la quantité de phase monoclinique est trop importante, elle induit des micro-fissures qui accélèrent le vieillissement du matériau. [100]

PROTOCOLE DE MISE EN OEUVRE

La CFAO comprend l'acquisition, la conception et la fabrication encore appelée usinage.

* L'acquisition

Elle permet de transposer en données numériques les données physiques d'un objet. Cet objet peut être soit un MPU issu d'une empreinte conventionnelle soit la dent préparée directement.

Dans le système Cercon, le laboratoire élabore le modèle de travail mais également la maquette en cire de l'infrastructure qui sera scannée.

Dans le système Procera, il est également possible de scanner la maquette en cire lorsque l'on souhaite élaborer des formes homothétiques ou particulières.

Le mode d'enregistrement peut être un système mécanique (palpeur) ou un système optique.

* La conception

L'acquisition conduit à l'obtention d'un modèle de travail virtuel sur lequel une maquette physique ou numérique est modélisée, grâce à une bibliothèque plus ou moins importante de dents aux morphologies, tailles et volumes différents.

* La fabrication

Elle correspond à la confection de la pièce prothétique par une machine outil contrôlée par un ordinateur. Cette machine élabore, soit par soustraction à partir d'un bloc de matériau, soit par addition de matériau, la prothèse telle qu'elle apparaît à l'écran de CAO ou selon les dimensions de la maquette physique. [75, 99]

Procédé de mise en oeuvre	Céramiques utilisées	Nom commercial
Stratification sur matériau réfractaire et frittage en phase liquide	Vitreuses	Optec HSP®
Barbotine, frittage en phase solide et infiltration de verre	Alumineuses	In-Ceram Alumina® In-Ceram Spinelle® In-Ceram Zirconia®
Pressage à chaud	Vitreuses - renforcées par la leucite - renforcées par le disilicate de lithium	- IPS Empress®, Optec OPC® - IPS Empress 2®, IPS e.Max Press®
Usinage CFAO	* Vitreuses * Alumineuses * Zircone - pré-frittée - totalement frittée	* VITABLOCS Mark II®, IPS ProCAD®, IPS Empress CAD®, IPS e.Max CAD® * In-Ceram® (Alumina, Spinelle, Zirconia, 2000 AL Cubes), Procera AllCeram® - In-Ceram 2000 YZ Cubes®, Procera AllZirkon®, Cercon®, Zirconia Everest®, Lava Frame®, IPS e.Max ZirCAD® - DC-Zirkon®, Denzir®

Tableau 2 : Tableau récapitulatif des différentes céramiques commercialisées en fonction des procédés de mise en oeuvre.

(les noms commerciaux proposés sont les plus connus et ne constituent pas une liste exhaustive)

3.2.3. Selon la microstructure

Il existe trois types de céramique :

- * les céramiques avec une matrice vitreuse et des charges cristallines dispersées, caractéristiques des céramiques vitreuses (IPS e.Max Press®)
- * les céramiques avec une matrice cristalline et une phase vitreuse infiltrée, caractéristiques de certaines céramiques alumineuses (In-Ceram®)
- * les céramiques polycristallines pures de haute densité sans phase vitreuse, caractéristiques de certaines céramiques alumineuses (Procera AllCeram®) ou des zircons (Zirprime®). [39, 65]

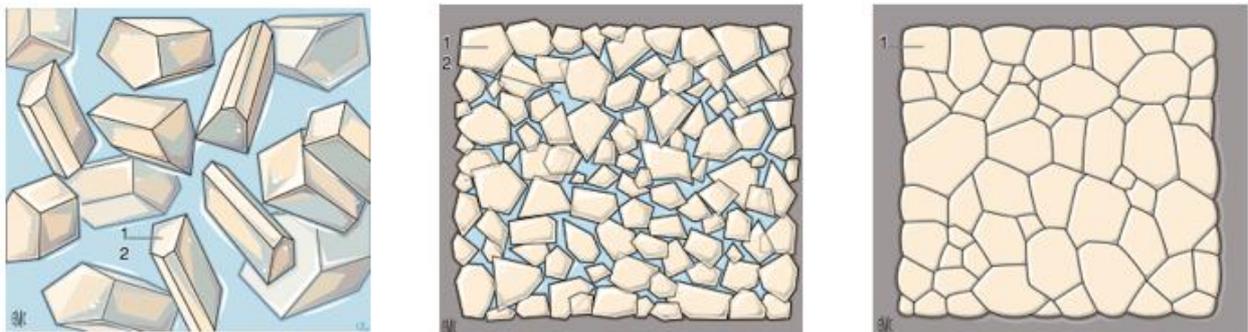


Figure 5 : Schématisation des différents types de microstructure. [65]

(1) charge (2) matrice vitreuse

4. Propriétés des céramiques dentaires

4.1. Propriétés mécaniques

Les céramiques dentaires sont peu résistantes en traction et en flexion et très résistantes en compression.

4.1.1. Résistance à la flexion

C'est la capacité à résister d'un matériau jusqu'au point de rupture à une force de flexion qui augmente progressivement.

Différentes techniques de mesure de cette résistance existent, deux d'entre elles font l'objet d'un test normalisé pour les applications dentaires (ISO 6872), la flexion trois points et la flexion bi-axiale.

On détermine ainsi la contrainte à la rupture, exprimée en MPa.

La contrainte à la rupture n'est pas un paramètre intrinsèque du matériau puisqu'elle va dépendre de la taille des défauts introduits lors de la fabrication. Plus les défauts seront nombreux et de grande taille, plus la contrainte à la rupture sera basse. [37, 75, 79]

4.1.2. Ténacité

C'est la capacité à résister d'un matériau à la propagation d'une fissure : lorsque la fissure atteint sa taille critique, le matériau finit par se rompre. C'est une caractéristique intrinsèque du matériau, elle s'exprime en $\text{MPa}/\text{m}^{1/2}$.

La ténacité varie de 0,7 à 10 pour les céramiques alors qu'elle peut atteindre 100 pour un acier. [37, 75]

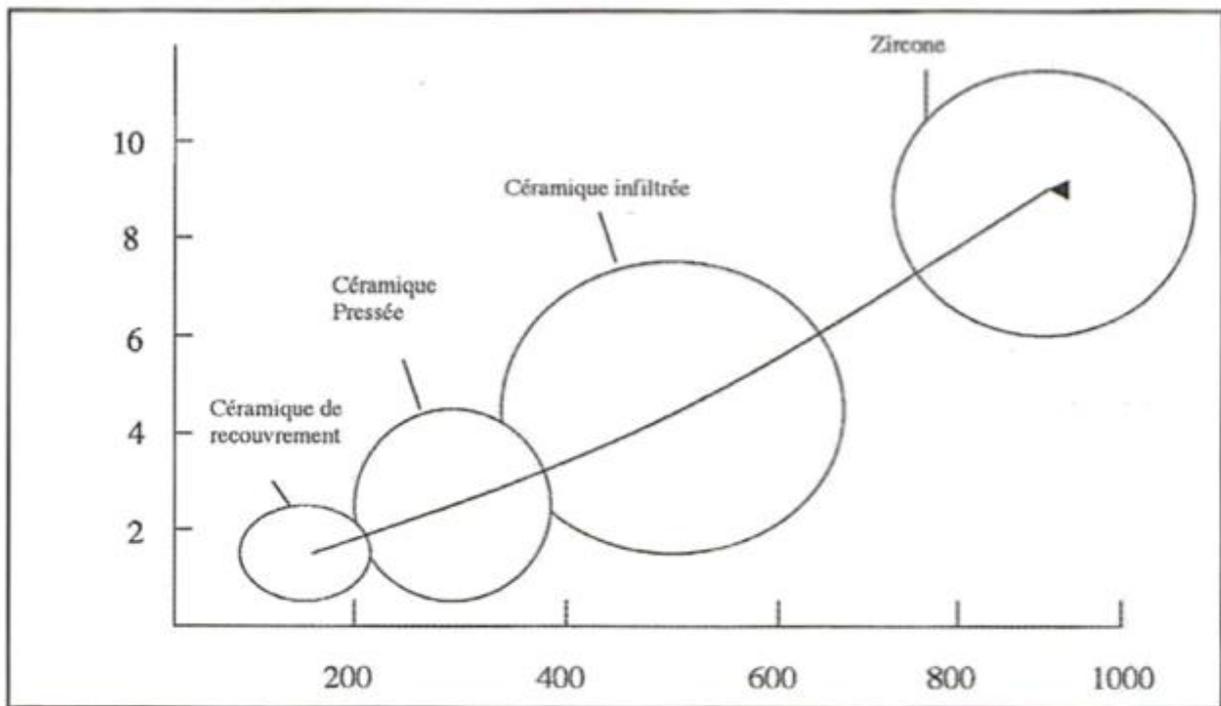


Figure 6 : Corrélation entre résistance mécanique (MPa) et ténacité (MPa/m^{1/2}) pour les différents types de céramique. [75]

4.1.3. Module d'élasticité ou module de Young

C'est le rapport entre la contrainte appliquée au matériau et la déformation mesurée, il s'exprime en GPa. Sa mesure permet d'évaluer la rigidité du matériau. Plus il augmente, plus la résistance à la déformation augmente.

La caractéristique principale des céramiques est leur rupture dite «fragile» : sous contrainte, à température ambiante, elles se fracturent brutalement. Elles ne présentent pas de domaine de plasticité contrairement aux métaux.

Si l'on prend comme référence l'émail humain dont le module d'élasticité est compris entre 70 et 90 GPa, on constate que les céramiques vitreuses possèdent des caractéristiques inférieures (60 à 70 GPa), en revanche, les céramiques alumineuses ont un module d'élasticité quatre fois plus important. [37, 75, 102]

4.1.4. Dureté et coefficient d'abrasion

La mesure des diagonales de l’empreinte laissée par la pénétration d’un indenteur de microdureté Vickers sous une charge donnée dans la céramique permet de calculer sa dureté. Cependant, l’empreinte réalisée dans un matériau comme la céramique s’accompagne d’un réseau de fissures de surface et internes. Le calcul de la dureté n’est donc pas vraiment adapté à ce type de matériau.

La dureté s’exprime en HVN (Hardness Vickers) ou en Gpa. Plus la valeur est élevée, plus la céramique est agressive vis-à-vis de l’antagoniste.

Le potentiel abrasif d’une céramique dépend de son état de surface et du manque d’homogénéité de sa microstructure. [37]

Dans l’étude systématique de Heintze et coll., les facteurs in vitro influençant l’usure du matériau et de l’antagoniste sont évalués. Trois matériaux, IPS d.SIGN®, IPS Empress® et IPS e.Max Press®, avec deux traitements de surface différents (polissage ou glaçage), sont testés avec trois antagonistes différents, des cuspidés d’émail standardisés ou non et des cuspidés de céramique IPS Empress® standardisés. L’usure de l’antagoniste dépend du type de céramique (l’usure de IPS e.Max Press® est supérieure à celle de IPS Empress®, qui est égale à celle de IPS d.SIGN®) alors que l’usure du matériau ne dépend pas du type de céramique. Ce sont les porosités internes, les défauts de surface et la ténacité de la céramique qui influencent l’usure de l’antagoniste, mais pas la dureté.

Pour l’antagoniste, le polissage de la surface engendre moins d’usure que le glaçage. Pour le matériau, le polissage engendre moins d’usure que le glaçage pour des disques de céramique, c’est l’inverse pour des couronnes (ceci peut être expliqué par la mince couche de glaçage qui une fois usée, sera plus agressive).

En considérant l’usure du matériau, il y a moins d’usure quand l’antagoniste est une cuspidé d’émail standardisée que de la céramique. En considérant l’usure de l’antagoniste, il y a plus d’usure quand l’antagoniste est une cuspidé d’émail standardisée que de la céramique. Les deux systèmes sont donc comparables lorsque l’on tient compte de l’usure totale.

Le taux d’usure est négativement lié à l’épaisseur de l’émail pour les cuspidés d’émail. Plus grande est l’épaisseur d’émail, plus faible est l’usure de la cuspidé. [46]

4.1.5. Fatigue

Un autre aspect important pour l'utilisation des céramiques est de définir leur durée de vie. Sous l'effet de contraintes, dans un environnement humide, des fissures peuvent se propager, leur croissance lente caractérise la fatigue du matériau. Ce processus aboutit à la fracture différée dans le temps des céramiques pour des contraintes largement inférieures à la contrainte à la rupture du matériau considéré.

L'environnement oral possède tous les facteurs favorisant les phénomènes de fatigue : l'eau, qui est le principal constituant de la salive, et les contraintes, produites lors de la mastication. [37]

4.1.6. Résistance à la compression

Elle est égale ou supérieure à celle de l'émail et s'exprime en MPa.

L'intensité des forces de mastication varie selon la localisation à l'intérieur de la cavité buccale. Il est souhaitable d'avoir des céramiques qui offrent une résistance à la compression favorable dans les secteurs postérieurs. [37, 102]

4.1.7. Facteurs influençant la résistance mécanique

4.1.7.1. Taux de porosité

Il dépend de la distribution granulométrique et du mode de mise en forme de la pâte crue, notamment de son compactage qui est réalisé par vibration mécanique ou ultrasonore.

4.1.7.2. Température et cycle de cuisson

L'élévation de la température et de la durée de la cuisson entraîne une augmentation de la résistance. Cependant au-delà d'un certain seuil de température ou lors de la multiplication des cuissons, il y a diminution de la résistance due à une dissolution des cristaux dans la matrice vitreuse.

4.1.7.3. Contraintes internes

Elles résultent du différentiel de CDT entre les phases en présence (cristalline et vitreuse), ou entre le cosmétique et l'infrastructure.

4.1.7.4. Microstructure

Parmi les céramiques biphasées, la résistance augmente avec la proportion de phase cristalline et avec la quantité d'interfaces verre/cristal, donc avec la dispersion de cette phase cristalline.

4.1.7.5. Etat de surface

Pour remédier aux défauts de surface, le glaçage thermique ou l'emploi d'une glaçure permet, en obturant les pores et en refermant les fissures, d'améliorer les propriétés mécaniques des céramiques. De plus, la glaçure, possédant un CDT inférieur à celui de la céramique sous-jacente, met la surface en compression lors du refroidissement. Cependant, de par sa composition chimique, elle est sensible à la dissolution et à la dégradation par abrasion en milieu buccal. [79]

4.2. Propriétés physiques

4.2.1. Propriétés électriques

Le déplacement des charges électriques ne pouvant se produire que par diffusion ionique, les céramiques sont des isolants électriques. [79]

4.2.2. Propriétés thermiques

L'inertie thermique isole le complexe pulpo-dentinaire et les matériaux d'assemblage des variations de température. [65]

La température de frittage T_F est la température nécessaire pour que le matériau passe d'un état poreux à un état dense, sans porosités, aux propriétés mécaniques et esthétiques optimales. Elle varie de 650°C pour les céramiques feldspathiques à 1400°C pour la zircone frittée industriellement.

A la T_F , la viscosité est très diminuée. De la T_F à la T_G , la rétraction du matériau est rapide car la viscosité augmente au fur et à mesure.

Puis en dessous de la T_G , la rétraction s'effectue de manière quasi-linéaire en fonction de la température. La pente de cette partie de la courbe correspond au CDT de la céramique.

Ce coefficient est caractéristique des variations dimensionnelles d'un échantillon de matériau en fonction de l'élévation de température au dessous de la T_G . Il est adaptable en fonction de la teneur en K_2O du verre et s'exprime en $10^{-6}C^{-1}$.

Plus la valeur du CDT est élevée, plus le matériau aura tendance à se dilater lors de sa cuisson et plus il aura tendance à se rétracter lors de son refroidissement. Par conséquent, il est nécessaire que le CDT de la céramique d'infrastructure et celui de la céramique de recouvrement soient proches afin d'éviter les fêlures de dilatation. [75]

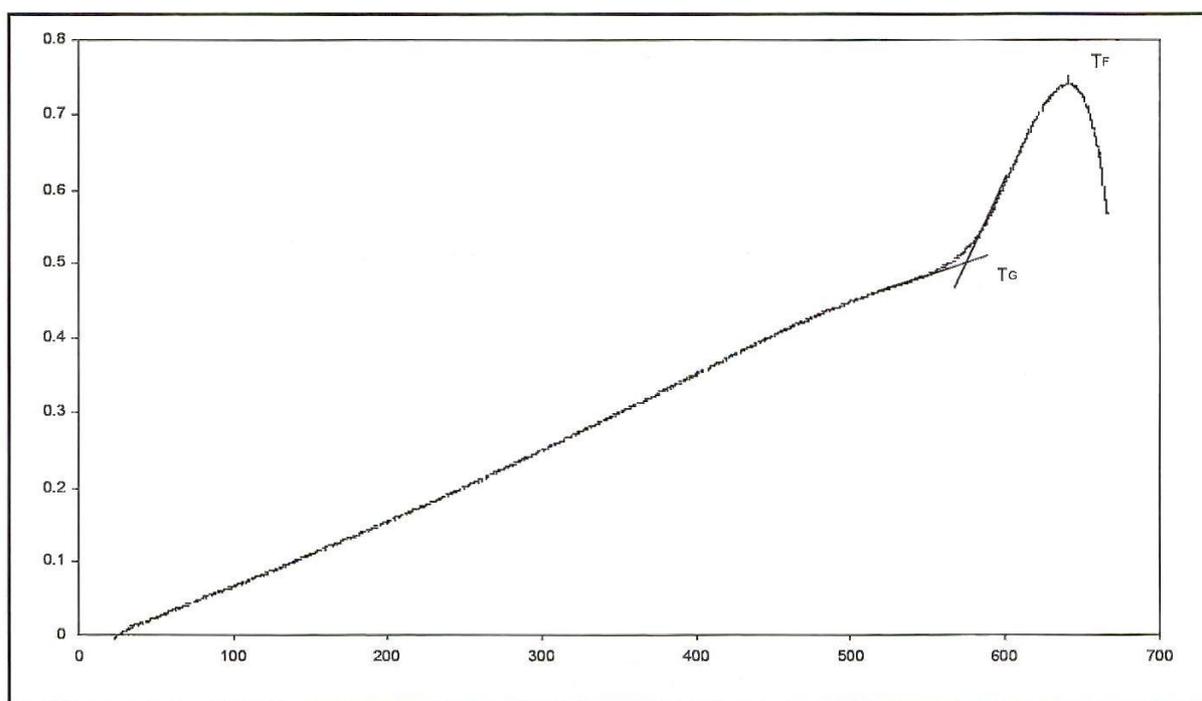


Figure 7 : Variations dimensionnelles d'une céramique au cours de son refroidissement après frittage. [75]

4.2.3. Propriétés optiques

Au-delà des propriétés optiques, c'est l'impression visuelle qui compte. Lorsque la lumière rencontre la dent naturelle, le rayonnement incident peut être partiellement transmis, absorbé, réfléchi ou réfracté sous une couleur et une orientation différentes. A ces caractéristiques de base s'ajoutent les effets de fluorescence, d'opalescence, de brillance et de translucidité.

La composition, la nature chimique, la taille, la quantité et l'indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse sont autant de paramètres permettant de jouer sur les propriétés optiques.

* La fluorescence :

Elle est le fait de la dentine, c'est la capacité d'un matériau à émettre un rayonnement lumineux lorsqu'il est éclairé par une lumière ultra-violette. Sous cette lumière, la dent présente une fluorescence bleu-mauve caractéristique.

Le manque de fluorescence de la zircone peut être compensé par l'ajout de terre rare luminophore soit dans la céramique cosmétique (masse dentine) soit au niveau d'un liner de recouvrement de l'armature. [66, 79, 102]

Ces liners réduisent la résistance de la liaison zircone-cosmétique et sont sans doute un facteur (ou co-facteur) du problème de délamination.

Les solutions colorantes de zircone avant frittage et/ou les blocs de zircone pré-colorés (ajout d'agents de coloration dans la poudre) constituent donc une alternative aux liners, mais leurs avantages sont controversés.

Aboushelib et coll. rapportent que l'application du cosmétique requis sur une infrastructure en zircone naturelle conduit à la reproduction précise de la couleur exigée par la situation clinique, alors que pour la zircone pré-colorée, l'application d'un liner ou d'une dentine très saturée est nécessaire pour reproduire cette même couleur. Les auteurs ont donc conclu que l'utilisation de zircone pré-colorée n'offrait pas d'avantage direct par rapport à la zircone naturelle.

De plus, Hjerppe et coll. ont constaté une diminution de la résistance et de la dureté de la zircone colorée avec des liquides de coloration, cette diminution étant corrélée avec le temps d'immersion. [101]

* L'opalescence :

Elle est le fait de la dispersion de la lumière par les cristaux d'hydroxyapatite contenus dans l'émail, conférant un effet bleuté aux rayons réfléchis et ambré aux rayons transmis.

* La brillance :

Elle est obtenue par le polissage de la surface de la céramique.

* La translucidité :

Elle doit mimer celle de l'émail et dépend du type de matériau utilisé, de son épaisseur et du nombre de cuissons. Elle prend toute son importance lorsque le support dentaire sous-jacent varie (pilier dyschromié, reconstitution corono-radicaire métallique, pilier implantaire en titane...).

L'émail est semi-translucide, la dentine semi-opaque et les céramiques sont classées en quatre catégories : les systèmes translucides, semi-translucides, semi-opaques et opaques.

Les systèmes translucides correspondent surtout aux céramiques vitreuses et à l'In-Ceram Spinnelle®. Ils sont plus sensibles aux variations d'épaisseur que les autres systèmes.

L'IPS e.Max Press® est disponible en cinq niveaux de saturation et quatre niveaux de translucidité (HT High Translucency, LT Low Translucency, MO Medium Opacity, HO High Opacity). Seuls les matériaux HT et LT sont à classer dans la catégorie des matériaux translucides.

A l'exception de l'In-Ceram Zirconia® qui est presque totalement opaque et de l'In-Ceram Alumina® semi-opaque, tous les autres systèmes sont semi-translucides.

[66, 79, 102]

La radio-opacité des céramiques est utile pour surveiller l'adaptation marginale des restaurations prothétiques grâce à la radiographie, surtout lorsque les limites de la préparation sont intra-sulculaires. [20]

La translucidité est dépendante de la microstructure de la céramique. La diffusion de la lumière dans la céramique dépend de la taille des grains et de leur distribution dans le matériau. Plus les grains sont petits, plus ils sont nombreux et plus il y a de joints de grains et donc une diffusion importante se traduisant par une augmentation de l'opacité, inversement avec des grains plus gros. Cependant, lorsque la taille des grains dépasse 1 μm , la diffusion de la lumière augmente : une céramique translucide sera obtenue en ne dépassant pas cette taille.

Les conditions de fabrication des blocs de céramique déterminent aussi la translucidité : les porosités et autres défauts dans le matériau augmentent l'opacité. [75]

L'épaisseur individuelle de chaque couche de céramique et le ratio d'épaisseur entre l'infrastructure et le cosmétique jouent un rôle important dans la quête de la meilleure correspondance de couleur entre la dent à restaurer et les dents adjacentes, et donc dans le biomimétisme. [101]

D'après Reich et coll., la correspondance de couleur est plus pertinente lorsque les blocs de zircone utilisés sont mono-chromatiques, particulièrement lorsque ceux-ci sont secondairement maquillés. Cependant, leur étude possède un échantillon faible (n=10) et elle n'est pas scientifique car elle n'utilise aucune aide électronique. [84]

L'utilisation de blocs mono-chromatiques, maquillés dans un second temps, rivalise également avec la technique de stratification d'un cosmétique sur une chape, bien qu'aucune étude sur la stabilité de



la couleur obtenue n'ait été menée à long terme. [31]

Figure 8 : CCC monobloc en Lava Frame® sur 16, 17 et 26 ; CCC avec chape en Lava Frame® et cosmétique stratifié sur 15 et 25. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

4.3. Propriétés chimiques

La céramique est biocompatible. La biocompatibilité est la capacité d'un matériau à provoquer une réponse favorable de l'hôte, ici, le milieu buccal. Elle se teste à l'aide de différents critères : la solubilité chimique, l'expression génique et la viabilité cellulaire au contact du matériau, l'adhésion cellulaire, et la vitalité du biofilm bactérien. [65]

La mesure de solubilité chimique permet de caractériser la faculté d'un matériau à résister à l'attaque chimique d'un milieu liquide censé simuler l'agressivité du milieu buccal. Les normes ISO 6872 et ISO 9693 décrivent un test consistant à mettre en contact l'échantillon testé pendant 16 heures avec une solution d'acide acétique à 4% dans l'eau. Le paramètre retenu à l'issue du test est

la perte de masse exprimée en $\mu\text{g}/\text{cm}^2$. Il varie de quelques dizaines de $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ à plus de 1000 $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ selon les céramiques. [75]

Les céramiques dentaires ne sont pas équivalentes lorsque l'on considère leurs effets biologiques, même au sein d'une même classe. Selon les normes empiriques en vigueur concernant les alliages et les composites, les céramiques dentaires ont un faible risque de cytotoxicité in vitro, exception faite de l'IPS Empress 2® qui n'est pas considérée comme biologiquement acceptable dans l'étude de Messer et coll.. [67]

Les céramiques, même non polies, adsorbent toujours moins de plaque que les autres matériaux utilisés en dentisterie restauratrice. Savitt et coll. observent que les couronnes en Dicor® présentent moins de plaque que les dents naturelles et qu'il y a sept fois moins de bactéries vivantes sur cette céramique par rapport à la dent naturelle. Ceci peut être expliqué par le fait que les micro-organismes adhèrent davantage aux substrats à forte énergie libre de surface initiale et à faible mouillabilité. [57]

De plus, les céramiques sont beaucoup plus stables que les métaux ou les résines et ne présentent pas de dégradation par corrosion. [65]

4.4. La liaison céramo-céramique

La qualité de cette liaison est sous la dépendance de trois modes principaux d'interactions intervenant entre la céramique d'infrastructure et la céramique cosmétique lors du frittage de cette dernière et au cours du refroidissement :

- * le premier est d'ordre physico-chimique, il se caractérise par la mouillabilité de la céramique à l'état pâteux sur le substrat. La capacité de mouillage du cosmétique est contrôlée par sa tension superficielle à la T_F , par l'énergie de surface du substrat et par la nature des interactions à l'interface.
- * le deuxième est d'ordre chimique, il détermine la nature de la liaison qui se crée aux différentes interfaces entre le cosmétique, les oxydes de surface et l'infrastructure.
- * le troisième est d'ordre mécanique, il résulte de deux phénomènes :
 - l'ancrage du cosmétique après refroidissement dans les rugosités de surface de l'infrastructure

- la mise en compression du cosmétique à l'interface due à une légère différence de contraction entre les deux matériaux lors du refroidissement (contraction supérieure du matériau d'infrastructure, donc CDT du cosmétique légèrement inférieur à celui de l'infrastructure). Cette précontrainte est mécaniquement favorable puisqu'elle s'oppose à la propagation de fissures à partir de défauts inter-faciaux et compense les contraintes de tension à la surface de l'infrastructure. [75]

Les contraintes thermiques résiduelles surviennent d'une différence de CDT entre l'infrastructure et le cosmétique et de la trempe associée à un refroidissement rapide en raison de la faible conductivité thermique des céramiques en général. Ces contraintes sont plus importantes pour la zirconie que pour l'alumine car la zirconie a une diffusion thermique inférieure, et elles sont plus importantes lorsque le cosmétique est plus épais (gradient de température). [93]

La résistance de la liaison cosmétique-infrastructure en zirconie est approximativement doublée lors d'un chauffage et d'un refroidissement lents par rapport à un chauffage et un refroidissement rapides, le refroidissement ayant une influence supérieure sur la contrainte à la rupture par rapport au chauffage. Le mode de fracture est cohésif, dans le cosmétique adjacent à l'interface, indiquant que des contraintes résiduelles d'origine thermique se trouvent dans le cosmétique. [94]

Dans le cas d'infrastructures contenant une matrice, la liaison est majoritairement due à la diffusion des verres entre les deux matériaux. La qualité de cette liaison est comparable à la liaison céramo-métallique.

Dans le cas d'infrastructures en zirconie, il n'y a pas de preuve scientifique d'une liaison chimique entre les deux matériaux. Cette liaison semble plus être le résultat d'un verrouillage mécanique entre les deux matériaux et du développement de contraintes compressives dues au rétrécissement thermique durant le refroidissement après le frittage. L'infrastructure en zirconie protège le cosmétique des fissures. [59]

Après la fabrication utilisant la CFAO et avant l'application du cosmétique sur l'infrastructure en zirconie, un ou plusieurs traitements de surface sont effectués. Le sablage permet notamment d'obtenir une forte adhésion entre l'infrastructure et le cosmétique, il peut être suivi d'un traitement à chaud.

L'étude *in vitro* de Sato et coll. évalue les effets du sablage et du traitement à chaud sur des disques de zirconie. Le sablage est réalisé soit avec des particules d'alumine de 70 μm soit avec des

particules de SiC de 125 µm. Une partie des disques est ensuite chauffée à 500-1200°C pendant 5mn.

La résistance à la flexion bi-axiale et la quantité de phase monoclinique augmente avec le sablage mais diminue avec le traitement à chaud. De plus, la quantité de phase monoclinique est plus importante avec les particules de SiC plutôt que d'alumine alors qu'il n'y a pas de différence de résistance à la flexion (une transformation t→m excessive réduirait les propriétés mécaniques). [87]

En conclusion :

- au niveau mécanique : les céramiques dentaires sont généralement définies par leur résistance à la flexion et leur ténacité. Ce sont des matériaux cassants avec très peu de déformation préalable.
- au niveau physique : le CDT joue un rôle déterminant dans le choix de la céramique cosmétique.
- au niveau optique : la translucidité est le principal paramètre, elle varie selon la constitution des céramiques.
- au niveau chimique : les céramiques dentaires sont hautement biocompatibles.

5. Mode d'assemblage des céramiques dentaires

5.1. Les différentes techniques d'assemblage

On distingue trois grandes classes de matériaux d'assemblage :

* les ciments

Les ciments durcissent par réaction acide-base. Ils présentent une cohésion assez faible et sont donc friables. Les trois sous-classes sont : les ciments au phosphate de zinc (Crown&Bridge®), les ciments polycarboxylates (Durelon®) et les ciments verre ionomère (Fuji I®, Ketac Cem®).

* les matériaux hybrides

Ils ont de meilleures propriétés mécaniques et optiques, et sont moins solubles que les ciments.

Les deux sous-classes sont : les Ciments Verre Ionomères Modifiés par Adjonction de Résine (CVI-MAR) et les compomères.

Les CVI-MAR possèdent une double réaction de prise, une réaction acide-base et une polymérisation. Ils possèdent donc un double mécanisme d'adhésion aux tissus dentaires, micro-mécanique et chimique.

Les compomères (Dyract Cem®) sont quasiment des colles composites hydrophiles. Leur lourdeur de mise en oeuvre limite leurs indications cliniques.

* les colles

Ce sont des résines généralement chargées (à l'exception de Superbond® et MBond®) qui durcissent par polymérisation. Elles présentent trois types de polymérisation : la photopolymérisation, la polymérisation chimique et la polymérisation duale.

Une colle photopolymérisable permet le contrôle du temps de mise en oeuvre par rapport à une colle chémopolymérisable mais son indication est réduite par la limite de diffusion de la lumière au travers de la restauration de part son épaisseur et son opacité. Au-delà d'un mm d'épaisseur, l'énergie lumineuse transmise est trop faible pour assurer à elle seule une bonne polymérisation. L'avantage des colles duales est d'assurer une bonne qualité de prise sur toutes les surfaces du joint et de permettre le contrôle du temps de prise à défaut du temps de travail.

Les trois sous-classes sont : les colles sans potentiel adhésif, les colles avec potentiel adhésif et les colles auto-adhésives.

Les colles sans potentiel adhésif (Variolink®, Multilink®) sont les plus nombreuses, elles sont le plus souvent duales mais aussi chémopolymérisables. Leur nature est celle d'un simple composite, elles nécessitent donc des traitements de surface spécifiques de la dent et de la prothèse. Ces colles sont complexes de mise en oeuvre et sensibles à l'humidité.

Les colles avec potentiel adhésif nécessitent tout de même des traitements de surface lourds, leur seule différence avec les colles sans potentiel adhésif se situe au niveau de la préparation de l'intrados prothétique. Elles peuvent être duales ou chémopolymérisables. Deux matériaux représentent cette famille :

- Panavia® dont le monomère actif possède des groupements phosphate, le MDP
- SuperBond® dont le monomère actif, le 4-META, possède des groupements carboxyles COOH.

Les colles auto-adhésives ou auto-mordançantes (Rely X Unicem®) sont les plus récentes, elles s'emploient comme des ciments banals puisqu'elles ne nécessitent aucun traitement de surface. Elles sont toutes duales. L'adhésion de ces colles aux tissus dentaires est intermédiaire à celle des colles classiques et des CVI-MAR. Un mordantage préalable de l'émail améliore leur adhérence.

En revanche, un mordantage total peut réduire la valeur du collage sans l'application d'un adhésif intermédiaire. [25]

5.2. Assemblage des couronnes à base de céramique vitreuse

Ces céramiques aux propriétés mécaniques limitées nécessitent un collage qui permet d'augmenter leurs propriétés grâce à la rétraction de polymérisation et au faible module d'élasticité des résines de collage. De plus, la fermeture des tubuli dentinaires obtenue après l'application d'un système adhésif est un traitement de choix du complexe pulpo-dentinaire. [25]

Les céramiques vitreuses enrichies par la leucite doivent obligatoirement être collées tandis que celles enrichies par le disilicate de lithium peuvent être scellées.

La structure biphasique et la composition de ces matériaux (SiO_2 majoritaire) permettent l'obtention d'une adhésion forte avec les colles après un double traitement de l'intrados de la prothèse : le mordantage puis l'application d'un silane.

Le mordantage est réalisé à l'aide d'un gel d'acide fluorhydrique de 4 à 9% pendant 60 secondes, l'intrados est ensuite rincé puis séché.

Cette étape est suivie de l'application de plusieurs couches de silane qui est un agent de couplage. C'est une molécule bi-fonctionnelle qui possède à une extrémité un groupe méthacrylate (permettant une co-polymérisation avec la colle) et à l'autre un groupement siloxane (établissant une liaison chimique avec la surface de la céramique). Après l'application, il est important de laisser s'évaporer tout le solvant qu'il contient pendant environ 2 minutes, puis de sécher (idéalement à l'aide d'un sèche-cheveux).

Un adhésif amélo-dentinaire est ensuite appliqué, il ne faut pas le polymériser et placer la prothèse à l'abri de la lumière. [8, 25, 58]

5.3. Assemblage des couronnes à base d'alumine et/ou de zircone

Lorsqu'une adhérence très élevée n'est pas particulièrement recherchée, l'assemblage des couronnes à infrastructure en céramique de haute densité se fera soit à l'aide d'un CVI-MAR, soit à l'aide d'une colle auto-adhésive. Un traitement de surface à l'acide polyacrylique (conditionneur des CVI) de l'intrados prothétique pendant une minute permet d'optimiser l'adhérence des CVI-MAR.

Dans certaines situations cliniques, où les limites marginales sont très visibles, la préparation peu rétentive (faible hauteur coronaire, dépouille accentuée) ou la fonction masticatoire très tonique voire perturbée, un collage doit être envisagé. L'adhésion à l'alumine et à la zircone pose des problèmes car ni le traitement à l'acide fluorhydrique ni les silanes ne sont efficaces sur ces substrats. [25]

L'étude d'Özcan et coll. a montré qu'un sablage à l'aide de particules d'alumine (ou air abrasion en fonction de la pression de l'air au moment du traitement) ou un traitement tribochimique (encore appelé sablage réactif), suivi de l'application d'un silane, permettait d'adhérer réellement aux infrastructures en céramique de haute densité. [73]

Depuis de nombreuses études ont montré qu'une adhérence élevée pouvait être obtenue sur ces céramiques et en particulier sur celles à base de ZrO_2 . Pour Shahin et coll., le mode d'assemblage le plus rétentif pour une couronne en zircone est le collage avec une résine composite à base de monomères possédant des groupements phosphate de type 10-MDP après sablage à l'alumine, comparé au scellement avec des ciments conventionnels. [90]

Cependant, si les résultats expérimentaux initiaux obtenus sont encourageants, il semble que, quel que soit le traitement de surface réalisé, le vieillissement hydrique réduise de façon significative l'adhérence. Piwowarczyk et coll. obtiennent néanmoins des résultats satisfaisants, après 14 jours de stockage hydrique suivis de cyclage thermique, avec des résines composites à base de 10-MDP comme Panavia® et Clearfil Esthetic Cement® et des résines auto-adhésives contenant des groupes acide phosphorique. [76]

Aussi, le sablage fait-il débat. Selon certains auteurs, il pourrait entraîner une réduction de la résistance des restaurations à infrastructure à base de ZrO_2 .

Il apparaîtrait donc souhaitable de réduire la pression de sablage ou de supprimer tout traitement de surface mécanique. [75]

La réduction de la pression de sablage est possible avec les colles auto-adhésives : lors de l'utilisation du Rely X Unicem®, le sablage à une pression de 0,25 MPa, ou la combinaison d'une plus petite pression de sablage à 0,05 MPa avec un primaire contenant MDP (Alloy Primer® ou Clearfil Ceramic Primer®) entraîne une liaison durable à long terme aux couronnes à base de zircone. [105]

La suppression, quant à elle, de tout traitement de surface semblerait ne pas permettre l'obtention d'une adhérence significative et durable. Néanmoins, d'après Oyagu et coll., la longévité de l'interface résine-céramique dépend plus du type de matériau d'assemblage que du pré-traitement de surface réalisé. [72]

Par ailleurs, bien que certains auteurs aient montré que le sablage ou l'air abrasion conduit à la formation d'une surface rugueuse, augmentant la surface de collage (susceptible de favoriser un micro-clavetage de la colle), aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre cette rugosité et les valeurs d'adhérence obtenues. [75]

D'autres auteurs comme Osorio et coll. ont d'ailleurs montré que ces traitements de surface modifient peu la surface des céramiques à base de ZrO_2 ou d' Al_2O_3 et donc que l'effet de ces traitements soit plus dû à la décontamination de la surface de la céramique et à l'augmentation de l'énergie de surface en résultant plutôt qu'à la création de micro-rétentions mécaniques. [71]

Trois réflexions peuvent être tirées :

- il n'existe pas de consensus sur un moyen efficace, simple et sûr d'obtenir une adhérence élevée sur ce type de céramique, particulièrement celles à base de ZrO_2
- les interrogations sur les effets délétères des traitements de surface mécaniques sont justifiées et n'ont pas encore reçu de réponse fiable et consensuelle
- le nombre d'articles publiés montre que la recherche d'une adhérence élevée est un objectif important et partagé par un grand nombre de chercheurs, alors que la proportion de situations cliniques pour lesquelles une adhérence est réellement nécessaire est faible.

Ernst et coll. avaient déjà démontré en 2005 que des résultats satisfaisants pouvaient être obtenus avec de nombreux matériaux d'assemblage, en particulier les CVI-MAR permettaient d'obtenir une rétention semblable à celle obtenue avec des colles type Superbond®, Panavia® ou Rely X Unicem®. [33, 75]

En conclusion lorsqu'une adhérence élevée est recherchée :

- le traitement de surface peut être soit un sablage à l'alumine (particules d'alumine de 125 μm , pression de l'air de 0,4 à 0,6 MPa), soit un sablage réactif (Rocatec®, particules d'alumine de 50 μm enrobées de SiO_2 , pression de l'air de 0,4 à 0,6 MPa)
- le matériau d'assemblage peut être une colle de type Panavia® ou Clearfil Esthetic Cement®. [75]

Plusieurs autres tentatives innovantes ont été développées pour augmenter la résistance de la liaison résine-zircone : le frittage d'une couche de céramique poreuse sur la zircone, la transformation de la zircone en un substrat mordançable par une technique d'infiltration sélective, l'utilisation du laser Nd:YAG ou du laser CO₂ pour créer des micro-porosités, l'association d'une couche ultra-fine de silicate avec un silane conventionnel, ou encore l'application d'un revêtement d'alumine nano-structurée sur la zircone. Cependant, l'efficacité à long terme de ces techniques n'est pas encore connue. [63]

6. Complications des couronnes céramo-céramiques

Deux types de complications ont été rapportés d'études cliniques sur les restaurations avec infrastructure en zircone : les complications techniques (éclats de cosmétique, fêlures limitées au cosmétique, fractures d'infrastructure et pertes de rétention) et les complications biologiques (lésions carieuses secondaires, complications endodontiques, fractures de pilier et atteintes parodontales). [83]

La complication la plus répandue est l'éclat ou la fêlure, nommée aussi fracture cohésive. Elle est due à une insuffisance des propriétés du cosmétique, à des forces de cisaillement non favorables entre la zircone et le cosmétique, ou à un support inapproprié du cosmétique par l'infrastructure. Celle-ci doit être conçue anatomiquement afin de fournir un support convenable au cosmétique, qui aura lui-même une épaisseur suffisante. D'autres facteurs contribuent à cette complication comme une disparité des CDT, des contraintes thermiques résiduelles dues à un gradient thermique développé par un refroidissement rapide après la cuisson, ou une différence dans le module d'élasticité entre les deux matériaux. [56]



Figure 9 : Eclat de cosmétique en mésial de la CCC sur la 36. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

Dans les cas où la fracture cohésive est mineure, un simple polissage peut suffire.

Lorsque l'élément fracturé est moyennement volumineux et peu soumis aux contraintes occlusales, une réparation est nécessaire. Celle-ci peut se faire soit de manière directe, en recollant le morceau fracturé ou en réalisant une résine composite sous digue, soit de manière indirecte, en prenant une empreinte de la prothèse fracturée et en demandant au laboratoire un élément prothétique adapté. La chape en zircone devra être préparée par un sablage suivi d'une silanisation et de la mise en place d'un adhésif avant le collage. [8, 31]

Il existe un nouveau primaire photopolymérisable : le Z-Prime Plus®. L'excellente résistance au cisaillement de la liaison obtenue entre ce dernier et la résine composite de restauration Z100® justifie son utilisation pour les réparations intra-orales en cas de fracture avec exposition de l'infrastructure en zircone. [63]

Enfin, si la fracture est trop volumineuse, la préparation dentaire insuffisante ou s'il existe un problème de conception de l'armature, la prothèse doit être refaite sur de nouvelles bases : reprendre les préparations ou pallier à l'origine du défaut lié aux étapes de laboratoire. [10]

CHAPITRE 2 : SYNTHÈSE COMPARATIVE DES SYSTÈMES CERAMO-CERAMIQUES ET INDICATIONS EN FONCTION DES SITUATIONS CLINIQUES

1. Synthèse comparative des systèmes céramo-céramiques

1.1. Comparaison selon les propriétés mécaniques

La force masticatoire moyenne varie entre 11 et 150 N, avec des pics de 200 N en antérieur, 350 N en postérieur et 1000 N chez les patients ayant des habitudes para-fonctionnelles. Une restauration dentaire est régulièrement soumise à des charges de mastication de plus de 200 N et allant jusqu'à 665 N chez les patients souffrant de bruxisme.

Il est donc important d'évaluer les propriétés mécaniques des matériaux in vitro, notamment la résistance à la flexion et la ténacité, afin d'anticiper leur comportement une fois en bouche. [1]

1.1.1. Comparatif des propriétés mécaniques

LES CERAMIQUES PRESSEES

IPS Empress 2® présente une plus forte ténacité, une plus forte résistance à la flexion, un module d'élasticité plus élevé et une plus faible dureté que IPS Empress 1®. Ses propriétés mécaniques améliorées, constituant un bénéfice pour l'application clinique de ce matériau, sont attribuées à la nature et à la quantité de la phase cristalline, la ténacité d'IPS Empress 2® dépendant tout de même de l'orientation de ses cristaux de disilicate de lithium et de la direction de la contrainte de tension appliquée.

La technique de pressée, permettant l'alignement des particules et leur dispersion homogène, contribue également à l'amélioration des propriétés. [6, 7]

Le renforcement des céramiques vitreuses par la leucite ou le disilicate de lithium permet aux restaurations tout céramique de supporter des forces occlusales normales. Cependant, leur contrainte à la rupture reste tout de même inférieure à celle des Restaurations Céramo-Métalliques (RCM).

De plus, les restaurations tout céramique montrent plus de fractures du pilier dentaire que les RCM, en raison de la protection de la dent sous-jacente par la chape métallique. [19]

LES CERAMIQUES FRITTEES PUIS INFILTREES

La contrainte à la rupture de CCC avec une chape en In-Ceram Alumina® est supérieure à celle de CCC avec une chape en IPS Empress 2®. [4]

Mieux, In-Ceram Alumina® a démontré une plus grande résistance et une plus grande ténacité que IPS Empress®, VITABLOCS Mark II® et In-Ceram Spinelle®. [31]

Selon la littérature, l'addition d'environ 33% en poids de zirconie à In-Ceram Alumina®, augmenterait la résistance à la flexion de 500 à 750 MPa. Cependant dans l'étude de Bottino et coll., la différence de résistance entre In-Ceram Zirconia® et In-Ceram Alumina® n'est pas statistiquement significative. Il faut toutefois noter que cette étude est menée sur des échantillons de forme rectangulaire, et que seulement 10 spécimens sont testés par matériau. [18]

LES CERAMIQUES USINEES

Alors que VITABLOCS Mark II® présente une plus grande dureté qu'IPS Empress CAD®, ce dernier montre une résistance à la flexion, un module de flexion et une ténacité plus élevés. Ceci est dû au renforcement entraîné par l'adjonction de cristaux de leucite. [23]

D'autre part, Procera AllCeram® présente une résistance à la flexion bi-axiale supérieure, avec ou sans cyclage mécanique, à celle d'In-Ceram Zirconia® (par barbotine).

Par ailleurs, ce cyclage (20000 cycles sous une charge de 50 N) entraîne une diminution des valeurs de résistance de ces deux céramiques, mais de façon non statistiquement significative. [51]

De plus, Potiket et coll. ont montré dans leur étude in vitro que les dents restaurées soit avec des CCM, soit avec des CCC avec trois types d'infrastructures différentes (une chape en Procera AllCeram® de 0,4mm, une chape en Procera AllCeram® de 0,6mm et une chape en Procera AllZirkon® de 0,6mm), ne montraient pas de différence statistiquement significative concernant leur résistance à la fracture.

Les fractures, se produisant lors du test de résistance, survenaient à travers le pilier dentaire dans tous les cas, et non à travers la couronne. [78]

Chai et coll. ont comparé la solubilité chimique et la résistance à la flexion de trois céramiques à base de zirconie : In-Ceram Zirconia® par barbotine, In-Ceram 2000 YZ Cubes® et Cercon® ; IPS Empress 2® servant de groupe de contrôle. La solubilité est une propriété importante puisque la dissolution d'une céramique peut causer une perte de la brillance de surface, une augmentation de la rétention de plaque et un affaiblissement du matériau.

In-Ceram 2000 YZ Cubes® a présenté la plus grande résistance à la flexion, tandis que IPS Empress 2® a présenté la plus faible, les deux autres céramiques occupant une position intermédiaire. La supériorité de In-Ceram 2000 YZ Cubes® peut être expliquée par le fait que la transformation $t \rightarrow m$ se produit plus facilement dans ce matériau que dans les autres céramiques à base de zircon.

Concernant la solubilité chimique, il n'y a pas de différence statistiquement significative parmi les céramiques testées, et sa valeur reste en-dessous de la valeur maximale permise par la norme ISO 6872.

Des études supplémentaires sont nécessaires avec l'addition d'un cosmétique sur ces céramiques à base de zircon. [22]

COMPARAISON DES DIFFERENTES CERAMIQUES

Les valeurs moyennes des propriétés mécaniques relevées lors de l'étude de Guazzato et coll. sont résumées dans le tableau suivant.

Céramiques	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa/m ^{1/2})	Module d'élasticité (GPa)	Dureté (GPa)
IPS Empress®	106	1,2	65	6,5
IPS Empress 2®	306	2,9	105	5,3
In-Ceram Alumina® (usinage)	440	3,6	265	11
In-Ceram Zirconia® (usinage)	476	4,9	240	11
In-Ceram Alumina® (barbotine)	594	4,4	265	11
In-Ceram Zirconia® (barbotine)	630	4,8	240	10,5

Céramiques	Résistance à la flexion (MPa)	Ténacité (MPa/m ^{1/2})	Module d'élasticité (GPa)	Dureté (GPa)
Zircone pré-frittée	680	5,5	240	13
DC-Zirkon®	840	7,4	220	12

Tableau 3 : Les propriétés mécaniques de différentes céramiques. [41, 42]

L'augmentation de la teneur en phase cristalline d'une céramique vitreuse est accompagnée d'une augmentation de sa résistance et de sa ténacité.

Par ailleurs, à teneur en phase cristalline comparable, d'autres facteurs tels que la porosité, la taille des grains, leur forme et leur orientation (meilleure résistance à la propagation de fissures lorsque les grains sont orientés parallèlement à la surface), peuvent être importants pour déterminer les propriétés mécaniques. En effet, la variation de ces facteurs affecte fortement les propriétés des céramiques alumineuses, à l'inverse, elle n'a aucun effet sur les céramiques pressées. Ceci peut être expliqué par la structure des céramiques alumineuses en deux réseaux (vitreux et cristallin) interconnectés ; la phase vitreuse des céramiques feldspathiques étant, elle, continue.

L'augmentation des propriétés mécaniques due à la zircone est affectée par la présence d'autres phases et par la métastabilité de la transformation $t \rightarrow m$.

Par ailleurs, à teneur en phase cristalline comparable, la résistance et la ténacité sont liées au taux de porosité et à l'efficacité du mécanisme de renforcement.

D'autre part, le procédé de fabrication le plus cohérent (l'usinage par rapport à la barbotine), n'engendre, dans cette étude, pas de meilleures propriétés mécaniques comme la logique le voudrait. D'autres facteurs comme la taille des grains, leur forme et le taux de porosité sont à considérer. [41, 42]

Une étude in vitro similaire mais plus récente compare la résistance à la flexion (figure 12) et la ténacité (figure 13) de six céramiques d'infrastructure (n=25) :

- Finesse® (F), une céramique renforcée par la leucite
- Cergo® (C), une céramique feldspathique pressée
- IPS Empress® (E), une céramique renforcée par la leucite
- In-Ceram Alumina® (ICA), une céramique alumineuse infiltrée
- In-Ceram Zirconia® (ICZ), une céramique alumineuse infiltrée renforcée par la zircone
- Cercon Zirconia® (CZ), une céramique Y-TZP.

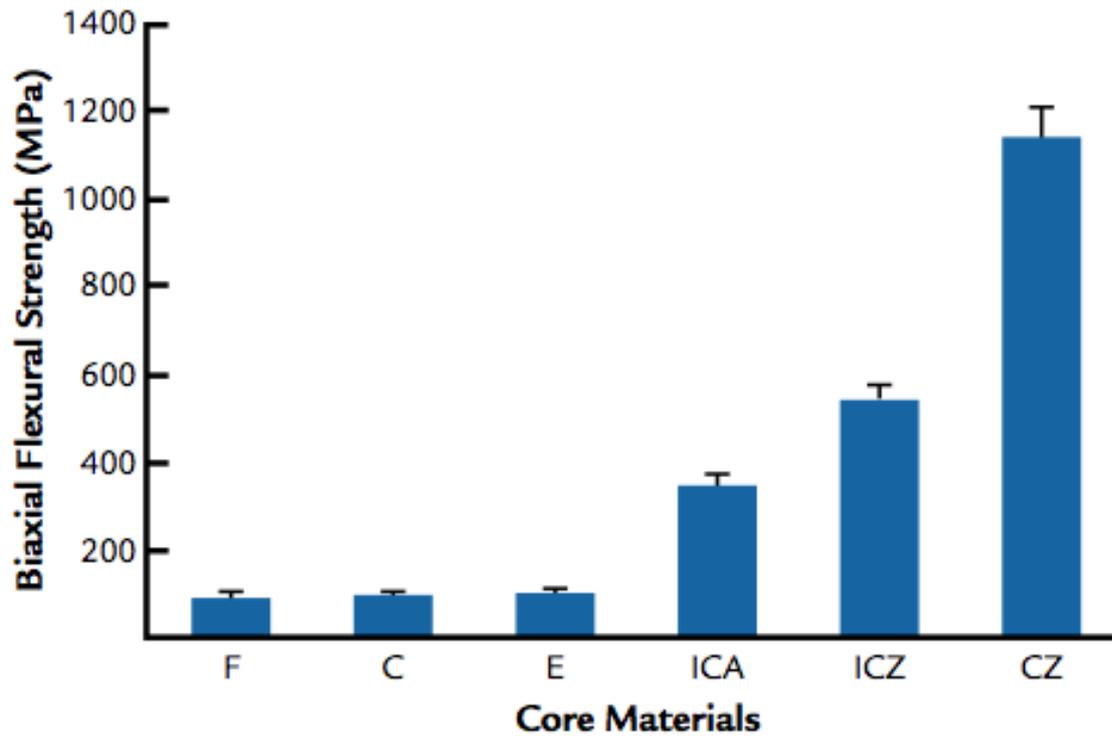


Figure 10 : Valeurs moyennes de la résistance à la flexion bi-axiale, les lignes au-dessus des barres représentent l'erreur standard. [1]

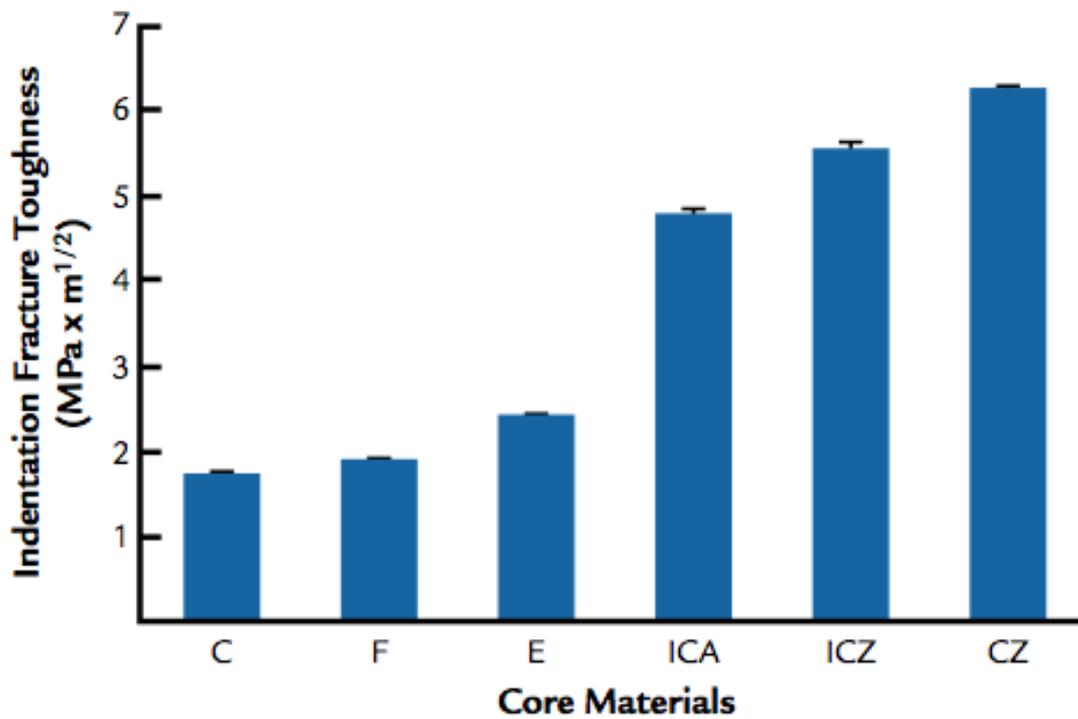


Figure 11 : Valeurs moyennes de la ténacité, les lignes au-dessus des barres représentent l'erreur standard. [1]

En ce qui concerne la résistance à la flexion bi-axiale, Cercon Zirconia® a la plus haute valeur et Finesse® a la plus faible parmi le groupe de céramiques testées. Les valeurs de résistance de Cercon Zirconia®, d'In-Ceram Zirconia® et d'In-Ceram Alumina® sont significativement plus élevées que celles des autres matériaux testés.

En ce qui concerne la ténacité, Cercon Zirconia® a la plus haute valeur et Cerigo® a la plus faible parmi le groupe de céramiques testées. Chaque céramique a une valeur de ténacité significativement différente. [1]

Les CCC avec une infrastructure en Cercon Zirconia®, en In-Ceram Zirconia® (par barbotine) ou en Procera AllZirkon® ont une contrainte à la rupture comparable à celle de CCM. Celles avec une chape en IPS Empress 2® présentent une contrainte à la rupture statistiquement inférieure. [89]

PARTICULARITE DE L'USURE

Rosentritt et coll. évaluent dans leur étude in vitro de 2012 le comportement à l'usure de différentes céramiques face à deux types d'antagonistes : des billes de stéatite et des cuspidés d'email humain non standardisées.

Les céramiques alumineuses et celles à base de zircone n'ont pas présenté d'usure, ni avec la stéatite, ni avec l'email. Pour les céramiques vitreuses, leur usure a été plus faible avec l'email qu'avec la stéatite (dureté et rugosité supérieures), sauf pour ICE Zirkon Keramik®. Elles ont une usure comparable voire plus faible que celle de l'email de référence.

Concernant l'usure de l'antagoniste, les céramiques vitreuses ont provoqué plus d'usure que les céramiques alumineuses, les céramiques à base de zircone et l'email de référence, car les céramiques vitreuses sont plus rugueuses. Avec ces dernières, des traces de contraintes et des rayures ont été retrouvées, aussi bien sur la surface de la céramique que sur celle de l'antagoniste. Afin d'améliorer l'usure de ces céramiques, il faudrait les polir avant leur assemblage en bouche. [86]

La zircone peut donc être utilisée seule sans cosmétique pour la fabrication de couronnes sans engendrer une usure plus importante de l'antagoniste. Elle nécessitera un polissage avant son glaçage car dans des conditions cliniques, la couche de glaçure est usée en six mois. [80]

En conclusion, les céramiques vitreuses sont caractérisées par des propriétés mécaniques faibles alors que les céramiques alumineuses et la zircone démontrent des valeurs de résistance et de ténacité plus importantes. Aussi, les premières semblent plus adaptées au secteur antérieur alors que les secondes répondraient plus favorablement aux charges masticatoires générées dans les secteurs postérieurs.

1.1.2. Les facteurs influençant les propriétés mécaniques

1.1.2.1. La céramique cosmétique

Bien que le cosmétique soit principalement utilisé pour des raisons esthétiques, il joue un rôle important au niveau du comportement mécanique des CCC, puisque les fêlures s'initient à la surface de celui-ci. Afin d'augmenter la résistance finale de la restauration, plusieurs approches ont été développées. [31]

Une première approche est d'éliminer la céramique cosmétique en réalisant une couronne monocéramique.

Les couronnes en VITABLOCS Mark II® présentent une meilleure résistance à la fatigue ainsi qu'une meilleure résistance à la propagation de fissures que les couronnes avec une infrastructure en zircone et un cosmétique de CDT adapté.

Par ailleurs, les deux types de prothèses montrent deux modes de fracture différents : la fracture des couronnes en VITABLOCS Mark II® implique, dans la plupart des cas, la totalité de l'épaisseur de

la restauration, alors que la fracture des couronnes avec une chape en zirconie implique uniquement le cosmétique. [107]

Les couronnes en IPS e.Max CAD® sont résistantes à la fatigue et présentent une augmentation de leur stabilité mécanique. Des fractures impliquant la totalité de l'épaisseur de la couronne sont observées, mais seulement pour de hauts niveaux de force, bien supérieurs aux forces physiologiques de mastication.

La fiabilité clinique améliorée de ces couronnes est cependant dépendante de la réduction adéquate de la dent préparée, permettant une épaisseur suffisante de céramique.

De plus, ce matériau présente un rapport coût-efficacité favorable. Des études in vivo à long terme sont nécessaires pour confirmer ces résultats. [43]

Les couronnes tout zirconie glacées ont une translucidité et une usure similaires aux couronnes avec une chape en zirconie et un cosmétique stratifié manuellement, cependant elles ont une capacité de charge bien plus importante. Les couronnes tout zirconie polies présentent, quant à elle, moins d'usure de la restauration mais plus de l'antagoniste.

Ces résultats justifient la nécessité d'études supplémentaires sur les couronnes tout zirconie glacées,



spécifiquement sur leur vieillissement en bouche. [13]

Figure 12 : CCC (sur implant) monobloc en Lava Frame® sur 11, 21 et 22. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

Une seconde approche est d'effectuer une sur-pressée du cosmétique sur l'infrastructure en zirconie.

Le pressage à chaud devrait introduire moins de défauts que la stratification manuelle et donc une meilleure résistance, car il s'agit d'une procédure plus contrôlée. De plus, le procédé de stratification est plus sensible quant à sa technique, de part le montage manuel de la céramique et les nombreuses cuissons.

Pourtant, l'étude in vitro de Tsalouchou et coll. n'a démontré aucune différence significative concernant la fatigue et le comportement à la fracture entre les deux méthodes. Ce résultat peut être lié à la nature de la microstructure des cosmétiques et au fait qu'ils soient soutenus par une infrastructure en zircone (Zirconia Everest®).

En conséquence, les deux types de cosmétiques peuvent être utilisés pour la construction de CCC sans compromettre la longévité de la restauration. Néanmoins, un avantage du pressage à chaud est que le modèle en cire peut être essayé en bouche et retouché avant la pressée et le frittage sans influencer les propriétés mécaniques de la restauration future. [98]

D'autres auteurs ont également conclu qu'il n'y avait pas de différence significative entre les groupes utilisant la stratification et ceux utilisant la pressée.

Par ailleurs, bien qu'avec la technique de pressée, le rétrécissement lors de la cuisson est minimisé et l'adaptation est meilleure, l'esthétique est plus difficile à obtenir car cette méthode utilise des blocs pré-colorés. Une alternative consiste à combiner les deux techniques, d'abord une couche de céramique pré-colorée est pressée, laissant un espace pour une céramique plus esthétique qui est ensuite stratifiée manuellement. [50]

Aussi, Choi et coll. ont étudié cette technique grâce aux céramiques cosmétiques Vita PM9®, Noritake CZR®, Wieland Xzr® et IPS e.Max ZirPress®, pressées sur une infrastructure en In-Ceram Zirconia®. Les deux premières sont des céramiques enrichies en leucite, elles ont une résistance à la flexion et une ténacité plus importantes que les deux autres et ont une plus grande adhésion à la zircone que celles non enrichies. Les fractures observées ont été cohésives, à l'intérieur de la céramique pressée, il n'y a donc pas eu de délamination (fracture adhésive).

Il est à noter que pour diminuer le développement de contraintes résiduelles dans le système céramique, le refroidissement après le dernier traitement thermique de glaçage doit être lent. [27, 28]

La force de la liaison entre la zircone et un grand nombre de cosmétiques avec des CDT variables est donc plus grande que la force de cohésion du cosmétique lui-même. C'est pourquoi il faudrait

plutôt augmenter la résistance du cosmétique lui-même afin d'augmenter la résistance à la fracture des CCC. [3]

Une étude très récente expérimente une troisième approche, c'est la technique du frittage.

Choi et coll. comparent la résistance à la fracture de couronnes postérieures avec une infrastructure en zircone Y-TZP (Lava Frame®) et trois cosmétiques différents appliqués de trois façons distinctes. Les trois cosmétiques étudiés sont VM9® stratifié manuellement, IPS e.Max ZirPress® pressé à chaud et Lava DVS® fritté.

Lava DVS® est usiné par CFAO dans un bloc de vitro-céramique, il est ensuite fritté sur l'infrastructure après l'application et la cuisson de frittage d'une céramique basse fusion qui fera le joint.

Les auteurs concluent à la supériorité des couronnes présentant le cosmétique fritté en terme de résistance à la fracture. Ceci peut être expliqué par la plus grande résistance à la flexion bi-axiale de Lava DVS® comparé aux deux autres cosmétiques, mais également par la technique de CFAO qui engendre moins de défauts de fabrication.

De plus, cette technique diminue les coûts de fabrication. [29]

En conclusion, le comportement mécanique d'une couronne tout céramique est dépendant de ses deux composants. En effet, la céramique cosmétique joue un rôle dans la répartition des contraintes et exerce une influence sur le comportement de la structure prothétique face aux charges masticatoires. Cependant, plus la céramique d'infrastructure est résistante, plus la couronne s'affranchit de l'influence des différentes céramiques cosmétiques qui pourraient être utilisées. Mais il reste toujours primordial d'accorder les CDT entre les deux composants.

1.1.2.2. La technique d'assemblage

Le collage avec une résine composite contenant MDP (Panavia®), avec pré-traitement de la dent (ED Primer II®) et de la couronne (sablage avec des particules d'alumine de 50 µm à une pression de 2,8 bars pendant 5 secondes puis application d'un primaire), augmente significativement la résistance à la fracture des couronnes en Procera AllCeram®.

De même, il améliore significativement le joint périphérique de ces couronnes, par rapport à un scellement conventionnel ou à un collage au Rely X Unicem®.

Par ailleurs, la résistance à la fracture de toutes les couronnes en Procera AllCeram®, après des cycles de charges dans un simulateur de mastication, est supérieure aux forces de mastication normales, indépendamment du mode d'assemblage. Ces résultats sont à pondérer puisque les résultats in vitro sont bien souvent plus prometteurs que dans des conditions cliniques, cette étude n'utilise pas le thermocyclage, et la taille de l'échantillon est faible (n=16). [17]

Les couronnes en In-Ceram® assemblées soit par un CVI, soit par un ciment résine, révèlent une résistance à la fracture significativement plus élevée que celles en IPS Empress 2®. Cependant, le type d'assemblage n'a pas d'effet significatif sur la résistance à la fracture de chacune des céramiques testées. [5]

De même, les CCC en IPS e.Max Press® ne présentent pas de différence significative concernant la contrainte à la rupture entre le groupe scellé au CVI et le groupe collé avec une résine composite (Variolink®). [47]

La résistance à la fatigue des couronnes en IPS ProCAD® et en VITABLOCS Mark II® est significativement plus élevée lorsque celles-ci sont collées plutôt que scellées conventionnellement. En revanche, on n'observe pas de différence significative suivant le mode d'assemblage parmi les couronnes en VP2297®.

Le collage est donc fortement recommandé pour les céramiques feldspathiques classiques et celles renforcées par la leucite alors que les couronnes en céramique renforcée par le disilicate de lithium peuvent être scellées conventionnellement.

Cependant, la pertinence clinique de cette étude n'est pas vérifiée car les valeurs mécaniques trouvées doivent être pondérées par les conditions du milieu buccal. Il est à noter que l'humidité et la température du milieu peuvent altérer la qualité du joint de fixation, et par conséquent les caractéristiques mécaniques des couronnes. [14]

En conclusion, le collage semble augmenter la résistance à la fracture aussi bien des couronnes en alumine de haute densité (Procera AllCeram®), que celles en céramique feldspathique classique (VITABLOCS Mark II®) ou renforcée par la leucite (IPS Empress®, IPS ProCAD®). Il semble également augmenter la rétention des couronnes en zircon. Mais il n'existe pas de consensus concernant la pertinence d'un collage pour les couronnes en céramique renforcée par le disilicate de

lithium (IPS Empress 2®, IPS e.Max Press®), qui, pour certains auteurs, peuvent être assemblées indifféremment par un CVI. [5, 48]

1.1.2.3. Le procédé de mise en oeuvre

Un module de Weibull supérieur ou égal à 20 signifie qu'il y a peu de défauts dans le matériau, une faible erreur dans l'estimation de la résistance et donc une meilleure fiabilité.

Toutes les céramiques fabriquées manuellement ont une valeur de m entre 0 et 15, seules les céramiques fabriquées industriellement présentent des valeurs proches de 20. Les céramiques usinées sont donc plus fiables que celles élaborées manuellement. [95]

1.2. Comparaison selon la précision d'adaptation

L'herméticité du joint de scellement est le premier garant de la santé pulpaire de la dent support. [25]

L'adaptation marginale est un facteur majeur pour les restaurations dentaires fixées, car un joint périphérique insuffisant entraîne à terme une micro-infiltration, des caries secondaires et/ou une maladie parodontale. De plus, une adaptation satisfaisante diminue la nécessité d'ajustements occlusaux après assemblage.

MacLean et von Fraunhofer ont établi une règle à ce sujet : un joint périphérique inférieur à 120µm est cliniquement acceptable. [106]

Dans la pratique quotidienne, une adaptation additionnelle des chapes par le technicien de laboratoire est toujours nécessaire pour obtenir un joint périphérique convenable. Cependant, selon Beuer et coll., dans des conditions idéales, incluant un angle de convergence des préparations de 12 degrés, l'adaptation additionnelle par un technicien n'est pas nécessaire. [12]

Plusieurs études in vitro ont évalué l'adaptation de CCC grâce à des paramètres cliniques relatifs à la préparation de la dent. Komine et coll. ont ainsi admis que l'épaulement à angle interne arrondi et le chanfrein étaient les deux formes de limite cervicale recommandées pour les couronnes à infrastructure en zircon, des résultats analogues ont également été rapportés par Comlekoglu et

coll.. L'épaulement à 90°, qui entraîne un angle de préparation très étroit, a une influence négative lors de l'enregistrement des données cliniques, car le laser de CFAO n'atteint pas cette zone.

Les restaurations à base de zircone sont classiquement fabriquées selon deux méthodes, le système CAO/FAO et le système FAO simple. Les restaurations fabriquées par CAO/FAO présentent une meilleure adaptation marginale que celles fabriquées par FAO simple. La complexité du procédé de fabrication et la variabilité des procédures manuelles du système FAO, comme la mise en place de ciment espaceur ou l'enlèvement du modèle en cire de l'infrastructure, entraînent des erreurs dans l'adaptation de la restauration.

Bien qu'il n'y ait pas de réponse claire au sujet de la différence d'adaptation lorsque la zircone est usinée à l'état pré-fritté ou totalement fritté, plusieurs études montrent l'efficacité des systèmes de CFAO à compenser le rétrécissement de la zircone pré-frittée lors de sa cuisson de frittage. De plus, le fait que l'usinage de blocs de zircone pré-frittés use moins les outils et entraîne un temps de fraisage plus court doit être mis en balance avec le bénéfice entraîné par une adaptation plus précise. [56]

Les CCM et les couronnes en céramique alumineuse usinée montrent une adaptation marginale inférieure aux couronnes en céramique feldspathique pressée (IPS Empress 2®), et supérieure aux couronnes en céramique alumineuse infiltrée. En outre, les valeurs de joint périphérique de ces quatre types de couronne sont cliniquement acceptables (inférieures à 120 µm). [106]

L'étude de Quintas et coll. évalue si des variations, dans la forme de la limite cervicale, dans le procédé de mise en oeuvre et dans le mode d'assemblage, peuvent avoir une influence sur l'adaptation marginale de CCC. 180 chapes sont fabriquées avec deux limites cervicales différentes (n = 90) : un chanfrein profond et un épaulement à angle interne arrondi. Trois procédés de mise en oeuvre (la pressée avec IPS Empress 2®, l'infiltration avec In-Ceram Alumina® et l'usinage avec Procera AllCeram®) ainsi que trois modes d'assemblage (le ciment au phosphate de zinc, le CVI-MAR Fuji plus® et la résine composite Panavia®) sont testés (n devient donc égal à 10).

Le procédé de mise en oeuvre est le seul critère influençant l'adaptation marginale lorsque les facteurs sont considérés séparément. Après assemblage, les chapes en Procera AllCeram® présentent le joint périphérique le plus faible dans les conditions expérimentales de cette étude. Par ailleurs, le joint périphérique augmente toujours après assemblage, indifféremment du procédé ou de la limite cervicale. [81]

L'adaptation marginale des couronnes en Procera AllCeram® est cliniquement acceptable et ne dépend pas du type de dents (incisives, prémolaires, molaires). Le hiatus est cependant plus large au niveau du point le plus profond du chanfrein, qu'au niveau des faces proximales, de la surface occlusale et de la ligne marginale. Ceci peut être expliqué par le diamètre du bout de la sonde de CFAO qui fait 2,5 mm et qui ne peut donc atteindre les zones les plus profondes durant le scannage. [53, 55]

En conclusion, il semble que les systèmes CFAO permettent une meilleure adaptation marginale que les systèmes conventionnels. Pour les premiers, les systèmes CAO/FAO sont plus performants que les systèmes FAO, alors que pour les seconds, c'est la technique de pressage à chaud qui se distingue par la précision du joint périphérique.

1.3. Comparaison selon l'intégration cosmétique

La translucidité est un paramètre déterminant dans les propriétés optiques de la céramique. Mais il ne s'agit pas seulement d'un indicateur esthétique. En effet, d'après l'étude de Ilie et coll. sur les céramiques feldspathiques (IPS ProCAD® E100 et bleach, IPS e.Max CAD® MO1 et MO4), la translucidité de la céramique, en raison de la corrélation avec la dureté Vickers du composite de collage, indique une valeur critique pour un durcissement suffisant de la résine. Par ailleurs, la dureté maximale du composite n'est atteinte qu'à partir d'un temps d'exposition à la lampe à photopolymériser d'au moins 15 secondes. Cette dureté est dépendante en premier lieu du temps de polymérisation, puis de la translucidité, du type et enfin de l'épaisseur de la céramique. [49]

Le classement des céramiques dentaires de la plus translucide à la plus opaque à des épaisseurs de chape cliniquement appropriées est le suivant : IPS Empress® (0,5 mm) > In-Ceram Spinelle® (0,5 mm) > IPS Empress 2® (0,5 mm) > IPS Empress® (0,8 mm) > Procera AllCeram® (0,5 mm) > IPS Empress 2® (0,8 mm) > In-Ceram Alumina® (0,5 mm) > In-Ceram Zirconia® (1 mm). [44, 45]

Un tel classement suggère que l'épaisseur d'un matériau affecte notablement sa translucidité. En fait, le rendu esthétique des restaurations en céramique est fortement influencé, non seulement par l'épaisseur de l'infrastructure ainsi que par celle du cosmétique, mais aussi par leur interaction.

Augmenter l'épaisseur de la céramique revient à diminuer la luminosité et à augmenter l'apparence rouge et jaunâtre de celle-ci. [91]

L'addition d'un cosmétique sur la chape augmente l'opacité de la restauration. Ceci peut être expliqué par : la structure du cosmétique (teneur en cristaux), l'augmentation de l'épaisseur totale de la restauration, la réflectance au niveau de l'interface chape-cosmétique, les porosités entre les deux matériaux, et les changements de constitution de la chape en raison des cycles de cuisson additionnels.

Le cycle de glaçage diminue l'opacité de tous les matériaux testés sauf ceux totalement opaques : In-Ceram Zirconia® et les matériaux céramo-métalliques.

Le tableau suivant résume les recommandations de Heffernan et coll.. [44, 45]

Dents adjacentes très translucides	Dents adjacentes moyennement translucides	Dents adjacentes opaques ou postérieures, ou zone non esthétique
In-Ceram Spinnelle® IPS Empress® IPS Empress 2®	IPS Empress® IPS Empress 2® Procera AllCeram®	In-Ceram Alumina® In-Ceram Zirconia®

Tableau 4 : Systèmes tout céramique utilisés en fonction du niveau de translucidité des dents adjacentes. [44, 45]

Ces résultats sont confortés par Chen et coll. dont les tests révèlent que, sur une même épaisseur de 0,5 mm, l'IPS Empress 2® et l'In-Ceram Alumina® sont significativement plus translucides que les deux autres céramiques testées à base de zircone, à savoir l'In-Ceram Zirconia® et le Cercon Base Zirconia®. IPS Empress 2® est significativement plus faible, et Cercon Base Zirconia® plus fort, que les deux autres céramiques testées. [24]

La zircone est donc la céramique la moins translucide. Ceci affecte l'esthétique des restaurations à base de celle-ci. Baldissara et coll. ont évalué la translucidité de huit chapes en zircone fabriquées par différents systèmes de CFAO, par rapport à celle de chapes en IPS e.Max Press®. La translucidité est mesurée par la méthode de transmission directe à l'aide d'un photoradiomètre numérique monté dans une chambre noire. Les épaisseurs de chaque chape correspondent aux valeurs minimales recommandées par les fabricants.

Les résultats de cette étude sont résumés dans le tableau suivant.

Matériau	Epaisseur minimale (mm)	Translucidité (Lux.10 ³)	Translucidité relative
IPS e.Max Press®	0,5	4,98 ⁻ (±0,07)	1
Lava Frame® (0,3)	0,3	3,57 (±0,18)	0,72
Lava Frame® (0,5)	0,5	2,88 (±0,19)	0,64
IPS e.Max ZirCAD®	0,5	2,73 (±0,14)	0,58
VITA YZ®	0,5	2,63 (±0,21)	0,55
Procera AllZircon®	0,6	2,61 (±0,12)	0,54
Digizon®	0,6	2,55 (±0,17)	0,52
DC Zircon®	0,5	2,55 (±0,17)	0,52
Cercon Base®	0,4	2,10 (±0,26)	0,51

Tableau 5 : Translucidité de huit céramiques d'infrastructure à base de zircone.

(la translucidité relative est obtenue en calculant le rapport entre la translucidité du matériau le plus translucide, l'IPS e.Max Press®, et celle des autres matériaux) [9]

La translucidité des chapes en IPS e.Max Press® est significativement supérieure à celle des chapes en zircone. Parmi ces dernières, les chapes en Lava Frame® ont montré les valeurs de translucidité les plus élevées. Ces valeurs représentent respectivement 71,1% (0,3 mm) et 63,9% (0,5 mm) du groupe témoin.

La translucidité des chapes en Lava Frame® de 0,3 mm d'épaisseur est significativement plus haute que celle des autres chapes en zircone, et la translucidité des chapes en Cercon Base® est significativement la plus faible. Ceci peut être expliqué par la finesse des chapes en Lava Frame®, et par le procédé de mise en oeuvre de Cercon Base® qui utilise seulement la FAO.

Les matériaux opaques ont cependant leurs indications : les dents postérieures et les dents antérieures lorsqu'un effet masquant est recherché (pilier dentaire dyschromié, reconstitution métallique).

En outre, les études in vitro sur la translucidité des céramiques sont limitées par un manque de pertinence clinique. En effet, il serait intéressant de savoir si les différences de translucidité trouvées dans les études in vitro sont cliniquement perceptibles au niveau de l'esthétique des restaurations. Seuls les matériaux avec les plus grandes différences de valeurs de translucidité,

comme l'IPS e.Max Press®, le Lava Frame® (0,3) et le Cercon Base®, peuvent mettre en évidence des différences perceptibles par l'oeil humain au niveau de la restauration définitive. [9]

Il en est de même pour la zircone et sa faible translucidité qui exige un recouvrement par de la céramique feldspathique pour imiter l'apparence naturelle des dents. En effet, les mesures de translucidité des chapes en zircone sont effectuées sur un matériau de base en l'absence de matériau de recouvrement. Elles ne sont donc pas représentatives des conditions cliniques, et ce en fonction de l'épaisseur, de la marque et de l'opacité du cosmétique. [101]



Figure 13 : CCC fraisées sur 14 et 15 avec chape en Lava Frame® et cosmétique stratifié, le cosmétique ne masque pas totalement l'opacité de la zircone. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

L'aspect esthétique d'une restauration en céramique est un phénomène multi-factoriel. L'effet de la translucidité de l'infrastructure peut être modifié par l'épaisseur, la couleur et la texture de surface de la céramique cosmétique, la technique de coloration de l'infrastructure, l'opacité et la couleur des produits d'assemblage, ainsi que le type de Reconstitution Corono-Radiculaire (RCR). [9]

L'influence de la couleur du produit d'assemblage sur la translucidité de la restauration peut atteindre 10 à 15% seulement et est plus significative pour les céramiques très translucides. Il paraît donc illusoire de vouloir modifier la teinte d'une restauration par l'utilisation d'un agent de fixation de couleur variable. [66]

En conclusion, la translucidité est un paramètre intéressant de comparaison esthétique des différentes céramiques, mais les résultats doivent être pondérés par d'autres paramètres, cités

précédemment. Les céramiques vitreuses semblent être les plus translucides alors que la zircone est caractérisée par son opacité.

1.4. Comparaison selon le taux de survie

1.4.1. Définition

La survie caractérise les couronnes restées en fonction durant la période d'observation, tandis que le succès caractérise les couronnes n'ayant eu recours à aucune intervention clinique durant cette même période. [85]

L'échec en prothèse fixée est observé dans différentes situations cliniques :

- les lésions de l'espace biologique provoquées par un mauvais ajustage prothétique et/ou un défaut dans la préparation et son enregistrement
- la fracture radiculaire due à un non respect des règles de RCR
- l'échec esthétique du à une mauvaise communication avec le patient
- les descellements dus à une erreur de préparation ou d'assemblage. Dans les cas les plus graves, ils peuvent être accompagnés de lésions carieuses ou de fractures radiculaires.
- la fracture de la prothèse, ici de la CCC. [10]

1.4.2. Les céramiques feldspathiques pressées

Heintze et coll. ont réalisé une revue systématique de la littérature évaluant la fréquence de fracture de CCC en céramique feldspathique renforcée par la leucite (IPS Empress®). Ils ont sélectionné 7 études cliniques impliquant 1487 couronnes collées (temps d'observation : 4,5 +/- 1,7 ans) et 81 couronnes scellées conventionnellement (temps d'observation : 1,6 +/- 0,8 an).

3,8% des couronnes collées se sont fracturées, la majorité de ces fractures (62%) a eu lieu entre le 3^{ème} et le 6^{ème} mois après la pose. Par ailleurs, ils ont observé que le type de dent restaurée a joué un rôle significatif : le taux de risque par an est estimé à 5 sur 1000 couronnes pour les incisives, 7 sur 1000 pour les prémolaires, 12 sur 1000 pour les canines, et 16 sur 1000 pour les molaires.

En ce qui concerne le groupe de couronnes scellées, une seule couronne s'est fracturée après 1,2 an. Les couronnes collées en IPS Empress® ont un taux de fracture faible lorsqu'elles concernent les incisives et les prémolaires, mais plus élevé pour les canines et les molaires. Ceci peut être expliqué

par le fait que les patients aient majoritairement un guidage canin, et par les forces masticatoires intenses dans les secteurs postérieurs.

En revanche, la taille de l'échantillon est trop petite et le temps d'observation trop court pour établir des conclusions significatives concernant les couronnes scellées conventionnellement.

Comme le taux de fracture est plus élevé pour les molaires que pour les incisives, une attention particulière doit être apportée lors de la réalisation de couronnes postérieures en IPS Empress®. Le praticien doit s'assurer de l'épaisseur suffisante de la chape, ainsi que de l'absence de bruxisme confirmé ou suspecté du patient. [48]

De plus, dans l'étude in vivo de Toksavul et coll., le taux d'échec de 79 CCC en IPS Empress 2® collées au Variolink 2®, sur une période d'observation de 12 à 60 mois, a été de 4,76%, et 95,24% des couronnes ont été jugées satisfaisantes d'après les critères du United States Public Dental Health. [96]

1.4.3. Les céramiques feldspathiques usinées

VITABLOCS Mark II®, bien que présentant une résistance à la flexion inférieure à In-Ceram Spinelle®, permet la réalisation de CCC antérieures présentant des performances cliniques (indice de plaque et indice de saignement papillaire) et un taux de survie similaires aux couronnes avec une chape en In-Ceram Spinelle® (grâce au renforcement permis par le collage) et engendrant un temps et un coût de fabrication plus faibles.

Sur le plan esthétique, la stratification d'un cosmétique est plus favorable, mais il est possible d'ajouter de petites quantités de cosmétique sur des couronnes mono-céramiques pour individualiser la couleur et la translucidité. [15]

1.4.4. Les céramiques alumineuses infiltrées

Segal et coll. ont examiné dans leur étude rétrospective la survie de 546 couronnes en In-Ceram® scellées au CVI-MAR (Vitremar®) sur une période de 6 ans. Aucun patient n'a été perdu de vue durant l'étude. Le taux de succès a été de 98,9% en antérieur et de 99,2% en postérieur, engendrant un taux de succès global de 99,1%.

Les couronnes en In-Ceram® apparaissent donc comme une alternative appropriée et prévisible aussi bien en antérieur qu'en postérieur, à condition qu'une attention particulière soit portée à la préparation de la dent avec un épaulement suffisant, à la conception de la chape avec un support

adéquat du cosmétique, à la technique d'assemblage et aux ajustements occlusaux. En plus d'une esthétique favorable, ces couronnes ont un taux de succès égal voire supérieur à celui des CCM. [88]

Les taux de survie et de succès des couronnes en In-Ceram® sont significativement influencés par la position de la restauration en bouche. Les restaurations antérieures ont une probabilité de survie supérieure aux postérieures.

Dans le secteur antérieur, les échecs ont lieu de façon égale pour des raisons biologiques (caries secondaires, complications endodontiques ou parodontales) et techniques (fractures de chape ou de cosmétique). Dans le secteur postérieur, la plupart des échecs et des interventions cliniques sont dus à des raisons techniques.

Les taux de survie (80,5%) et de succès (74,4%) à long terme (15 ans) des couronnes avec une chape en alumine infiltrée de verre sont équivalents à ceux à long terme des CCM. [85]

Wasserman et coll. ont réalisé une revue systématique de la littérature sur les résultats cliniques à long terme de prothèses fixées en In-Ceram Classic®. 21 études répondant aux critères d'inclusion ont été analysées, aucune ne traitait de couronnes en In-Ceram Zirconia®.

Le taux de survie cumulatif après 5 ans de couronnes en In-Ceram Alumina® est de 92%, celui de couronnes en In-Ceram Spinelle® varie de 91,7 à 100%, ils sont similaires à celui de CCM.

Les auteurs recommandent donc In-Ceram Alumina® pour les couronnes antérieures et postérieures, et In-Ceram Spinelle® pour les couronnes antérieures, en particulier lorsque des résultats hautement esthétiques sont impératifs.

Cependant, des études présentant un échantillon plus important et une période d'observation supérieure à 5 ans sont indispensables pour évaluer plus précisément les performances cliniques de In-Ceram Classic®. [104]

1.4.5. Les céramiques alumineuses de haute densité

Dans l'étude de Walter et coll., le taux de survie de 107 couronnes en Procera AllCeram® est de 96,7% en antérieur et de 91,3% en postérieur sur une période de 6 ans.

Une récente étude prospective sur 135 couronnes en Procera AllCeram® rapporte des taux de survie cumulatifs de 100% au niveau antérieur et de 98,8% au niveau postérieur après 5 et 7 ans, quel que soit le type d'assemblage utilisé (résine composite ou CVI).

Une évaluation sur des échantillons plus importants est cependant nécessaire.

Procera AllCeram® apparaît comme une technique appropriée pour les CCC esthétiques en secteurs antérieur et postérieur. [32]

Cependant, Kokubo et coll. recommandent d'être particulièrement attentif dans les cas où les couronnes concernent le secteur postérieur en raison du plus fort potentiel de fractures ou d'éclats. [54]

Par ailleurs, Zarone et coll. ont évalué les performances cliniques de 85 couronnes antérieures en Procera AllCeram® scellées (CVI-MAR) sur un pilier soit dentaire (n=28) soit implantaire (n=58), durant une période de 48 mois. Les taux de succès ont été de 100 et de 98,8% pour les couronnes sur pilier dentaire et implantaire, respectivement. La seule fracture ayant eu lieu intéressait seulement le cosmétique, chez un patient souffrant de bruxisme sévère. Toutes les couronnes ont montré une excellente esthétique et une couleur stable, les tissus mous autour des restaurations sont restés sains durant toute la période d'observation. [108]

1.4.6. La zircone

Bien que la zircone a été largement utilisée en prothèse durant la dernière décennie, peu d'essais cliniques sur les performances à long terme des couronnes unitaires avec chape en zircone sont disponibles. La fracture cohésive est le mode d'échec le plus fréquent de ces couronnes, en clinique et au laboratoire.

D'après les données de l'étude systématique de Wang et coll. et de quelques essais cliniques à court terme (1 à 3 années de suivi), les fractures de chape se produisent rarement, tandis que la proportion des fractures de cosmétique est de 0 à 5,9%.

Plus d'essais cliniques concernant les couronnes à base de zircone sur une période supérieure à 3 ans sont nécessaires pour effectuer des comparaisons plus précises avec les autres systèmes. [103]

1.4.7. Comparaison avec le système céramo-métallique

L'étude systématique de Pjetursson et coll. analyse les taux de survie et l'incidence des complications de CCC et CCM, sur dents naturelles, après une période d'observation de 5 ans. Pour cela, 34 études ont été sélectionnées selon des critères précis, de 1991 à 2007.

Les CCC ont été au nombre de 6006 (430 perdues) et les CCM au nombre de 1765 (166 perdues) avec des taux de survie de 93,3% et 95,5%, respectivement.

Cette étude révèle que, quand elles sont utilisées dans le secteur antérieur, les CCC ont un taux de survie comparable à celui des CCM. De plus, quand elles sont utilisées dans le secteur postérieur,

les taux de survie à 5 ans pour les couronnes en alumine de haute densité (94,8%) et les couronnes en céramique pressée (93,7%) sont similaires à celui des CCM. En revanche, de plus faibles taux de survie sont constatés pour les couronnes en In-Ceram® (90,4%) et les couronnes en vitro-céramique (84,4%) quand elles sont utilisées pour les prémolaires et les molaires. Ceci peut être expliqué par les propriétés mécaniques variables des différents systèmes. [77]

1.4.8. Comparaison en fonction du type de dent restaurée

L'étude systématique de Wang et coll., incluant 37 articles datant de 1995 à 2011, évalue l'incidence de fractures de CCC en fonction du type de dent restaurée, après une période d'observation de 36 à 97 mois.

Les couronnes en Dicor® présentant une forte tendance à la fracture par rapport aux autres matériaux, les taux de fracture de cette étude ont été calculés en excluant les données des études concernant les vitro-céramiques (Dicor®, Cerestore®, Hi-Ceram®). En conséquence, l'utilisation des vitro-céramiques pour la fabrication de couronnes n'est pas recommandée.

Le taux de fracture total est évalué à 0,9%, sans tenir compte de la céramique utilisée, se traduisant par une incidence de fractures à 5 ans de 4,4%. Le secteur postérieur montre un taux de fracture annuel supérieur à celui du secteur antérieur : les molaires ont un taux de fracture annuel de 1,7%, les prémolaires de 0,6%, les canines de 1,1% et les incisives de 0,5%. La différence de taux entre les molaires et les prémolaires est significative. Le taux élevé des canines est lié au guidage canin retrouvé chez la plupart des patients, entraînant de forts contacts d'extrusion en latéralité.

Concernant les fractures de la chape, l'incidence annuelle est de 0,5%, se traduisant par une incidence de fractures à 5 ans de 2,5%. L'incidence la plus élevée est associée aux molaires, alors que les prémolaires, les canines et les incisives montrent des performances similaires. Cependant, la différence n'est pas significative.

Concernant les fractures du cosmétique, l'incidence annuelle est de 0,6%, se traduisant par une incidence de fractures à 5 ans de 3%. L'incidence est comparable entre les secteurs antérieur et postérieur, et il n'y a pas de différence significative entre les prémolaires et les molaires.

Les auteurs concluent que les céramiques dentaires présentent une incidence de fractures acceptable à 5 ans quand elles sont utilisées pour la fabrication de couronnes unitaires sur pilier dentaire dans les secteurs antérieur et postérieur. Un plus haut taux de fracture est cependant démontré pour les couronnes postérieures. Toutefois, pour comparer rigoureusement les performances entre les

différents types de céramiques, il est impératif de réunir de plus grands échantillons et de mieux conduire les études. [103]

En conclusion, le taux de survie des CCC est globalement semblable à celui des CCM. En effet, la plupart des études cliniques sur les CCC montrent un taux de survie supérieur à 90%, sans tenir compte de la durée de la période d'observation et du type de céramique.

Cependant, des études de survie à plus long terme permettront d'étayer ce constat. Par ailleurs, les différents systèmes céramo-céramiques ont des taux de survie différents selon le type de dent restaurée. Ainsi, les couronnes en alumine de haute densité et en zircone ont des taux de survie élevés quel que soit le type de dent restaurée, alors que les couronnes en céramique vitreuse et en céramique alumineuse infiltrée ne démontrent les mêmes résultats qu'en secteur antérieur.

2. Indications des matériaux en fonction des situations cliniques

Il n'existe pas de matériau ou de système universel utilisable dans la totalité des situations cliniques. Le choix de la céramique doit être fait à la suite de l'analyse rigoureuse de plusieurs paramètres cliniques. [25]

2.1. Préparation du pilier

Il est nécessaire de réaliser une préparation qui permette des épaisseurs de matériau optimales, de manière à ce que le cosmétique soit en compression et l'infrastructure en tension, ceci garantissant la résistance de la restauration finale.

Bien qu'il soit désirable d'augmenter l'épaisseur de l'infrastructure, il ne faut pas compromettre l'esthétique de la couronne par un sur-contour, ou la résistance du pilier par une sur-préparation. [31]

2.1.1. Epaisseurs de réduction

Celles-ci sont conditionnées par le choix du système et les recommandations minimales données par le fabricant. Par exemple dans le cas d'une infrastructure en zircone, les épaisseurs requises sont

moins importantes que pour une chape en céramique vitreuse car la zircone est plus résistante. Ce paramètre devra être analysé avant toute préparation, en tenant compte du projet prothétique.

Dans une philosophie de dentisterie minimalement invasive, le système idéal sera celui qui offrira les meilleures qualités optiques, une excellente fiabilité mécanique et une épaisseur minimale afin de préserver au maximum l'organe dentaire. [66]

La préparation doit être anatomique (respect de la forme de la dent et de sa position), l'infrastructure aura alors la forme de la couronne anatomique de la dent, afin que l'épaisseur du cosmétique soit bien régulière et soutenue au niveau des cuspides. Elle ne doit pas dépasser 2 mm, y compris en incisal, en proximal et au niveau des cuspides.

Pour les couronnes en céramique vitreuse sans cosmétique, il faut veiller à ce que l'épaisseur sous les cuspides fasse moins de 2 mm.

L'épaisseur cervicale minimale requise est de 0,8 à 1,5 mm pour les céramiques vitreuses enrichies par la leucite ou le disilicate de lithium, elle est de 0,5 mm pour les céramiques alumineuses et les zircones. [8]

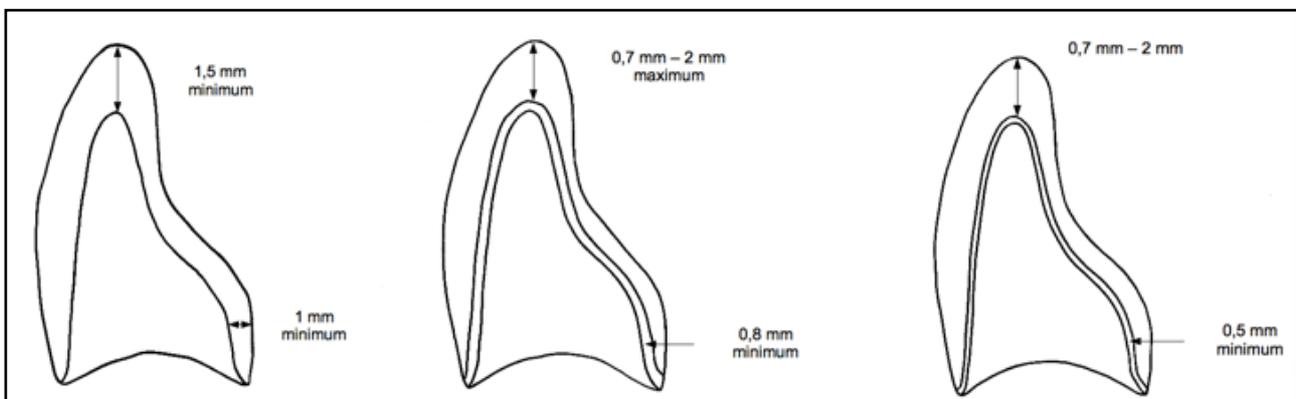


Figure 14 : Epaisseurs de réduction pour les couronnes en céramique vitreuse sans infrastructure, pour les chapes en céramique renforcée au disilicate de lithium, et pour les chapes en céramique alumineuse ou en zircone.

D'après [8].

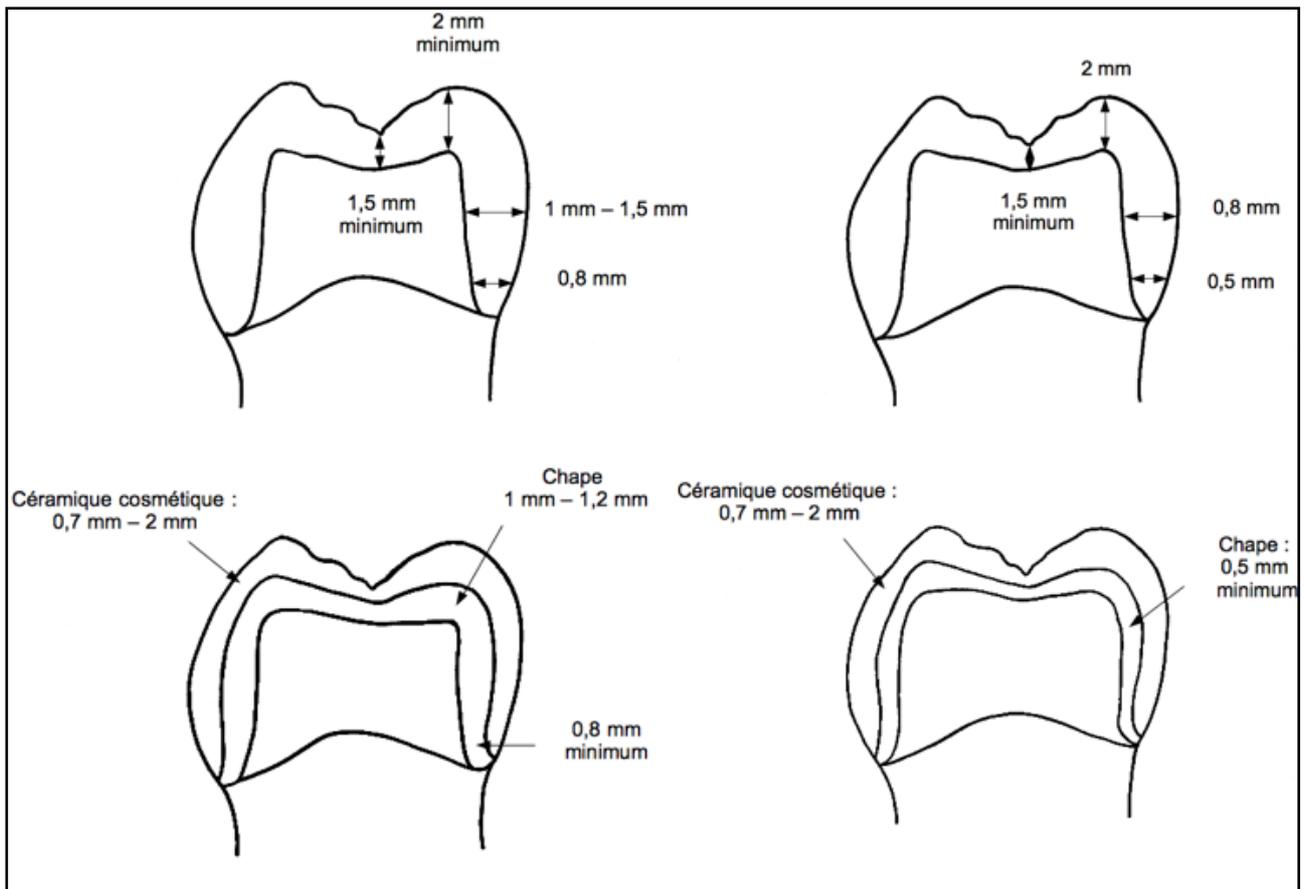


Figure 15 : Epaisseurs de réduction pour les couronnes en céramique vitreuse sans infrastructure, pour les couronnes en céramique alumineuse ou en zircone sans infrastructure, pour les chapes en céramique renforcée au disilicate de lithium, et pour les chapes en zircone.

D'après [8].

Une préparation minimale de la face palatine des dents antérieures peut s'avérer nécessaire pour aménager un espace suffisant en vestibulaire capable d'accueillir le matériau d'armature et son cosmétique, sans créer de sur-contour inesthétique ou d'hyper-fonction du guide incisif. La face palatine de la couronne sera alors presque totalement occupée par le matériau d'armature.

Enfin, lorsque la situation clinique le permet, il est parfois intéressant de ne pas standardiser les épaisseurs d'armature afin de rechercher un effet plus ou moins masquant sur les dents à restaurer. [66]

2.1.2. Résistance/Rétention de la préparation

La résistance prévient la rotation de la couronne et le descellement de celle-ci dans un axe autre que celui d'insertion. Elle dépend de la géométrie du pilier et de la précision d'adaptation de la couronne. La rétention prévient le descellement dans un axe vertical. Elle dépend de la résistance du matériau d'assemblage qui subit une dégradation dans le temps. [68]

Une mise de dépouille plus marquée (de 10 à 14°) que pour les CCM est essentielle, elle facilite la mise en forme au laboratoire. Néanmoins, cela diminue la rétention de la préparation. [97]

Si la forme du pilier manque de résistance ou de rétention, la restauration devra être collée. Dans le cas contraire, la décision du mode d'assemblage se fera entre autres suivant le niveau de la limite cervicale. [68]

Lorsque la forme du pilier dentaire manque de résistance ou de rétention et que le collage ne peut améliorer suffisamment la situation :

- si l'espace inter-occlusal n'est pas restreint, il est impératif de modifier le pilier par une Reconstitution par Matériau Inséré en Phase Plastique (RMIPP) ou un inlay-core
- si l'espace inter-occlusal est restreint, le choix d'une CCM avec des «bite-stop» en occluso-lingual doit être considéré. [82]

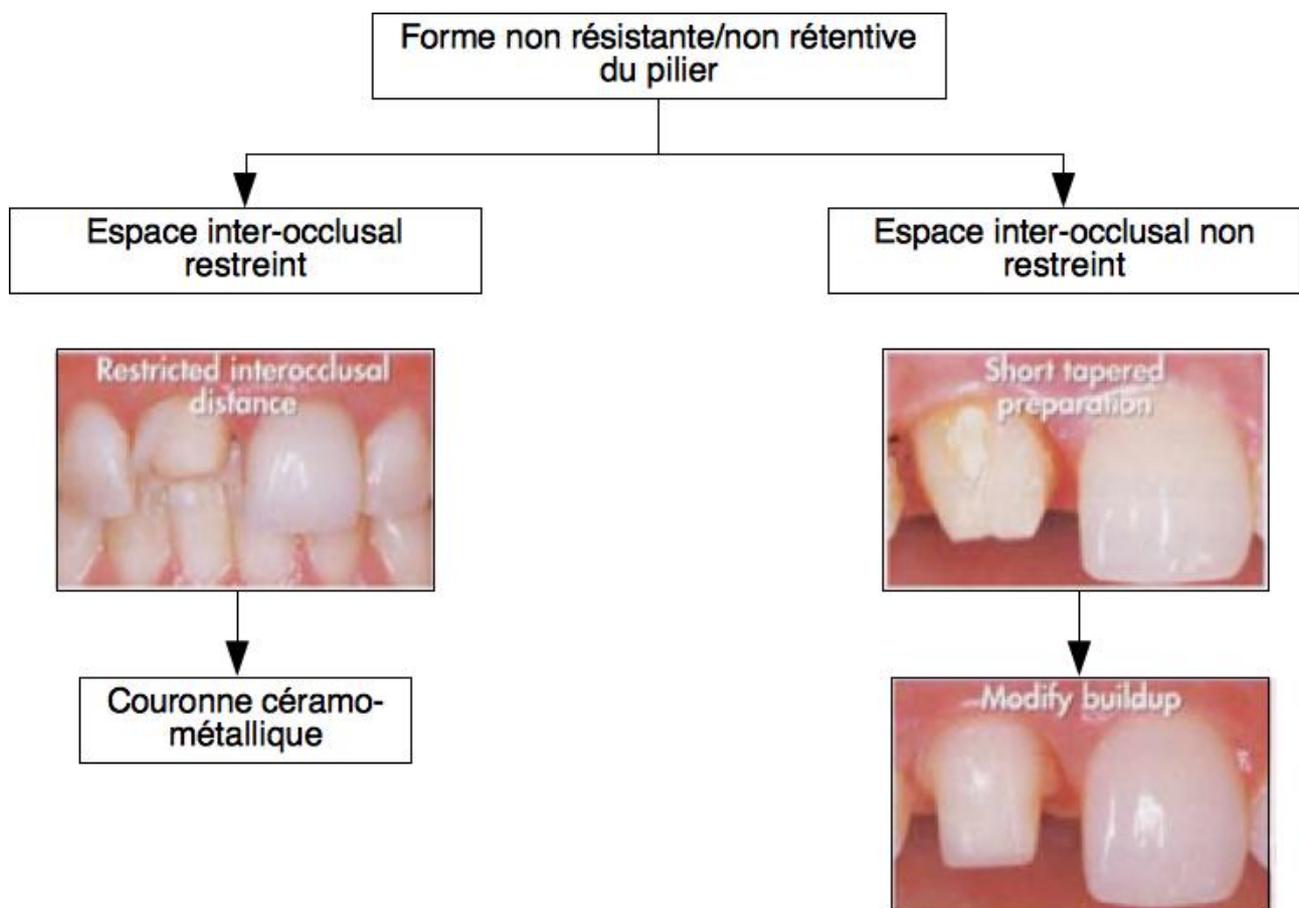


Figure 16 : Procédé de décision en fonction de la résistance ou de la rétention du pilier dentaire. D'après [82].

2.1.3. Limites de la préparation

L'étude de Clausen et coll. étudie l'influence de la forme de la limite de la préparation et du type de substrat dentaire sur la résistance à la fracture de couronnes molaires en IPS Empress® et en IPS Empress 2®, après l'application de charges cycliques et thermiques dans un simulateur de mastication. Les préparations étant non rétentives, toutes les couronnes sont collées au Variolink 2®.

Les limites de la préparation sont soit en biseau soit en chanfrein, les préparations sont soit dans l'email soit dans la dentine avec la limite dans l'email.

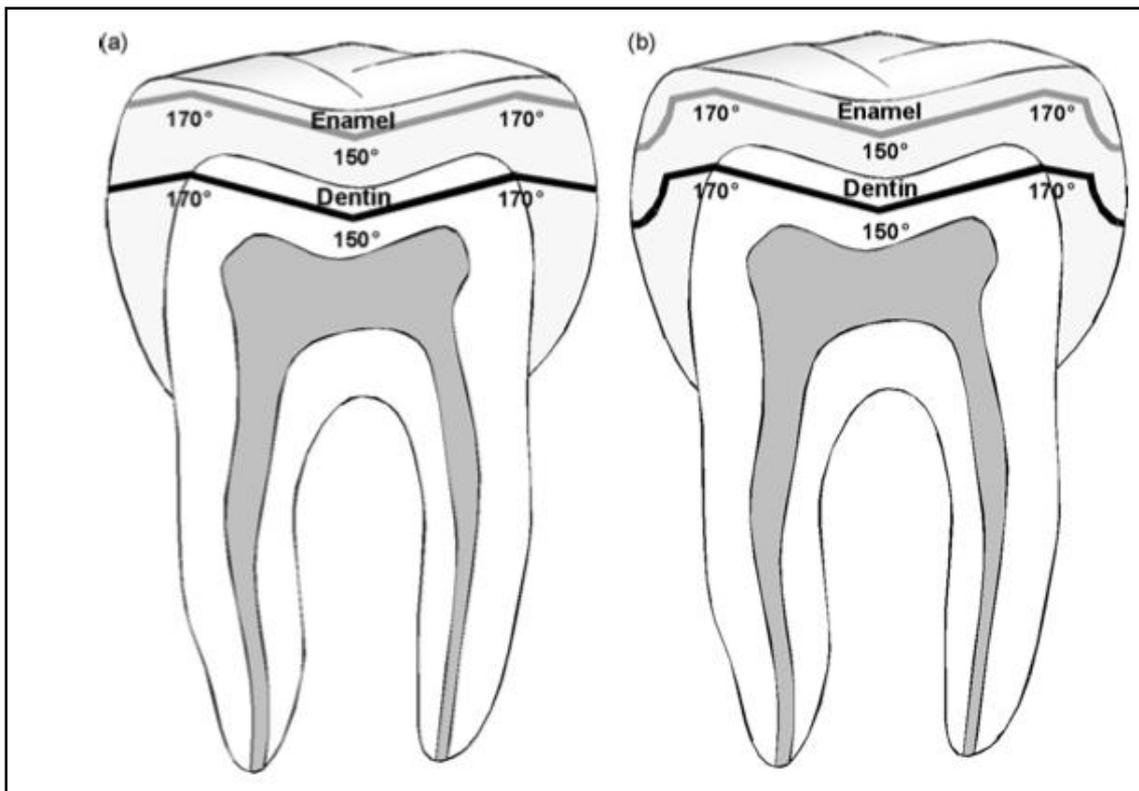


Figure 17 : Limite de la préparation (a) en biseau, (b) en chanfrein. [30]

D'après cette étude, le type de substrat a une influence sur la résistance à la fracture, le collage à l'email présentant une résistance supérieure. La forme de la limite de la préparation n'a quant à elle aucune influence sur la résistance à la fracture, mais ceci peut être expliqué par le fait que le point de charge durant le test de fracture n'était pas à proximité de cette limite. [30]

D'autres auteurs ont également conclu que lorsque la limite de la préparation n'était pas dans l'email, le clinicien devait considérer la restauration non dépendante d'une quelconque adhésion. [31]

D'autre part, Archien et coll. recommandent une préparation avec un congé large pour les céramiques enrichies au disilicate de lithium, les céramiques alumineuses et les zircons ; et un épaulement à angle interne arrondi pour les autres céramiques. En effet, le congé large permet une moins grande résistance à la fracture du matériau que l'épaulement, mais il permet une économie de substance dentaire au niveau cervical.

Les congés plats, les préparations en biseau et les chanfreins sont contre-indiqués. [8, 11]



Figure 18 : Congé large et épaulement à angle interne arrondi.

D'après [8].

Enfin, la situation de la limite cervicale est supra ou juxta-gingivale toutes les fois où cela est possible, et ce pour plusieurs raisons (respect de l'intégrité parodontale, contrôle visuel de la précision de la limite, facilité d'empreinte et de réalisation de la provisoire, nettoyage facile du joint dento-prothétique). Ceci ne sera toutefois possible qu'à condition d'utiliser un matériau d'assemblage translucide, que ce soit un ciment, un matériau hybride ou une colle.

Quand cela est nécessaire (ancienne prothèse fixée, présence d'obturation, nécessité de masquer une dyschromie, manque de rétention), la limite sera enfouie en intra-sulculaire, en ménageant une marge de sécurité par rapport à l'espace biologique. Dans ce cas-là, un CVI-MAR ou un ciment de scellement conventionnel devra être utilisé. [97]

Par ailleurs, certains auteurs ne préconisent plus la limite juxta-gingivale car elle entretiendrait l'inflammation gingivale. [11]

2.2. Localisation de la dent

Pour les dents antérieures, le facteur esthétique est dominant et le recours à une infrastructure en céramique renforcée au disilicate de lithium (IPS Empress 2®) ou en céramique infiltrée (In-Ceram Spinnelle®) s'avère suffisant sur le plan mécanique tout en conférant à la restauration une translucidité proche de la dent naturelle.

Les systèmes mono-céramiques en céramique feldspathique (VITABLOCS Mark II®), en céramique renforcée par la leucite (IPS ProCAD®) et en céramique renforcée par le disilicate de lithium (IPS e.Max CAD®, IPS e.Max Press®) peuvent pareillement être utilisés, mais ils

nécessiteront de petits apports de céramique cosmétique pour répondre favorablement aux critères esthétiques du secteur antérieur.

Aussi, les propriétés esthétiques des céramiques infiltrées (In-Ceram Alumina®) et polycristallines (Procera AllCeram®, zircone Y-TZP) sont suffisantes pour les indiquer dans ce secteur. [15, 31]



Figure 19 : CCC avec chape en Lava Frame® et cosmétique stratifié sur toutes les dents maxillaires. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

Pour les dents postérieures, une haute résistance mécanique est indispensable. La translucidité et une adhérence élevée constituent des critères secondaires.

Le choix se portera sur une infrastructure en céramique infiltrée (In-Ceram Alumina® ou Zirconia®) ou polycristalline (Procera AllCeram® ou zircone Y-TZP). [75]

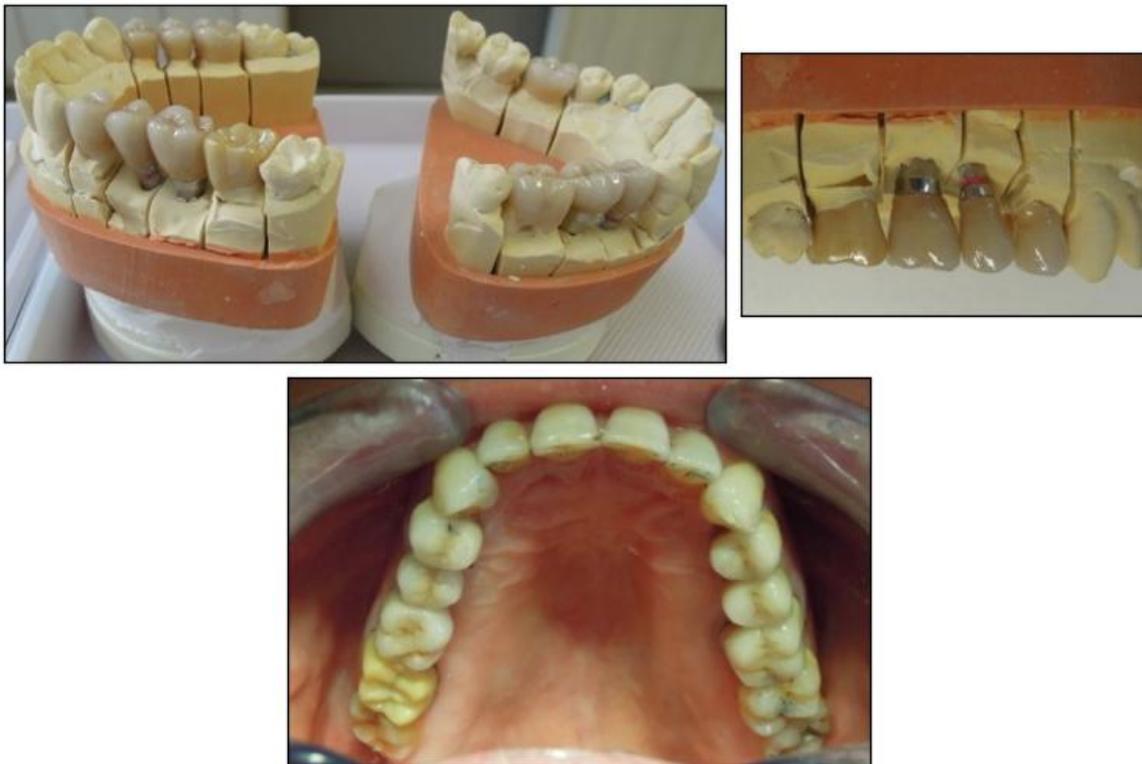


Figure 20 : CCC avec chape en Lava Frame® et cosmétique stratifié sur 14, 15, 16, 24, 25, 26, 36, 45, 46, 47 (pilier dentaire ou implantaire) ; CCC monobloc en Lava Frame® sur 17. (cas du Dr Bertrand Bouetel)

Cependant, lorsque le pilier possède une faible rétention, le premier choix se portera sur une céramique renforcée au disilicate de lithium qui sera collée. [31]

En effet, dans l'étude de Etman et coll., les CCC postérieures en IPS e.Max Press® ont montré des performances cliniques comparables à celles en Procera AllCeram® et aux CCM, sur une période de 3 ans. [34]

De plus, bien que l'In-Ceram Zirconia® possède une résistance mécanique deux fois moindre que le Cercon Zirconia®, les CCC postérieures fabriquées dans ces deux types de matériaux ont montré des résultats prothétiques et parodontaux similaires sur une période de un an, dans l'essai clinique randomisé, contrôlé et en simple aveugle de Cehreli et coll.. Ces derniers ont donc conclu que ces matériaux constituaient des modalités de traitement acceptables dans le secteur postérieur. [21]

Comme pour les procédés céramo-métalliques, il est recommandé de concevoir des dessins d'armature permettant le soutien de la céramique cosmétique afin d'éviter tout «porte-à-faux». [65]

De plus, une majoration de l'épaisseur de la chape dans les zones de fortes contraintes occlusales (cuspides d'appui, fosses centrales, crêtes marginales, cuspides guides le long des trajets de diduction) peut améliorer la résistance mécanique de la CCC. [11]

2.3. Nature du pilier

La translucidité ou l'opacité de l'armature peut être utilisée comme un atout face à la situation clinique.

2.3.1. Dent naturelle dyschromiée ou non

DENT NON DYSCHROMIÉE ou faux-moignon esthétique

Pour les dents antérieures, il est difficile de décider de l'utilisation d'un matériau plutôt opaque ou plutôt translucide. En général, cette décision est basée sur plusieurs critères :

- le besoin de résistance dû au manque de guidage antérieur ou à la présence d'habitudes para-fonctionnelles
- la quantité de réduction dentaire nécessaire
- la préférence du laboratoire de prothèse
- le choix d'assemblage du clinicien.

Les systèmes translucides (céramiques vitreuses et In-Ceram Spinelle®) autorisent une réduction moindre du pilier dentaire, créent des limites esthétiques quand elles sont supra ou juxta-gingivales, et permettent une liaison fiable au pilier puisqu'elles sont collées. Leur grande capacité à conduire la lumière donnera à la restauration un aspect naturel inégalable. [92]

Il est toutefois essentiel de noter l'importance de l'épaisseur recommandée de l'armature de certaines céramiques vitreuses, qui est à mettre en rapport avec celle de l'armature de certaines céramiques alumineuses ou des zircons. Certes, le niveau de translucidité de celles-ci est légèrement inférieur (d'environ 15%), mais leurs propriétés mécaniques sont, elles, nettement supérieures. Ce gain de place peut permettre, soit d'être moins délabrant, soit de donner au céramiste un peu plus de liberté sur la stratification.

Dans la philosophie actuelle d'une dentisterie minimalement invasive, il est parfois difficile d'obtenir des épaisseurs de réduction suffisantes pour mettre en place un matériau d'armature et un matériau cosmétique et ce, sans prendre le risque de créer un sur-contour incisif ou de rendre

monochromatique les restaurations par une présence trop marquée du matériau d'infrastructure. [65, 66]

Dans le cas des dents antérieures fracturées, les systèmes translucides ont leur avantage, puisque les piliers dentaires ont en général une forme peu résistante ou rétentive, et nécessitent donc un collage. Grâce à celui-ci, une hauteur du pilier dentaire de 2 mm est suffisante sans avoir recours à une modification de celui-ci. La dent préserve alors sa vitalité, conservant une luminosité élevée et une faible saturation des tissus dentaires. [92]



Figure 21 : A . 11 fracturée, lors d'un accident de voiture, sans implication pulpaire.

B . Pilier dentaire après préparation.

C . Restauration finale collée en IPS e.Max Press®. [92]

DENT DYSCHROMIEE ou faux moignon métallique

Avec un pilier dentaire présentant une dyschromie en secteur antérieur, et encore plus dans les situations de sourire gingival, le zone cervicale de la dent représente un challenge esthétique, car à ce niveau, l'épaisseur de matériau est minimale, rendant difficile le masquage des dyschromies.

Les piliers dentaires présentant une RCR métallique non déposable ou les piliers implantaires en titane constituent de la même façon un défi. [65, 66]

L'utilisation des systèmes translucides conduira à un échec esthétique, de par la présence d'un halo grisâtre visible au travers de la restauration. Cependant, une approche consiste à utiliser ces systèmes combinés à un matériau d'assemblage opaque. Cette technique présente des résultats acceptables, mais a été abandonnée en raison de son manque de prévisibilité. [92]

Pour Fabbri et coll., Procera AllCeram® est le matériau idéal, présentant une bonne opacité pour masquer les dyschromies, et une bonne translucidité pour garantir une apparence naturelle et vivante de la restauration. [35]

L'armature en Procera AllCeram® (0,6 mm) donne d'excellents résultats en antérieur sur des dents dyschromiées en utilisant simplement un ciment adhésif.

Les armatures en zircone Y-TZP sont plus translucides que celles en In-Ceram Zirconia®, tout en gardant la possibilité de masquer les piliers présentant des dyschromies. Aujourd'hui, quasiment toutes les céramiques de haute résistance sont disponibles avec différents choix de couleur pour les armatures, ce qui facilite leur stratification. Pour tous les systèmes, outre le choix du type d'armature, la maîtrise artisanale de la stratification de la céramique cosmétique conditionne l'aspect naturel de la restauration.

L'In-Ceram Zirconia® représente un cas particulier au comportement optique proche de celui du métal. Son armature est très difficile à masquer par la stratification du cosmétique sur les dents antérieures peu épaisses.

Pour une CCC sur une dent antérieure dyschromiée, le choix se portera donc sur une armature opaque (In-Ceram Alumina®) ou semi-opaque (IPS e.Max Press HO®, Procera AllCeram® ou zircone Y-TZP). [65, 66]

La limite cervicale devra être intra-sulculaire, et le praticien devra s'assurer de la possibilité d'une réduction suffisante en vestibulaire pour masquer la dyschromie. [92]



Figure 22 : A . Patient désirant remplacer ses CCM sur 11 et 21 pour des raisons esthétiques.

B . Préparation de 11 et 21, la portion cervicale de 21 très dyschromiée a fait l'objet d'une préparation additionnelle de 0,3 mm afin de placer un composite opaque.

C . Même si une chape semi-opaque va être utilisée, le composite cervical permet de prévenir la présence d'un halo grisâtre visible au travers de la restauration.

D . CCC finales avec chape en zircone Y-TZP. [92]

Cependant, en première intention, si la dent dyschromiée n'a pas d'indication mécanique de reconstitution prothétique, un blanchiment sur dent nécrosée constitue le traitement idéal. Aussi, lorsque la dent a une indication de reconstitution prothétique, si la dyschromie est importante et la gencive fine, un blanchiment préalable pourra être réalisé. [35]

Pour les restaurations multiples de couronnes antérieures, le recours à des céramiques pressées est le plus indiqué et semble plus facile du point de vue de l'utilisation en laboratoire. Cela permet de rester dans le même matériau s'il y a à la fois des facettes et des couronnes à reconstruire dans le sourire. [65, 66]

2.3.2. Reconstitution Corono-Radiculaire

Tout en respectant leurs indications cliniques respectives, un inlay-core métallique céramisé, un inlay-core esthétique et une RCR directe en composite amélioreront l'intégration esthétique d'une CCC. En effet, les RCR métalliques entraînent une zone d'ombre au niveau de la racine et de la zone cervicale, particulièrement lorsque les tissus parodontaux sont fins.

Les inlay-cores métalliques nécessitent une limite intra-sulculaire ainsi qu'une céramisation au niveau coronaire, pour atténuer l'assombrissement de la zone cervicale qui reste malgré tout présent.

Il faut donc les éviter dans les situations à haut risque esthétique (parodonte fin, tissus dentaires résiduels colorés, perte de substance dentaire importante : logement de tenon large). De plus, le haut module d'élasticité du métal fragilise fortement la racine.

Les inlay-cores esthétiques se présentent sous plusieurs formes :

- une partie coronaire en céramique transfixée par un tenon fibré et assemblée avec de la résine 4 Meta. La partie coronaire peut être, soit en In-Ceram Alumina® pour les dents postérieures uniquement sollicitées en compression, soit en In-Ceram Zirconia® pour les dents antérieures sollicitées en flexion.
- un tenon préfabriqué en zircone (CosmoPost®) sur lequel est pressée une partie coronaire en céramique (IPS Empress Cosmo Ingot®).
- une partie coronaire en vitro-céramique (CeraCap®) collée à un tenon préfabriqué en zircone (CeraPost®).
- une partie coronaire en zircone usinée collée à un tenon préfabriqué en zircone.

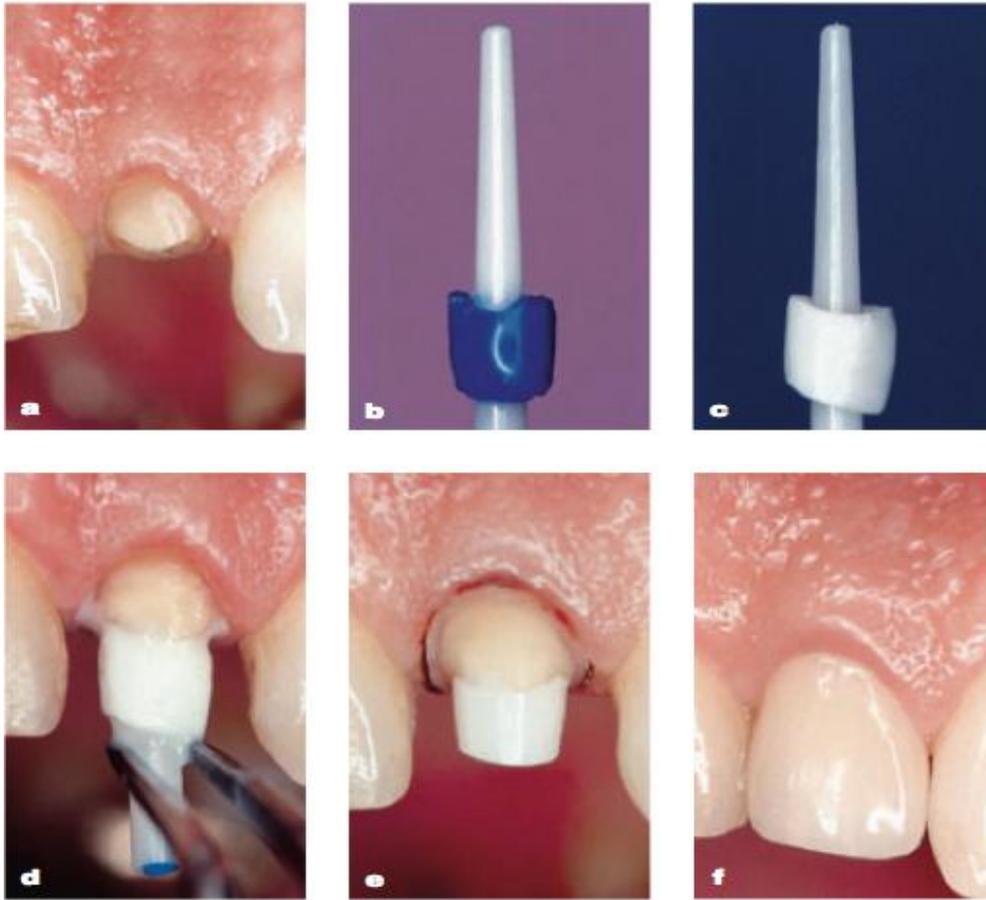


Figure 23 : Fabrication d'un inlay-core avec tenon en zircone CeraPost® collé à une partie coronaire en zircone usinée par le procédé Celay. [59]

La céramique est un matériau de reconstitution à la fluorescence proche de celle de la dentine naturelle, elle favorise le biomimétisme. Cependant, les inlay-cores présentant un tenon en zircone semblent dangereux au niveau des contraintes transmises à la racine (module d'élasticité élevé de la zircone) et sont réservés la plupart du temps aux dents antérieures maxillaires qui présentent une destruction coronaire sévère. De plus, ils ne permettent pas une éventuelle ré-intervention endodontique contrairement à ceux présentant un tenon fibré où il est possible de passer au travers.

Les RCR directes se composent d'un tenon en fibres collé dans son logement et d'une partie coronaire en composite. Dans les situations à haut risque esthétique, il conviendra d'utiliser des tenons clairs, en fibres de quartz ou de verre. Les tenons peuvent également être en zircone.

Les indications des RCR directes restent limitées aux pertes de substances moyennes. Elles nécessitent des parois résiduelles de 2 mm de hauteur ainsi que des contraintes occlusales à composante axiale plutôt que transversale. Ceci limite leur utilisation dans le secteur antérieur.

Le cahier des charges de ce type de reconstitution plaide en faveur des résines composites renforcées par des fibres de quartz en technique directe ou indirecte, car les tenons en fibres présentent un comportement en flexion proche de celui de la dentine. [40, 59, 65, 66, 74]

2.3.3. Pilier implantaire et implant

Les premiers piliers introduits dans les années 90 étaient en oxyde d'alumine. Cependant, les fabricants se sont rapidement tournés vers les piliers en zircone, qui présentent une meilleure biocompatibilité, une plus grande résistance et une radio-opacité similaire à celle du métal permettant un contrôle radiographique.

La lumière peut ainsi être diffusée dans le matériau et dans les tissus mous péri-implantaires environnants, ce qui améliore très considérablement l'effet naturel recherché.

Les piliers en zircone se présentent sous deux formes : préfabriqués ou personnalisés. [59, 66]



Figure 24 : Pilier en zircone préfabriqué usiné par le procédé Cercon avec vis en titane. [59]

Des études in vitro concernant des implants supportant des CCC assemblées à des piliers en zircone usinés ou personnalisés montrent qu'ils peuvent résister à des forces incisives physiologiques. Cependant, le nombre d'études cliniques est trop faible et leur période d'observation trop courte, pour tirer des conclusions solides. [59]

Les futures études devront développer deux points : la couleur et la stabilité à long terme de la zircone. En effet, la zircone est trop blanche, ce qui peut poser un problème dans la zone esthétique cervicale, aussi, elle présente un vieillissement par une transformation progressive $t \rightarrow m$ qui diminue ses propriétés mécaniques. [69]

Les implants tout zircone ont permis, eux, de contrer l'apparence grise des implants en titane à travers les muqueuses fines. Ils peuvent être d'un ou deux tenants. Cinq systèmes d'implants en zircone sont commercialisés, quatre d'entre eux ne concernent que les implants d'un tenant car ce design permet une résistance à la fracture supérieure, même si la préparation de la partie coronaire a un effet négatif.

Bien que les résultats cliniques préliminaires sont prometteurs, aucune donnée clinique à long terme n'est valable concernant les implants en zircone pour le moment. [59]



Figure 25 : Implant en zircone d'un tenant CeraRoot® placé le jour de l'extraction, une couronne avec chape en zircone est réalisée. [59]

Le principe de précaution recommande, pour le moment, d'être particulièrement prudent dans l'indication des CCC sur implants, particulièrement dans les secteurs cuspidés, en raison de la rigidité de la racine artificielle dans l'os à laquelle se sur-ajoute celle du système tout céramique. Des études cliniques à long terme sont indispensables. [75]

2.4. Exigence de résistance

Chez les patients présentant une para-fonction, il est plus judicieux de réaliser des couronnes métalliques ou céramo-métalliques. Cependant, certains patients insistent pour avoir une restauration sans métal.

Dans ces cas là, le contrôle de la para-fonction diurne (conseils comportementaux) et nocturne (gouttière occlusale de protection) est primordial. De même, il est nécessaire de concevoir un dessin

d'armature capable de soutenir la céramique cosmétique. Le matériau d'infrastructure doit aussi avoir une forte résistance mécanique : le choix se porte donc sur les céramiques alumineuses (In-Ceram Alumina®, Procera AllCeram®) ou les zircons Y-TZP. Le mode d'assemblage sera alors assuré par un ciment adhésif. [65]



Figure 26 : Contrôle de la para-fonction nocturne par le port d'une gouttière thermoformée rigide de protection. [65]

2.5. Santé gingivale

La santé gingivale est importante car elle conditionne le contrôle de l'humidité et de la contamination lors de la procédure de collage. Lorsque ce contrôle est impossible, il est préférable de choisir une chape en zircone Y-TZP ou en céramique alumineuse.

Lorsque, en secteur antérieur, le biotype gingival est fin et festonné, et que le pilier est coloré, il est nécessaire d'avoir une approche prothétique peu invasive, ceci est permis avec les CCM qui vont, de plus, bien masquer le substrat sous-jacent.

Enfin, un épaissement des tissus parodontaux peut avoir son indication, car un parodonte fin ne pourra masquer ni une limite intra-sulculaire, ni une racine dyschromiée ou métallique (implant). [82]

3. Evolution vers une nouvelle céramique

Lava Ultimate® est un nouveau matériau sous forme de blocs usinables de résine nano-céramique : il se compose de 80% de nanoparticules de zircone et de silice imbriquées dans une matrice en résine polymère.

Ce n'est ni un composite, ni une céramique. Comme un composite, il n'est pas fragile et est résistant à la fracture. Comme une vitro-céramique, il est brillant et a une bonne pérennité du poli de surface engendrant une esthétique durable.

Il est facilement et rapidement :

- usinable au cabinet (CEREC, E4D) ou au laboratoire de prothèse
- poli mécaniquement sans cuisson supplémentaire après usinage
- adapté (si nécessaire) dans un second temps grâce à un composite photopolymérisable (possibilité d'ajout ou de retrait de matière).

Lava Ultimate® est disponible en huit teintes et deux translucidité (HT, LT).

C'est un matériau de reconstitution monobloc, il n'y a pas de couche de cosmétique mais il est compatible avec des maquillants pour matériaux composites de restauration.

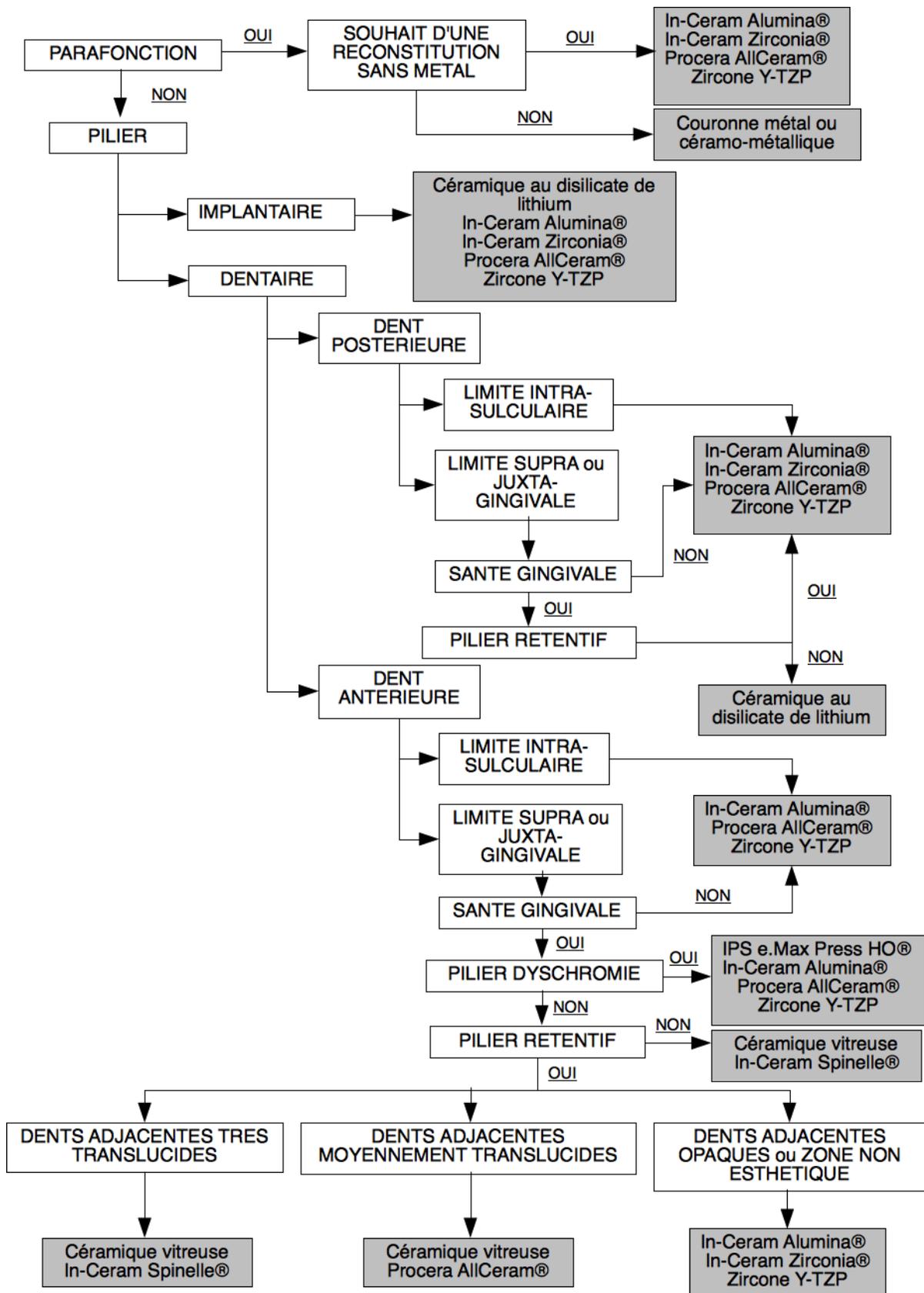
Sa résistance en flexion de 200 MPa est combinée à un faible module d'élasticité, ce qui en fait un matériau résilient. Il est donc particulièrement bien indiqué pour la fabrication de couronnes unitaires antérieures et postérieures, sur pilier dentaire ou implantaire.

Des études à long terme sont impératives pour confirmer les propriétés de ce nouveau matériau. [1, 36]

Figure 27 : Blocs de Lava Ultimate®. [29]



Figure 28 : Schéma récapitulatif des indications des matériaux en fonction des situations cliniques.



(Zircone Y-TZP : Cercon®, Lava®, Procera AllZirkon®, Zirconia Everest®...)

Céramique vitreuse : IPS Empress®, IPS Empress 2®, IPS e.Max Press®, VITABLOCS Mark II®,
IPS e.Max CAD®...)

CONCLUSION

Les CCC représentent de nos jours un moyen fiable et sûr de restaurer prothétiquement les dents, elles doivent s'incorporer à l'arsenal thérapeutique de notre pratique quotidienne et ne plus être assimilées à de la dentisterie élitiste.

Les matériaux utilisés se résument en trois catégories : les céramiques vitreuses, les céramiques alumineuses infiltrées et les céramiques polycristallines. Ils sont mis en oeuvre spécifiquement par pressage à chaud, infiltration puis frittage et CFAO. Ce dernier procédé autorise cependant la fabrication d'éléments prothétiques à partir de tous les types de céramiques, il permet de plus un gain de temps considérable et une amélioration des propriétés mécaniques de la prothèse.

Une très bonne connaissance des propriétés optiques et mécaniques des différents systèmes céramo-céramiques est fondamentale pour indiquer leur bonne utilisation en fonction de la situation clinique. En effet, les céramiques en alumine de haute densité et les zircons sont caractérisées par une résistance élevée aux charges masticatoires mais ne permettent pas l'obtention de pièces hautement esthétiques. Elles sont donc plutôt indiquées pour la fabrication de couronnes postérieures. A l'inverse, la translucidité et les faibles propriétés mécaniques des céramiques feldspathiques les indiquent pour le secteur antérieur.

Toutefois, il serait réducteur d'assimiler la qualité d'une restauration prothétique aux seules propriétés des matériaux utilisés, d'autres paramètres doivent être pris en compte telles que l'adéquation du comportement thermique entre le matériau d'infrastructure et le cosmétique, l'épaisseur des couches de céramique, la conception et les techniques de fabrication de la couronne.

L'analyse précise de la situation clinique par le praticien aboutit à un choix raisonné de la céramique et de son mode d'assemblage adéquat. Néanmoins, le facteur clé de la réussite esthétique de toute restauration en céramique reste le talent du céramiste dans la maîtrise de la technique de stratification et du rendu des états de surface.

Le tout céramique suscite encore certaines interrogations. Un plus grand recul clinique, notamment vis-à-vis de la zircone, est nécessaire afin de mieux appréhender son vieillissement en bouche et donc sa fiabilité à long terme.

Il est à penser cependant qu'un jour, l'ensemble des traitements prothétiques s'opérera sans recours aux métaux en bouche, préservant ainsi le patient des inconvénients propres à leur utilisation.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1 - 3M ESPE (laboratoires)

Lava™ Ultimate. CAD/CAM Restorative. Technical Product Profile.

St. Paul (USA): 3M ESPE, 2011.

2 - ABOUSHELIB MN et WANG H.

Effect of surface treatment on flexural strength of zirconia bars.

J Prosthet Dent 2010;104(2):98-104.

3 - AL-AMLEH B, LYONS K et SWAIN M.

Clinical trials in zirconia : a systematic review.

J Oral Rehabil 2010;37(8):641-652.

4 - AL-QURAN FA et HAJ-ALI R.

Fracture strength of three all-ceramic systems : Top-Ceram compared with IPS-Empress and In-Ceram.

J Contemp Dent Pract 2012;13(2):210-215.

5 - AL-WAHADNI AM, HUSSEY DL, GREY N et HATAMLEH MM.

Fracture resistance of aluminium oxide and lithium disilicate-based crowns using different luting cements : an in vitro study.

J Contemp Dent Pract 2009;10(2):51-58.

6 - ALBAKRY M, GUAZZATO M et SWAIN MV.

Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials.

J Dent 2003a;31(3):181-188.

7 - ALBAKRY M, GUAZZATO M et SWAIN MV.

Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials.

J Prosthet Dent 2003b;89(4):374-380.

8 - ARCHIEN C, KUNZELMANN H, KERN M et coll.

Tout sur le "tout céramique" : guide sur les indications, le choix des matériaux, les préparations et la pose des restaurations "céramo-céramiques".

Ettlingen: Association pour la Céramique Dentaire, 2008.

9 - BALDISSARA P, LLUKACEJ A, CIOCCA L et coll.

Translucency of zirconia copings made with different CAD/CAM systems.

J Prosthet Dent 2010;104(1):6-12.

10 - BARTALA M, BROUSSEAUD J, D'INCAU E et BLANCHARD JP.

Maîtriser les échecs et les complications en prothèse conjointe : réagir puis agir, et aller au-delà des échecs.

Congrès d'ADF - Prothèse dento-portée - Occlusodontie - 2008.

<http://www.adf.asso.fr/en/espace-formation/publications/quintessence/detail/1382?view=quintessence>

11 - BERRADA I, EL MOHTARIM B et EL BERNOUSSI J.

Couronnes tout céramique. Règles de préparation et mode d'assemblage.

Cah Prothèse 2007;139:51-60.

12 - BEUER F, AGGSTALLER H, RICHTER J et coll.

Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings.

Quintessence Int 2009;40(3):243-250.

13 - BEUER F, STIMMELMAYR M, GUETH JF et coll.

In vitro performance of full-contour zirconia single crowns.

Dent Mater 2012;28(4):449-456.

14 - BINDL A, LÜTHY H et MÖRMANN WH.

Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns.

Dent Mater 2006;22(1):29-36.

15 - BINDL A et MÖRMANN WH.

Survival rate of mono-ceramic and ceramic-core CAD/CAM-generated anterior crowns over 2-5 years.

Eur J Oral Sci 2004;112(2):197-204.

16 - BLATZ MB.

Long-term clinical success of all-ceramic posterior restorations.

Quintessence Int 2002;33(6):415-426.

17 - BLATZ MB, OPPE S, CHICHE G et coll.

Influence of cementation technique on fracture strength and leakage of alumina all-ceramic crowns after cyclic loading.

Quintessence Int 2008;39(1):23-32.

18 - BOTTINO MA, SALAZAR-MAROCHO SM, LEITE FP et coll.

Flexural strength of glass-infiltrated zirconia/alumina-based ceramics and feldspathic veneering porcelains.

J Prosthodont 2009;18(5):417-420.

19 - CAMPOS RE, SOARES CJ, QUAGLIATTO PS et coll.

In vitro study of fracture load and fracture pattern of ceramic crowns : a finite element and fractography analysis.

J Prosthodont 2011;20(6):447-455.

20 - CAVALCANTI AN, FOXTON RM, WATSON TF et coll.

Y-TZP ceramics : key concepts for clinical application.

Oper Dent 2009;34(3):344-351.

21 - CEHRELI MC, KÖKAT AM et AKCA K.

CAD/CAM Zirconia vs. slip-cast glass-infiltrated Alumina/Zirconia all-ceramic crowns : 2-year results of a randomized controlled clinical trial.

J Appl Oral Sci 2009;17(1):49-55.

22 - CHAI J, CHU FC, CHOW TW et LIANG BM.

Chemical solubility and flexural strength of zirconia-based ceramics.

Int J Prosthodont 2007;20(6):587-595.

23 - CHARLTON DG, ROBERTS HW et TIBA A.

Measurement of select physical and mechanical properties of 3 machinable ceramic materials.

Quintessence Int 2008;39(7):573-579.

24 - CHEN YM, SMALES RJ, YIP KH et SUNG WJ.

Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials.

Dent Mater 2008;24(11):1506-1511.

25 - CHERON R et DEGRANGE M.

Colles et ciments : s'y retrouver et choisir.

Inf Dent 2007;89(4):127-136.

26 - CHEVALIER J.

What future for zirconia as a biomaterial ?

Biomaterials 2006;27(4):535-543.

27 - CHOI JE, WADDELL JN et SWAIN MV.

Pressed ceramics onto zirconia. Part 2 : Indentation fracture and influence of cooling rate on residual stresses.

Dent Mater 2011;27(11):1111-1118.

28 - CHOI JE, WADDELL JN, TORR B et SWAIN MV.

Pressed ceramics onto zirconia. Part 1 : Comparison of crystalline phases present, adhesion to a zirconia system and flexural strength.

Dent Mater 2011;27(12):1204-1212.

29 - CHOI YS, KIM SH, LEE JB et coll.

In vitro evaluation of fracture strength of zirconia restoration veneered with various ceramic materials.

J Adv Prosthodont 2012;4(3):162-169.

30 - CLAUSEN JO, ABOU TARA M et KERN M.

Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design.

Dent Mater 2010;26(6):533-538.

31 - CONRAD HJ, SEONG W et PESUN IJ.

Current ceramic materials and systems with clinical recommendations : a systematic review.

J Prosthet Dent 2007;98(5):389-404.

32 - DELLA BONA A et KELLY JR.

The clinical success of all-ceramic restorations.

J Am Dent Assoc 2008;139(Suppl):8S-13S.

33 - ERNST CP, COHNEN U, STENDER E et WILLERSHAUSEN B.

In vitro retentive strength of zirconium oxide ceramic crowns using different luting agents.

J Prosthet Dent 2005;93(6):551-558.

34 - ETMAN MK et WOOLFORD MJ.

Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems : a preliminary study.

J Prosthet Dent 2010;103(2):80-90.

35 - FABBRI G, MANCINI R, MARINELLI V et BAN G.

Anterior discolored teeth restored with Procera all-ceramic restorations : a clinical evaluation of the esthetic outcome based on the thickness of the core selected.

Eur J Esthet Dent 2011;6(1):76-86.

36 - FASBINDER DJ.

Nano-Ceramic Restorative Block. A new material is available for chairside CAD/CAM restorations.

Inside Dent 2012;8(2):84-89.

37 - FERRARI JL et SADOUN M.

Classification des céramiques dentaires.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 1995.

38 - FLINN BD, DEGROOT DA, MANCL LA et RAIGRODSKI AJ.

Accelerated aging characteristics of three yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystalline dental materials.

J Prosthet Dent 2012;108(4):223-230.

39 - GIORDANO R et MCLAREN EA.

Ceramics overview : classification by microstructure and processing methods.

Compend Contin Educ Dent 2010;31(9):682-697.

40 - GONTHIER S et DESREUMAUX-GONTHIER M.

Influence esthétique des reconstitutions corono-radicaux.

Réal Clin 2003;4(1):57-67.

41 - GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP et SWAIN MV.

Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I : Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics.

Dent Mater 2004a;20(5):441-448.

42 - GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER SP et SWAIN MV.

Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II : Zirconia-based dental ceramics.

Dent Mater 2004b;20(5):449-456.

43 - GUESS PC, ZAVANELLI RA, SILVA NR et coll.

Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns : comparison of failure modes and reliability after fatigue.

Int J Prosthodont 2010;23(5):434-442.

44 - HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM et coll.

Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I : Core materials.

J Prosthet Dent 2002a;88(1):4-9.

45 - HEFFERNAN MJ, AQUILINO SA, DIAZ-ARNOLD AM et coll.

Relative translucency of six all-ceramic systems. Part II : Core and veneer materials.

J Prosthet Dent 2002b;88(1):10-15.

46 - HEINTZE SD, CAVALLERI A, FORJANIC M et coll.

Wear of ceramic and antagonist : a systematic evaluation of influencing factors in vitro.

Dent Mater 2008;24(4):433-449.

47 - HEINTZE SD, CAVALLERI A, ZELLWEGER G et coll.

Fracture frequency of all-ceramic crowns during dynamic loading in a chewing simulator using different loading and luting protocols.

Dent Mater 2008;24(10):1352-1361.

48 - HEINTZE SD et ROUSSON V.

Fracture rates of IPS Empress all-ceramic crowns : a systematic review.

Int J Prosthodont 2010;23(2):129-133.

49 - ILIE N et HICKEL R.

Correlation between ceramics translucency and polymerization efficiency through ceramics.

Dent Mater 2008;24(7):908-914.

50 - ISHIBE M, RAIGRODSKI AJ, FLINN BD et coll.

Shear bond strengths of pressed and layered veneering ceramics to high-noble alloy and zirconia cores.

J Prosthet Dent 2011;106(1)29-37.

51 - ITINOCHE KM, OZCAN M, BOTTINO MA et OYAFUSO D.

Effect of mechanical cycling on the flexural strength of densely sintered ceramics.

Dent Mater 2006;22(11):1029-1034.

52 - KOHORST P, BORCHERS L, STREMPEL J et coll.

Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications.

Act Biomater 2012;8:1213-1220.

53 - KOKUBO Y, OHKUBO C, TSUMITA M et coll.

Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns.

J Oral Rehabil 2005;32(7):526-530.

54 - KOKUBO Y, SAKURAI S, TSUMITA M et coll.

Clinical evaluation of Procera AllCeram crowns in Japanese patients : results after 5 years.

J Oral Rehabil 2009;36(11):786-791.

55 - KOKUBO Y, TSUMITA M, KANO T et coll.

Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns.

J Prosthodont Res 2011;55(1):40-43.

56 - KOMINE F, BLATZ MB et MATSUMURA H.

Current status of zirconia-based fixed restorations.

J Oral Sci 2010;52(4):531-539.

57 - KOUBI SA, BROUILLET JL, FAUCHER A et coll.

Nouveaux concepts en dentisterie esthétique.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-250-A-12, 2008.

Médecine buccale, 28-745-M-10, 2008.

58 - KOUBI SA, WEISROK G, COUDERC G et coll.

Le collage des céramiques à matrice de verre : quand méthode rime avec reproductibilité.

Réal Clin 2010;21(3):209-218.

59 - KOUTAYAS SO, VAGKOPOULOU T, PELEKANOS S et coll.

Zirconia in dentistry : Part 2. Evidence-based Clinical Breakthrough.

Eur J Esthet Dent 2009;4(4):348-380.

60 - LEBRAS A.

Quelle zircone pour quelle prothèse dentaire ?

Stratégie Prothétique 2003;3(5):351-362.

61 - LUGHI V et SERGO V.

Low temperature degradation -aging- of zirconia : a critical review of the relevant aspects in dentistry.

Dent Mater 2010;26(8):807-820.

62 - MAGNE P et BELSER U.

Restaurations adhésives en céramique sur dents antérieures - Approche biométrique.

Paris: Quintessence International, 2003:294-331.

63 - MAGNE P, PARANHOS MP et BURNETT LH Jr.

New zirconia primer improves bond strength of resin-based cements.

Dent Mater 2010;26(4):345-352.

64 - MAHIAT Y.

La zircone : cette méconnue.

Stratégie Prothétique 2006;6(1):55-65.

65 - MARGOSSIAN P et LABORDE G.

Restaurations céramo-céramiques.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-272-C-15, 2007.

Médecine buccale, 28-740-V-10, 2008.

66 - MARGOSSIAN P, LABORDE G, KOUBI S et coll.

Propriétés optiques des systèmes céramocéramiques : implications cliniques.

Réal Clin 2010;21(3):197-207.

67 - MESSER RL, LOCKWOOD PE, WATAHA JC et coll.

In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics.

J Prosthet Dent 2003;90(5):452-458.

68 - MIZRAHI B.

The anterior all-ceramic crown : a rationale for the choice of ceramic and cement.

Br Dent J 2008;205(5):251-255.

69 - NAKAMURA K, KANNO T, MILLEDING P et ÖRTENGREN U.

Zirconia as a dental implant abutment material : a systematic review.

Int J Prosthodont 2010;23(4):299-309.

70 - OGOLNIK R, PICARD B et DENRY I.

Cahiers de biomatériaux dentaires. Matériaux minéraux.

Paris: Masson, 1992:67-93.

71 - OSORIO E, TOLEDANO M, DA SILVEIRA BL et OSORIO R.

Effect of different surface treatments on In-Ceram Alumina roughness. An AFM study.

J Dent 2010;38(2):118-122.

72 - OYAGÜE RC, MONTICELLI F, TOLEDANO M et coll.

Effect of water aging on microtensile bond strength of dual-cured resin cements to pre-treated sintered zirconium-oxide ceramics.

Dent Mater 2009;25(3):392-399.

73 - ÖZCAN M et VALLITTU PK.

Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics.

Dent Mater 2003;19(8):725-731.

74 - ÖZKURT Z, ISERI U et KAZAZOGLU E.

Zirconia ceramic post systems : a literature review and a case report.

Dent Mater J 2010;29(3):233-245.

75 - PERELMUTER S, DE COOMAN J, DEGRANGE M et coll.

Les céramo-céramiques.

Paris: Dossiers de l'ADF, 2011.

76 - PIWOWARCZYK A, LAUER HC et SORENSEN JA.

In vitro shear bond strength of cementing agents to fixed prosthodontic restorative materials.

J Prosthet Dent 2004;92(3):265-273.

77 - PJETURSSON BE, SAILER I, ZWAHLEN M et HÄMMERLE CH.

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):73S-85S.

78 - POTIKET N, CHICHE G et FINGER IM.

In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 2004;92(5):491-495.

79 - POUJADE JM, ZERBIB C et SERRE D.

Céramiques dentaires.

Encycl Med Chir (Paris), Odontologie, 23-065-G-10, 2004.

Médecine buccale, 28-215-M-10, 2008.

80 - PREIS V, BEHR M, KOLBECK C et coll.

Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains.

Dent Mater 2011;27(8):796-804.

81 - QUINTAS AF, OLIVEIRA F et BOTTINO MA.

Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents : an in vitro evaluation.

J Prosthet Dent 2004;92(3):250-257.

82 - RAIGRODSKI AJ.

All-ceramic full-coverage restorations : concepts and guidelines for material selection.

Pract Proced Aesthet Dent 2005;17(4):249-256.

83 - RAIGRODSKI AJ, HILLSTEAD MB, MENG GK et CHUNG KH.

Survival and complications of zirconia-based fixed dental prostheses : a systematic review.

J Prosthet Dent 2012;107(3):170-177.

84 - REICH S et HORNBERGER H.

The effect of multicolored machinable ceramics on the esthetics of all-ceramic crowns.

J Prosthet Dent 2002;88(1):44-49.

85 - RINKE S, TSIGARAS A, HUELS A et ROEDIGER M.

An 18-year retrospective evaluation of glass-infiltrated alumina crowns.

Quintessence Int 2011;42(8):625-633.

86 - ROSENTRITT M, PREIS V, BEHR M et coll.

Two-body wear of dental porcelain and substructure oxide ceramics.

Clin Oral Investig 2012;16(3):935-943.

87 - SATO H, YAMADA K, PEZZOTTI G et coll.

Mechanical properties of dental zirconia ceramics changed with sandblasting and heat treatment.

Dent Mater J 2008;27(3):408-414.

88 - SEGAL BS.

Retrospective assessment of 546 all-ceramic anterior and posterior crowns in a general practice.
J Prosthet Dent 2001;85(6):544-550.

89 - SENYILMAZ DP, CANAY S, HEYDECKE G et STRUB JR.

Influence of thermomechanical fatigue loading on the fracture resistance of all-ceramic posterior crowns.
Eur J Prosthodont Rest Dent 2010;18(2):50-54.

90 - SHAHIN R et KERN M.

Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging.
Dent Mater 2010;26(9):922-928.

91 - SHOKRY TE, SHEN C, ELHOSARY MM et ELKHODARY AM.

Effect of core and veneer thicknesses on the color parameters of two all-ceramic systems.
J Prosthet Dent 2006;95(2):124-129.

92 - SPEAR F et HOLLOWAY J.

Which all-ceramic system is optimal for anterior esthetics?
J Am Dent Assoc 2008;139(Suppl):19S-24S.

93 - SWAIN MV.

Unstable cracking (chipping) of veneering porcelain on all-ceramic dental crowns and fixed partial dentures.
Acta Biomater 2009;5(5):1668-1677.

94 - TAN JP, SEDERSTROM D, POLANSKY JR et coll.

The use of slow heating and slow cooling regimens to strengthen porcelain fused to zirconia.
J Prosthet Dent 2012;107(3):163-169.

95 - TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R et ANUSAVICE KJ.

Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics.
J Dent 2000;28(7):529-535.

96 - TOKSAVUL S et TOMAN M.

A short-term clinical evaluation of IPS Empress 2 crowns.

Int J Prosthodont 2007;20(2):168-172.

97 - TOUFIKI L, ZAGHBA A et ELYAMANI A.

All ceramic-crowns.

Web J Dent 2011;6(1):20-26.

98 - TSALOUCHOU E, CATTELL MJ, KNOWLES JC et coll.

Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems.

Dent Mater 2008;24(3):308-318.

99 - UNGER F.

La CFAO dentaire.

Stratégie Prothétique 2003;3(5):327-341.

100 - VAGKOPOULOU T, KOUTAYAS SO, KOIDIS P et STRUB JR.

Zirconia in dentistry : Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic.

Eur J Esthet Dent 2009;4(2):130-151.

101 - VICHI A, LOUCA C, CORCIOLANI G et FERRARI M.

Color related to ceramic and zirconia restorations : a review.

Dent Mater 2011;27(1):97-108.

102 - WALTER A, HELFER M et ARCHIEN C.

Comportement in vitro des céramiques dentaires dans le milieu salivaire.

Stratégie Prothétique 2009;9(2):131-142.

103 - WANG X, FAN D, SWAIN MV et ZHAO K.

A systematic review of all-ceramic crowns : clinical fracture rates in relation to restored tooth type.

Int J Prosthodont 2012;25(5):441-450.

104 - WASSERMANN A, KAISER M et STRUB JR.

Clinical long-term results of VITA In-Ceram Classic crowns and fixed partial dentures : a systematic literature review.

Int J Prosthodont 2006;19(4):355-363.

105 - YANG B, BARLOI A et KERN M.

Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin.

Dent Mater 2010;26(1):44-50.

106 - YEO IS, YANG JH et LEE JB.

In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems.

J Prosthet Dent 2003;90(5):459-464.

107 - ZAHRAN M, EL-MOWAFY O, TAM L et coll.

Fracture strength and fatigue resistance of all-ceramic molar crowns manufactured with CAD/CAM technology.

J Prosthodont 2008;17(5):370-377.

108 - ZARONE F, SORRENTINO R, VACCARO F et coll.

Retrospective clinical evaluation of 86 Procera AllCeram anterior single crowns on natural and implant-supported abutments.

Clin Implant Dent Relat Res 2005;7(Suppl 1):95S-103S.

Thèse n°

COMPIN Lise - Couronne unitaire tout céramique : les indications des différents matériaux en fonction des situations cliniques. - ill. graph. tabl. ; 103 f. ; 108 ref. ; 30 cm. - (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2013).

RESUME :

La demande esthétique croissante et de plus en plus exigeante de nos patients a engendré le développement de la céramique dentaire. Les couronnes céramo-céramiques représentent aujourd'hui un moyen fiable et sûr de restaurer prothétiquement les dents. Les nombreux matériaux utilisés se résument en trois catégories : les céramiques vitreuses, les céramiques alumineuses infiltrées et les céramiques polycristallines. Une très bonne connaissance des propriétés optiques et mécaniques des différents systèmes céramo-céramiques est fondamentale pour indiquer leur bonne utilisation et ainsi limiter les échecs thérapeutiques. L'objectif de ce travail est d'exposer les différents systèmes céramo-céramiques en prothèse fixée unitaire, de les comparer et d'établir leurs indications en fonction des situations cliniques grâce à une analyse récente de la littérature.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : PROTHESE CONJOINTE

MOTS CLES MESH :

Français : couronnes, céramiques, oxyde d'aluminium, zirconium.

English : crowns, ceramics, aluminum oxide, zirconium.

JURY :

Président : Pr. Y. AMOURIQ

Directeur : Dr. F. BODIC

Assesseurs : Dr. L. LE GUEHENNEC

Dr. B. BOUETEL

ADRESSE DE L'AUTEUR :

17 rue Jean-Jacques Rousseau

44000 NANTES