



Étanchéité de l'assemblage d'une céramique usinée avec un système de collage : étude in vitro

Pilar Marti Lira

► To cite this version:

Pilar Marti Lira. Étanchéité de l'assemblage d'une céramique usinée avec un système de collage : étude in vitro. Sciences du Vivant [q-bio]. 2017. dumas-02067953

HAL Id: dumas-02067953

<https://dumas.ccsd.cnrs.fr/dumas-02067953>

Submitted on 14 Mar 2019

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

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



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

UNIVERSITE PARIS DIDEROT - PARIS 7

FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE

5, Rue Garancière 75006 PARIS

Année 2017

Thèse N°:5122

N° attribué par la bibliothèque : 2017PA07G047

THESE pour le DIPLOME D'ETAT DE DOCTEUR

en CHIRURGIE DENTAIRE

présentée et soutenue publiquement le

par MARTI LIRA Pilar

**ETANCHEITE DE L'ASSEMBLAGE
D'UNE CERAMIQUE USINEE AVEC UN SYSTEME
DE COLLAGE : ETUDE IN VITRO**

Directeur de thèse : Docteur Nelly PRADELLE
Co-directeur de thèse : Docteur Catherine MESGOUEZ

JURY

M. le Professeur Pierre COLON

Président

Mme le Docteur Julia BOSCO

Assesseur

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Assesseur

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Assesseur

M. le Docteur Stéphane SIMON

Assesseur

Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ

Membre Invité

UNIVERSITE PARIS DIDEROT PARIS 7

Présidente de l'Université :

Mme la Professeure Christine CLERICI

Doyen de l'U.F.R. d'Odontologie :

Mme la Professeure Ariane BERDAL

Directrice Générale des Services :

Madame Pascale SAINT-CYR

JURY

M. le Professeur Pierre COLON

Président

Mme le Docteur Julia BOSCO

Assesseur

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Assesseur

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Assesseur

M. le Docteur Stéphane SIMON

Assesseur

Mme le Docteur Catherine MESGOUZ

Membre Invité

M. le Professeur Pierre COLON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Professeur des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites en acceptant de présider le jury de cette thèse. En vous remerciant d'avoir permis à cette étude de voir le jour. Veuillez trouver par ce travail mon profond respect et ma sincère gratitude.

Mme le Docteur Julia BOSCO

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de participer au jury de cette thèse. Veuillez recevoir mes sincères remerciements et ma grande reconnaissance.

Mme le Docteur Aline HARTMANN

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites d'être membre du jury de cette thèse, pour la qualité de votre enseignement je vous prie d'accepter ma gratitude et mes sincères remerciements.

Mme le Docteur Nelly PRADELLE

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier

Pour l'honneur que vous m'avez fait en acceptant la direction de cette thèse et de participer en tant que membre du jury. Je vous remercie pour votre confiance, votre gentillesse, vos conseils, votre bonne humeur, votre disponibilité et pour la qualité de votre enseignement au cours de ces six années. Je n'aurais pu rêver meilleur directeur de thèse et espère vous donner entière satisfaction par la réussite de cet ouvrage. Veuillez trouver ici l'expression de mon extrême reconnaissance et de mes remerciements les plus sincères.

M. le Docteur Stéphane SIMON

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous me faites de siéger au jury de cette thèse. Veuillez trouver ici l'expression de ma reconnaissance et de ma respectueuse considération.

Mme le Docteur Catherine MESGOUEZ

Docteur en Chirurgie Dentaire
Diplôme de Doctorat
Maître de Conférences des Universités - Praticien
Hospitalier

Pour l'honneur que vous m'avez fait de co-diriger cette thèse et de participer au jury d'aujourd'hui. Pour la qualité de votre enseignement théorique et en clinique, votre grande gentillesse et vos conseils durant ces six dernières années. Veuillez trouver l'expression de ma profonde reconnaissance et ma profonde estime

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	3
I-REVUE DE LITTERATURE	4
I-1. LES CERAMIQUES DENTAIRES	4
I-1.1 Historique	4
I-1.2 Définition	4
I-1.3 Composition chimique.....	4
I-1.4 Classification	6
I-1.5 Les matériaux hybrides.....	12
I-2 LES CERAMIQUES USINABLES EN CFAO	16
I-2.1 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur	16
I-2.2 Les céramiques usinables	20
I-3 LE COLLAGE DES CERAMIQUES DENTAIRES	31
I-3.1 Introduction	31
I-3.2 Traitements de conditionnement de la surface céramique	32
I-3.3 Traitements de conditionnement des tissus dentaires	39
I-3.4 Polymères de collage.....	47
I-3-5 Synthèse	49
II ETUDE IN VITRO : EVALUATION DE L'ETANCHEITE	50
II-I JUSTIFICATION DE L'ETUDE ET OBJECTIFS	50
II-2 MATERIEL	50
II-2.1 Dents	50
II-2.2 Matériaux	51
II-4 METHODES	56
II-4.1 Lieu de l'étude et intervenants	56
II-4.2 Evaluation de l'étanchéité de l'assemblage	57
II-4.3 Evaluation de l'étanchéité de l'interface colle-céramique	65
II-4.4 Evaluation de l'étanchéité de l'interface système de collage-dent	66
II-5 RESULTATS.....	67
II-5.1 Résultats de l'étanchéité de l'assemblage.....	68
II-5.2 Résultats de l'étanchéité de l'interface colle-céramique.....	70
II-5.3 Résultats de l'étanchéité de l'interface système de collage-dent	71

II-6 DISCUSSION	72
II-6.1 Discussion des résultats	72
II-6.2 Confrontation de nos résultats avec la littérature	76
CONCLUSION.....	79
BIBLIOGRAPHIE.....	80
INDEX.....	87
TABLE DES ILLUSTRATIONS	88
TABLE DES TABLEAUX	89
ANNEXES.....	90

INTRODUCTION

La CFAO, Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur, a vu le jour à la fin des années 70 dans notre profession grâce aux travaux du Pr. F. Duret. Depuis, elle n'a cessé de se développer, notamment depuis les années 2000, où l'on assiste à la prolifération sur le marché des systèmes, des fournisseurs et des matériaux compatibles avec cette technologie, notamment les céramiques. Ces dernières sont actuellement la référence pour les restaurations prothétiques du fait de leurs bonnes propriétés mécaniques et esthétiques.

Le collage des céramiques aux tissus dentaires repose sur une adhésion chimique et micromécanique d'une colle avec ces deux substrats. Afin d'y parvenir, des traitements de surface doivent être réalisés et des systèmes de collage utilisés. L'assemblage obtenu doit présenter une forte adhérence et une bonne étanchéité afin d'assurer la pérennité de la restauration en bouche.

Mais ceci est encore jusqu'à maintenant considéré comme un véritable challenge, et ce, malgré la multiplication des systèmes de collage et la simplification des protocoles.

A ce jour aucun consensus n'a été établi sur le protocole d'assemblage à appliquer afin d'être le plus étanche, d'autant plus que jusqu'à maintenant, trop peu d'études sur l'étanchéité du joint dent-colle-céramique ont été conduites.

Notre étude de laboratoire a porté sur l'évaluation de l'étanchéité de l'assemblage dento-prothétique de deux céramiques récemment commercialisées.

L'objectif final sera de proposer un protocole de collage universel qui permet d'établir un joint de collage le plus étanche possible, quelle que soit la céramique utilisée, tant au niveau du traitement de surface à réaliser que du système de collage à employer.

La première partie de cet ouvrage traitera des céramiques, de la CFAO et des grands principes du collage sous forme de revue de littérature. Une deuxième partie exposera les matériaux, les méthodes et les résultats de notre étude. Elle se terminera par une discussion autour de ces mêmes résultats pour pouvoir répondre à notre problématique initiale.

I-REVUE DE LITTERATURE

I-1. LES CERAMIQUES DENTAIRES

I-1.1 Historique

Le terme « céramique » signifie « l'art de façonner l'argile et d'en fixer les formes par cuisson ». Il a pour étymologie le mot grec « kéramos » (argile) (Brunet et al. 2017). Bien qu'apparues depuis le néolithique (Ve millénaire av. J.C.) sous forme de terre cuite (argile séchée au soleil), il faudra attendre la fin du XVIII^e siècle pour que qu'elles soient introduites dans l'art dentaire par Dubois, Chemant et Duchateau grâce à leurs excellentes propriétés esthétiques et mécaniques (Sadoun et Degrange 1986; Guarda et al. 2013).

I-1.2 Définition

Il existe un grand nombre de définitions des céramiques dentaires dont la plus référencée est celle du Dr M. Sadoun et du Dr M. Degrange « une céramique est un matériau composé d'oxydes, mis en forme à partir d'une poudre dont la consolidation fait appel à un frittage en phase liquide » (Sadoun et Degrange 1986).

Cependant, on peut aussi citer celle tirée de l'EMC (2008) « il s'agit de tout matériau inorganique, essentiellement non-métallique, généralement fragile, et mis en forme à haute température à partir d'une poudre dont la consolidation se fait par frittage, cristallisation ou prise d'un liant hydraulique » (Poujade et al. 2008).

I-1.3 Composition chimique

Chaque céramique dentaire est fabriquée à partir d'une poudre composée en quasi-totalité d'oxydes. On distingue les oxydes primaires en grande proportion (en poids), les oxydes modificateurs ainsi que les oxydes mineurs (*tableau 1*) (Sadoun et Degrange 1986).

Tous ces oxydes vont se réarranger entre eux au cours de la mise en forme de la poudre (traitement thermique) pour former la phase cristalline ordonnée ou la matrice vitreuse désordonnée d'une céramique (Poujade et al. 2008; Lawson et Burgess 2014).

<u>CATEGORIE</u>	<u>SOUS-CATEGORIE</u>	<u>APPELLATION</u>	
MAJORITAIRE → Augmente la résistance mécanique, la rétraction après frittage et la température de frittage		SiO ₂ Al ₂ O ₃	dioxyde de silicium, dit silice oxyde d'alumine, dit alumine
MODIFICATEUR	<u>Oxyde de cation alcalin</u> 17 % → Diminue la viscosité, la température de ramollissement	Na ₂ O Li ₂ O K ₂ O	oxyde de sodium oxyde lithium oxyde de potassium
	<u>Oxyde de cation divalent</u> → Augmente le coefficient de dilatation thermique	BaO CaO MgO	oxyde de baryum oxyde de calcium oxyde de magnésium
MINEUR	<u>Fondant</u> 0 à 5 % → Diminue la température de frittage	B ₂ O ₅	oxyde de bore
	<u>Opacifiant</u> 6 à 15 %	TiO ₂ ZrO ₂ SnO ₂ CeO ₂	dioxyde de titane dioxyde de zirconium, dit zircone dioxyde d'étain oxyde de cérium
	<u>Colorant</u>	TiO ₂ Fe ₂ O ₃ NiO ₂ CoO Cr ₂ O ₃ V ₂ O ₅	dioxyde de titane (Jaune) oxyde ferrique (Marron/Rouge) dioxyde de nickel (Vert/Gris) oxyde de cobalt (Noir) oxyde de chrome (Vert) oxyde de vanadium (Jaune/Rouge)

Tableau 1 : Principaux oxydes composant la poudre des céramiques (Poujade et al. 2008)

Les poudres des céramiques sont élaborées à partir de minéraux et non un mélange d'oxydes de synthèse. Cependant certains oxydes, comme le dioxyde de zirconium, doivent-être produits de façon synthétique car les minéraux dont ils sont issus sont le plus souvent contaminés ou trop variables dans la nature (Gracis et al. 2015).

Les principaux minéraux utilisés sont :

- Feldspaths (75-85 % en poids) ;
 - Orthose, feldspath potassique (K₂Al₂O₃6SiO₂),
 - Albite, feldspath sodique (Na₂Al₂SiO₁₆).
- Feldspathoïdes dérivant des feldspaths mais moins riches en silice ;
 - Néphéline (Si₂Al₂Na₂O),
 - Leucite (K₂Al₂Si₈O₁₂).
- Quartz (12-22 % en poids) ;
- Kaolin (3-5 % en poids) (Al₂O₃2SiO₂2H₂O) ;
- Carbonate de baryum, de calcium, de magnésium ;
- Bauxite.

Les minéraux sélectionnés pour l'élaboration d'une céramique donnée sont écrasés, mélangés et frittés. Le verre alors obtenu est refroidi et broyé finement en particules d'une granulométrie allant de 4 à 100µm, voir plus fine (résines nano-céramiques). Afin d'obtenir une poudre commercialisable, des opacifiants et colorants sont ajoutés (Sadoun et Degrange 1986).

I-1.4 Classification

Les classifications permettent de faciliter, pour une situation clinique donnée, le choix du praticien lorsqu'un grand nombre de matériaux sont disponibles sur le marché. Elles sont basées sur les caractéristiques du matériau (Gracis et al. 2015).

Il en existe plusieurs :

- classification traditionnelle selon la température de fusion ;
- classification nouvelle de Sadoun et Ferrari (1995) selon :
 - la nature chimique,
 - le procédé de mise en forme,
 - la microstructure.
- classification validée par l'ADA (American Dental Association) (2015).

D'autres classifications portant sur la résistance à la fracture, l'aptitude au mordançage ou encore le degré de translucidité, etc. des céramiques existent. Cependant, elles sont le plus souvent vagues et imprécises ce qui porte à confusion (Gracis et al. 2015).

I-1.4.1 Classification traditionnelle selon l'intervalle de fusion

<u>TYPE DE CERAMIQUE</u>	<u>TEMPERATURE DE FUSION</u>	<u>INDICATIONS</u>
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 émaillage des métaux
Céramique très basse fusion	660°C-780°C	Céramo-métallique pour émaillage du titane et de l'or à bas intervalle de fusion

Tableau 2 : Classification des céramiques selon leur intervalle de fusion (Poujade et al. 2008)

I-1.4.2 Classification nouvelle de Sadoun et Ferrari (1995)

« Les propriétés finales d'une prothèse céramique, à savoir : la résistance mécanique, la microstructure, la précision d'adaptation et les propriétés optiques, résultent de la nature chimique du matériau et du procédé de mise en forme. Il est donc indispensable d'établir une classification selon la nature chimique des matériaux céramiques, la microstructure et les procédés de mise en forme » (Ferrari et Sadoun 1995).

Cette classification a été remise à jour en 2008 dans l'EMC (Poujade et al. 2008).

➤ Classification selon la nature chimique

Cette classification repose sur la nature chimique de l'oxyde principal. On distingue : les céramiques feldspathiques, vitrocéramiques, céramiques alumineuses et celles à base de zircon (Ferrari et Sadoun 1995).

❖ Les céramiques feldspathiques

Toutes les céramiques feldspathiques, dites classiques, sont issues d'une poudre composée en grande majorité de feldspaths et feldspathoïdes (80 %). Elles sont très riches en silice. Il existe une grande diversité de poudres (Poujade et al. 2008).

Elles sont utilisées traditionnellement comme céramique cosmétique pour réaliser l'émaillage d'infrastructures métalliques ou céramiques étant donné leurs bonnes propriétés esthétiques. Dernièrement, l'apparition de céramiques feldspathiques enrichies en leucite ou albite a permis leur commercialisation en tant qu'infrastructure monobloc grâce à l'augmentation de la résistance mécanique (Poujade et al. 2008).

❖ Les vitrocéramiques

Les vitrocéramiques dentaires ont été commercialisées pour la première fois en 1968 par Mc Culloch. La poudre beaucoup de silice et des agents de germination. Toutes les vitrocéramiques sont soumises au procédé de dévitrification à l'origine de leur terminologie.

On commence par chauffer la poudre jusqu'à l'obtention d'un verre monophasé. Par la suite, on réalise un abaissement contrôlé et volontaire de la température. On observe alors simultanément une dévitrification matricielle et une cristallisation des oxydes entre eux autour d'un catalyseur de germination. Cette nucléation partielle et extrêmement contrôlée permet une dispersion de microcristaux la plus fine, la plus intense et homogène possible.

Ce procédé de vitrocéramisation améliore considérablement les propriétés optiques et mécaniques du matériau, car la multiplication d'interfaces verre-cristaux s'oppose à la progression des fissures (Degrange et al. 1987; Santos et al. 2015).

Les catalyseurs de germination rencontrés sont de natures différentes :

- oxydes le plus souvent (TiO_2 , ZrO_2 , ZnO) ;
- métaux (Cu, Ag, Au, Pt) ;
- halogénures (CaF_2 , NaF, MgF_2).

❖ Les céramiques alumineuses

Les céramiques alumineuses sont toutes obtenues à partir d'une poudre riche en alumine à l'origine de leurs propriétés mécaniques élevées. Ainsi, elles sont utilisées exclusivement en tant qu'infrastructures de couronnes jacket « toute céramique » (Poujade et al. 2008).

Il existe quatre grandes catégories en fonction de la teneur (% en poids) de la poudre en alumine :

- céramique alumineuse « Jacket » de Mac Lean (40-50 %), développée en 1965 par Mac Lean et Hugues. Elle est composée d'une matrice feldspathique avec un noyau d'alumine (Knellisen et Perelmutter 2009) ;
- céramique alumineuse pré-fritée et infiltrée In Ceram® (85 %) développée en 1985 par le Dr M. Sadoun ;

La mise en forme se fait en trois étapes (Ferrari et Sadoun 1995; Santos et al. 2015) :

1. frittage primaire incomplet de la poudre à la suite d'une coulée en barbotine (suspension de grains d'alumine dans de l'eau),
 2. infiltration de la structure cristalline pré-fritée par un verre dont la composition peut varier,
 3. frittage final du matériau. La microstructure alors obtenue est majoritairement cristalline (85 %).
- procédé Cerestore® (65 %) élaboré par Riley et Sozio en 1983 (Knellisen et Perelmutter 2009) ;
 - céramique Procera® (98 %) (Knellisen et Perelmutter 2009).

❖ La zircone

Il existe trois types de céramiques appelées « Zircone ». La zircone TZP® pré-fritée est la plus commercialisée (Zircone HIP® et Zirconia® sont les deux autres). Toutes les céramiques à base de zircone sont issues exclusivement de la fabrication industrielle et sont caractérisées par une teneur élevée en dioxyde de zirconium de la poudre (Knellisen et Perelmutter 2009).

Zircone TZP®

La zircone pure (100 % ZrO_2) existe sous trois formes cristallographiques (Monoclinique, Tétragonale et Cubique). Elle est sujette à des transformations allotropiques sous l'effet de variations de température (*figure 1*¹). Ces transformations s'accompagnent de variations volumiques non voulues (3 à 5 %) pouvant engendrer des fissures (Pelissier 2010; Santos et al. 2015).

La zircone TZP® (Zircone Polycristalline Tétragonale) est enrichie en oxydes tels l'yttrium (Y_2O_3 , le plus utilisé), le cérium qui permettent de stabiliser la zircone sous sa forme tétragonale lors de la mise en forme (Pelissier 2010; Li et al. 2014; Gracis et al. 2015).

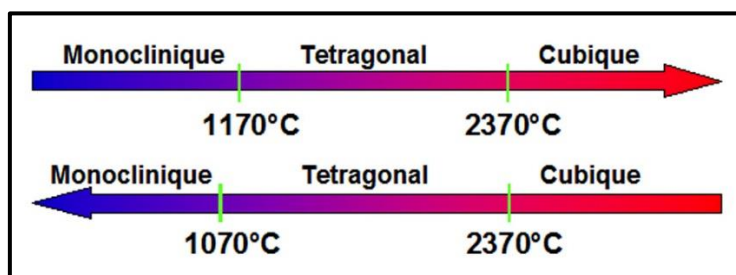


Figure 1 : Transformations allotropiques des cristaux de zircone au cours du réchauffement et du refroidissement

Lorsqu'une fissure apparaît, l'accumulation de contraintes en son extrémité constitue un stimulus mécanique. Celui-ci va entraîner localement la transformation structurale des grains de zircone d'une phase tétragonale à monoclinique et ceci provoque une expansion volumique localisée (3 à 5 %) car les cristaux monocliniques sont plus larges. La compression locale alors engendrée stoppe la propagation de la fissure. Cette propriété de transformation de renforcement est à l'origine de la très haute performance mécanique des céramiques à base de zircone et de leur utilisation en tant qu'infrastructures de bridge et pilier implantaire (Pelissier 2010; Li et al. 2014).

Tous les blocs TZP® sont commercialisés sous forme pré-frittée, c'est-à-dire sans aller jusqu'à la densité maximale. Le matériau est alors plus facilement usinable et ni son état de surface, propriétés mécaniques et microstructure ne seront affectés par l'usinage. Lors de la conception avant usinage de la prothèse, un surdimensionnement allant de 20 à 25 % du volume est calculé. Il permet de compenser le retrait obtenu lors du frittage terminal pour permettre une bonne adaptation (Santos et al. 2015).

¹ D'après Dejou J. Les céramiques [Internet]. Support de cours (Version PDF), 2009.
Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>

➤ Classification selon le procédé de mise en forme

Il existe 2 catégories de mise en forme selon qu'elle nécessite ou pas un support métallique. L'affranchissement de l'armature métallique s'est développé avec l'avènement des restaurations « tout céramique », l'amélioration des propriétés mécaniques des céramiques et la recherche sur les polymères de collage (Santos et al. 2015).

Actuellement, on dénombre cinq procédés de mise en forme sans support métallique (Poujade et al. 2008) :

- frittage sur revêtement : cuisson d'une poudre sur un revêtement, sans la chauffer jusqu'à la fusion, permettant la densification et l'agglomération des grains entre-eux. On obtient un produit compact, dense et dur.
Ce frittage peut être réalisé sous pression ou sous vide afin d'éliminer la porosité résiduelle en supprimant l'air interstitiel (Sadoun et Degrange 1986) ;
- injection dans un moule à haute ou basse température ;
- coulée en verre et vitrocéramisation partielle secondaire ;
- usinage ;
- procédé In-Ceram® (barbotine, frittage, infiltration).

➤ Classification selon la microstructure

La microstructure des céramiques est le plus souvent biphasée car elle est constituée de deux phases bien distinctes. Une matrice vitreuse amorphe composée, en grande majorité, de minéraux à base de silice et une phase cristalline ordonnée (*figure 2¹*) (Ferrari et Sadoun 1995; Poujade et al. 2008).

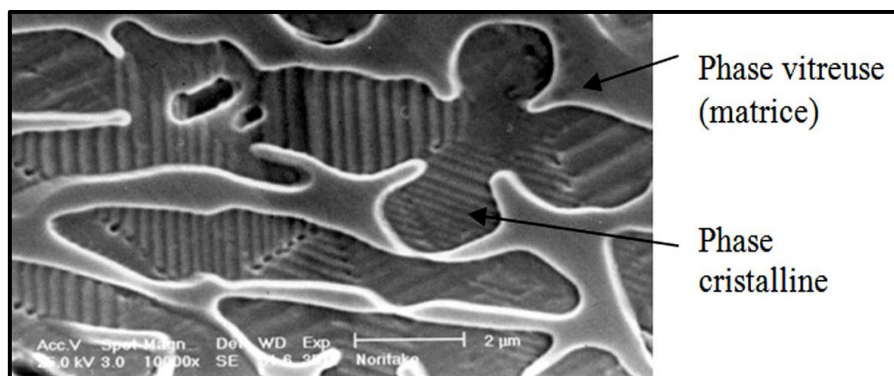


Figure 2 : Microphotographie en MEB d'une céramique

¹ D'après DEJOU J. Les céramiques [Internet]. Support de cours (Version PDF), 2009.
Disponible sur : <http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/cours.pdf>

On classe la microstructure en trois catégories en fonction du ratio verre/cristal. Il dépend de la composition originelle de la poudre, du potentiel de germination et de cristallisation qui en découle, mais aussi des températures, cinétique et durée de cuisson et procédé de mise en forme d'une céramique (Sadoun et Degrange 1986; Lawson et Burgess 2014; Santos et al. 2015) :

- céramique vitreuse : phase vitreuse très prédominante et phase cristalline en très nette minorité voire absente ;
→ céramique feldspathique.
- céramique vitreuse chargée en particules cristallines dispersées : la charge cristalline, en proportion variable, se présente sous forme de grains, agglomérés ou non, de granulométrie, taille et géométrie différentes ;
→ céramique feldspathique renforcée en leucite, vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium, en leucite.
- céramique poly-cristalline, hautement résistante (high strength) : phase cristalline très prédominante et matrice vitreuse dispersée en très nette minorité voire absente.
→ zircon, céramique alumineuse et procédé In-Ceram®.

La microstructure d'une céramique détermine ses propriétés mécaniques et optiques et influe sur la technique de collage. Lorsque la phase cristalline est prépondérante, il y a une haute densité atomique et la propagation d'une fissure nécessite de briser plus de liaisons et donc de fournir une contrainte plus forte pour engendrer une fracture.

Ainsi plus la cristallinité est importante, meilleures seront les propriétés mécaniques. Cependant, une faible densité atomique permet une meilleure translucidité de la céramique (Lawson et Burgess 2014).

I-1.4.3 Classification validée par l'ADA (American Dental Association) (2015)

Cette classification, établie par Gracis et al. en 2015 et validée par l'ADA, s'appuie sur la microstructure et la composition des céramiques dentaires. Elle inclut les matériaux hybrides qui, depuis 2013, sont considérés par l'ADA comme des « matériaux céramiques » (Code on Dental Procedures and Nomenclature) : le réseau céramique inorganique est majoritaire (supérieur à 50 % en poids) au sein du matériau en comparaison au réseau polymère organique présent en minorité (Gracis et al. 2015).

On distingue trois familles de céramiques et neuf sous-familles (*figure 3*).

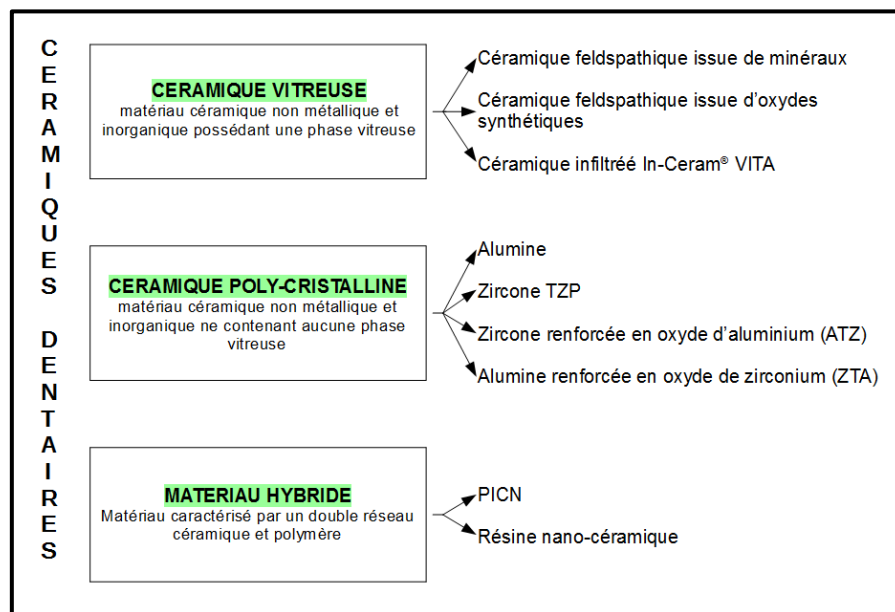


Figure 3 : Classification nouvelle validée par l'ADA (Gracis et al. 2015)

I-1.5 Les matériaux hybrides

I-1.5.1 Généralités

L'éventail de céramiques dentaires disponibles sur le marché s'est vu récemment enrichi avec l'essor des matériaux hybrides, exclusifs au procédé CFAO. Ils sont caractérisés par un double réseau, céramique et polymère (Cekic-Nagas et al. 2016; Mainjot et al. 2016).

Développés afin de pallier les défauts de rigidité et fragilité des céramiques traditionnelles et la difficulté d'usinage des céramiques poly-cristallines, ils combinent les avantages des composites et des céramiques (*tableau 3*).

<u>AVANTAGES DES COMPOSITES</u>	<u>AVANTAGES DES CERAMIQUES</u>
Module d'élasticité proche de la dentine (20 GPa)	Module d'élasticité proche de l'émail (50-100 GPa)
Très bonne usinabilité, sans dégrader la surface	Bonnes propriétés mécaniques
Bonne adaptation marginale	Bonnes propriétés de surface
Bonnes propriétés de polissage et de finition	Bonnes propriétés optiques et esthétiques
Faible abrasion de la denture adjacente	Très bonne biocompatibilité
Manipulation facile	Bonne stabilité chimique

Tableau 3 : Avantages des composites et des céramiques (Albero et al. 2015; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016)

Ces matériaux sont caractérisés par quatre paramètres qui sont :

- le mode de polymérisation : HT (Haute Température) ou HT-HP (Haute Température-Haute Pression). La polymérisation sous haute température (supérieure à 100°C) permet un très haut degré de réticulation des monomères en comparaison avec la photopolymérisation. Ainsi, les matériaux hybrides présentent une meilleure résistance à la dégradation, une diminution du nombre de défauts, un abaissement du relargage de monomères et radicaux libres toxiques, une absence de photo-initiateurs pouvant être nocifs. Les monomères relargués sont le plus souvent des perturbateurs endocriniens et produisent des effets indésirables comme la colonisation bactérienne à la surface du matériau, un dommage pulpaire, la perturbation des odontoblastes, une réaction allergique et dermatologique, des effets cytotoxiques (Mainjot et al. 2016) ;
- la composition de la matrice résineuse : influe sur la toxicité et le relargage de monomères. Les monomères des matériaux hybrides (type UDMA) sont moins nocifs que les monomères des composites traditionnels (type Bis-GMA) (Mainjot et al. 2016) ;
- la taille, le nombre et le volume des charges céramiques : influent sur la dureté, la résistance à la flexion et compression, la résistance à l'usure et le module d'élasticité (Mainjot et al. 2016) ;
- la microstructure (Horvath 2016; Mainjot et al. 2016).

On distingue deux types de matériaux hybrides en fonction de la microstructure et composition chimique (Mainjot et al. 2016) :

1. céramique hybride PICN : infiltration d'un réseau céramique pré-fritté par un mélange de monomères ;
2. résines nano-céramiques : nano-particules de céramiques emprisonnées dans une matrice résineuse hautement polymérisée.

I-1.5.2 Céramique hybride

La céramique PICN (Polymer Infiltrated Ceramic Network material) est inspirée des céramiques infiltrées In-Ceram®. Ce matériau résulte de l'infiltration d'un réseau cristallin tridimensionnel pré-fritté et poreux par un mélange de monomères qui sont secondairement polymérisés (*figure 4*).

Cet échafaudage en céramique feldspathique, dopé à l'alumine, est composé de particules interconnectées (différent des charges dispersées) formant le squelette du matériau (Elsaka 2014; Mainjot et al. 2016).

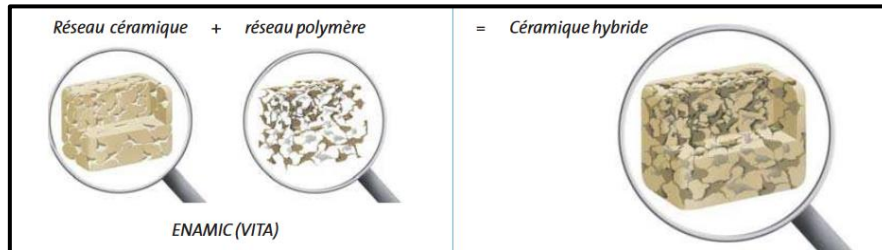


Figure 4 : Schéma de la céramique hybride (Dutel 2015)

Le seul matériau PICN actuellement commercialisé est l'Enamic® de chez VITA, mis sur le marché depuis 2012 et développé par le Dr M. Sadoun. La polymérisation HT-HP (supérieure à 150 MPa et 180°C) des monomères permet d'éviter les défauts obtenus lors du retrait de polymérisation (jusqu'à 95 % en moins). En effet, la haute température permet une augmentation de la mobilité des chaînes de monomères et donc leur polymérisation, tout en diminuant la pression. Cette perte de pression est compensée secondairement par la haute pression appliquée ce qui permet de réduire le volume et le nombre de défauts (Horvath 2016; Mainjot et al. 2016).

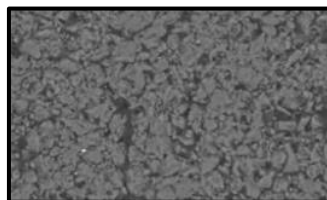


Figure 5 : Microphotographie en MEB de l'Enamic® (GC® 2014)

I-1.5.3 Résines nano-céramiques

Ces matériaux sont définis comme des composites à charges céramiques dispersées. En effet, ils se présentent en microscopie électronique sous forme de nano-particules de céramique (plus de 70 % en poids) emprisonnées dans une matrice résineuse hautement polymérisée (HT).

Ces résines sont l'amélioration et l'évolution des composites de laboratoire (méthode indirecte). Elles présentent en comparaison une meilleure homogénéité, moins de défauts et pores en surface et une meilleure stabilité en bouche dans le temps. De plus, le nombre de charges est augmenté car ce sont des matériaux usinés (les composites directs doivent-être un minimum flexible pour pouvoir les manier et donc le taux de charge ne peut-être trop élevé).

Ils ne contiennent pas de monomères Bis-GMA et sont polymérisés à haute température pour un meilleur taux de conversion et moins de toxicité (Mainjot et al. 2016; Peumans et al. 2016; Spitznagel et al. 2016).

Les résines nano-céramiques commercialisées à ce jour sont le Lava™ Ultimate et le CERASMART™.

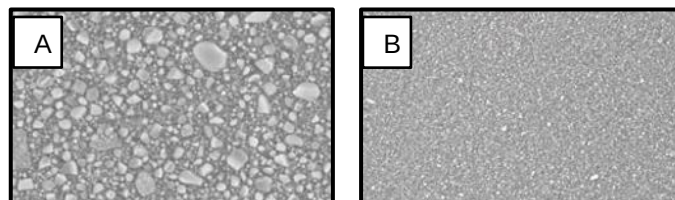


Figure 6 : Microphotographie en MEB du Lava™ Ultimate (A) et du CERASMART™ (B) (GC® 2014)

I-2 LES CERAMIQUES USINABLES EN CFAO

I-2.1 La Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

I-2.1.1 Historique de la CFAO

L'acronyme CFAO signifie Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur, équivalent en anglais de CAD-CAM pour Computer Aided-Design-Computer Aided Manufactured. Cette technologie, ayant vu le jour dès les années 50-60 dans le domaine de l'industrie automobile (Rekow 2006), utilise l'ordinateur pour la conception et fabrication d'une pièce à partir d'un design préalablement saisi numériquement.

Dans les années 70, le Dr F. Duret devient le pionnier de ce que l'on prénomme la CFAO dentaire en extrapolant ce procédé industriel à la réalisation de pièces prothétiques. Il développe notamment la saisie dentaire tridimensionnelle en bouche à l'aide d'une pince optique, précurseur des caméras optiques intra-buccales, détaillée dans sa thèse « L'empreinte optique » (Thèse en Chirurgie Dentaire, Lyon 1973) (Landwerlin 2011).

Ainsi il définit un processus CFAO en trois étapes (Duret 1973; Landwerlin 2011) :

1. acquisition tridimensionnelle de la préparation ;
2. modélisation par ordinateur du futur projet prothétique suite au traitement des données numériques préalablement obtenues ;
3. usinage de la restauration par une machine-outil à commande numérique.

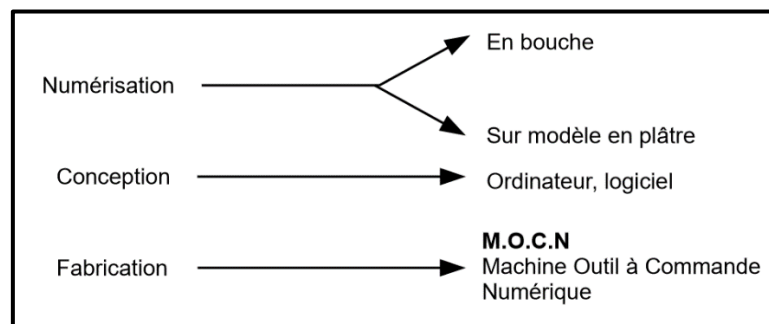


Figure 7 : Les 3 étapes de la CFAO (Landwerlin 2011)

Il faudra ensuite attendre l'année 1987 et la conception du premier CEREC® System (Chairside Economical Restauration of Esthetic Ceramics) par le Dr W. Möerman. Il s'agit de la première usineuse, toujours disponible sur le marché, permettant la production en cabinet de ville d'une restauration le jour même de la préparation, à la suite d'une empreinte optique intra-buccale. Sans oublier, cette même année, la mise sur le marché du premier Procera® System par le Dr M. Anderson (Miyazaki et al. 2009).

La CFAO a permis de remplacer les étapes classiques de réalisation prothétique : empreinte physico-chimique, moulage des modèles, préparation du dye, montage céramique par stratification, maquillage, cuisson et glaçage. La fabrication prothétique est standardisée avec une meilleure reproductibilité, une qualité de matériau toujours constante, une rapidité d'exécution et des coûts de production réduits (Miyazaki et al. 2009; Santos et al. 2015).

La technologie CFAO, dans le domaine dentaire, n'a cessé de se développer depuis son apparition et notamment depuis les années 2000, où l'on connaît un véritable essor des systèmes et fournisseurs de numérisation 3D en amont du processus (caméra ou scanner intra-buccal) et d'usinage à commande numérique en aval.

I-2.1.2 Etapes de la CFAO

Comme cité précédemment, les systèmes de CFAO dentaire s'organisent en trois sous-unités : la numérisation, la modélisation et l'usinage de la future pièce prothétique.

Lorsque l'ensemble de ces étapes se déroule au sein même du cabinet dentaire, on parle de CFAO directe ou au « fauteuil ». Elle ne fait pas appel à un laboratoire de prothèse. Cependant si l'usinage est réalisé en laboratoire, on parle de CFAO indirecte ou semi-directe (si l'acquisition numérique se fait en bouche) (*figure 8*) (Bartala et Duret 2014; Santos et al. 2015).

➤ **La numérisation**

L'acquisition numérique consiste en l'enregistrement tridimensionnel de la zone de travail ainsi que de l'arcade antagoniste, point par point, selon trois axes (x, y et z). Ces données topographiques sont ensuite converties en données digitales exploitables par un ordinateur. La finalité est la reconstitution d'un modèle de travail virtuel reproduisant volumes et contours intra-buccaux de la zone à restaurer : préparations, dents adjacentes et antagonistes (Knellisen et Perelmutter 2009; Bartala et Duret 2014; Landwerlin et Fages 2014).

Cet enregistrement peut être réalisé directement en intra-buccal via une caméra d'acquisition 3D utilisant une source lumineuse. Un rayonnement lumineux est projeté, point par point, sur la zone de travail et la déformation de celui-ci, suite à son interaction, est alors mesurée par triangulation ce qui cartographie spatialement le secteur (Descamp et al. 2016). La numérisation peut aussi être réalisée en laboratoire par scannage optique (empreinte optique) ou par scannage à l'aide d'un palpeur (micro-palpation par contact ponctuel) de l'empreinte physico-chimique, du modèle en plâtre ou de la maquette de la préparation (Lazarides et Escure 2010).

Il existe actuellement plusieurs systèmes de prise d'empreinte optique.

➤ La modélisation

Elle consiste en la « conception informatisée » d'une restauration dentaire à l'aide d'un ordinateur et d'un logiciel spécifique couramment appelé logiciel de CAO. On peut alors créer, optimiser, modifier et visualiser de façon virtuelle le futur projet prothétique en travaillant sur les images et données obtenues et traitées au préalable à l'aide de la caméra optique ou autre (Descamp et al. 2016).

Au moment de la modélisation, une forme de reconstruction prothétique en accord avec la substance dentaire restante, les dents adjacentes et l'occlusion enregistrées sera proposée et sa rectification possible par le prothésiste ou le dentiste en modifiant plusieurs paramètres (extrados, intrados, limite cervicale, etc.) (Knelliesen et Perelmuter 2009; Santos et al. 2015).

➤ L'usinage

Une fois la modélisation de la future pièce prothétique réalisée et sa forme validée, ce projet prothétique est envoyé numériquement à une unité de fabrication à commande numérique. Ces usineuses utilisent un logiciel FAO qui prépare la séquence de production en adéquation avec la machine associée.

Il existe deux grandes lignes d'usinage : l'usinage par addition (empilement de couches successives de matériau) mais non-réalisable pour la fabrication de pièces prothétiques et l'usinage dit soustractif de matière par le fraisage. Actuellement, il existe plus d'une vingtaine d'usineuses par soustraction disponibles sur le marché. Leur classification est basée sur le matériau sélectionné pour l'usinage ainsi que sur la ou les fraises à utiliser (Landwerlin et Fages 2014; Descamp et al. 2016).

La chaîne numérique CFAO permet la réalisation de restaurations prothétiques dentaires en titane, zircone, composite, alumine, alliage Co-Cr, céramique feldspathique, vitrocéramique et matériaux hybrides.

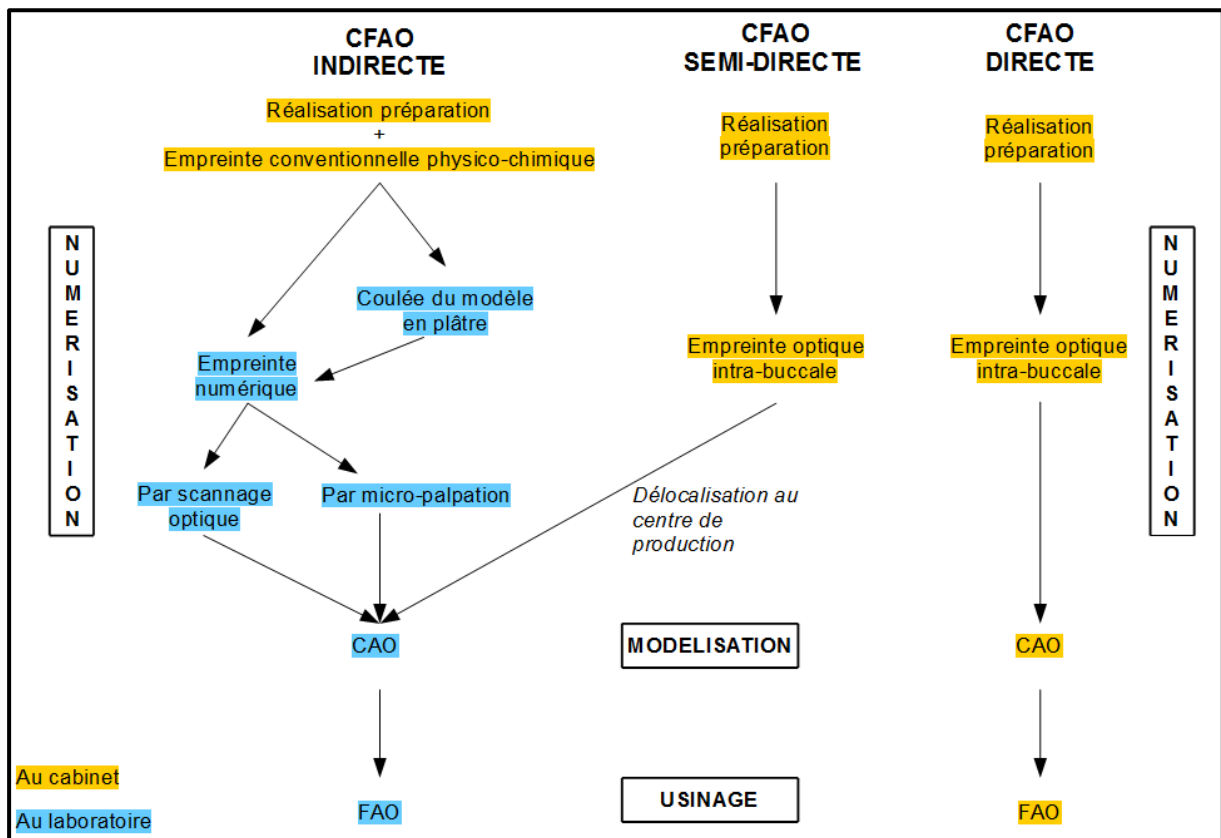


Figure 8 : La CFAO directe, semi-directe et indirecte (Bartala et Duret 2014)

I-2.2 Les céramiques usinables

I-2.2.1 Historique

Les années 80 ont été marquées par la mise sur le marché du premier matériau de fabrication industrielle. Il s'agit de la vitrocéramique Dicor® Dentsply (Li et al. 2014). Depuis, avec les avancées de la technologie CFAO, un grand nombre de matériaux usinables, commercialisés sous forme de blocs, ont vu le jour. Le plus souvent, il s'agit des mêmes matériaux utilisés en prothèse traditionnelle. Cependant, ils ont l'avantage d'être plus denses, homogènes et de présenter un minimum de défauts et porosités ce qui maximise leurs propriétés mécaniques et physiques (Fasbinder 2012; Prochnow et al. 2016).

De nouveaux matériaux, exclusifs à la fabrication industrielle telles les céramiques poly-cristallines, Zircon TZP®, la céramique hybride Enamic® ou les résines nano-céramiques ont vu le jour plus récemment (Li et al. 2014; Santos et al. 2015).

I-2.2.2 Usinabilité

Une céramique usinable est une céramique destinée au procédé CFAO par soustraction. L'usinabilité, c'est-à-dire « l'aptitude de la matière d'une pièce à subir une opération d'enlèvement de matière » est une propriété nouvelle mais essentielle en CFAO. Elle possède trois composantes qui permettent d'étudier la facilité ou la difficulté d'un matériau à être usiné (Marniquet et al. 2014) :

- l'aptitude de l'outil à supporter les phénomènes physiques (contraintes mécaniques, échauffements) engendrés par le retrait de matière sans se dégrader trop rapidement ou se casser brutalement ;
- l'existence de conditions d'usinage réalisables à l'aide de ressources connues (vitesse de rotation et de déplacement de l'outil, stratégie de balayage de la pièce) ;
- l'obtention d'une "bonne" intégrité de la surface usinée.

Il existe deux procédés d'usinage par soustraction des blocs :

- « hard machining » : usinage d'un bloc complètement synthétisé car il est « facilement usinable ». Un polissage ou glaçage final est recommandé afin de parfaire l'état de surface ;
- « soft machining » : usinage d'un bloc sous sa forme pré-fritté car il est « difficilement usinable ». Il sera alors obligatoire de réaliser des procédures post-usinage (cuisson et vitrification supplémentaire) afin d'améliorer les propriétés mécaniques et parfaire les caractéristiques de surface du matériau (Fasbinder 2012; Awada et Nathanson 2015).

Une conception et fabrication surdimensionnée de la pièce prothétique devra être faite. Ceci permet l'anticipation de la rétraction dimensionnelle (20 à 30 %) qui aura lieu lors du traitement thermique secondaire (Landwerlin 2011; Santos et al. 2015).

En règle générale, l'usinabilité des céramiques reste à améliorer : usure prématurée des fraises, défauts des bords prothétiques, altération de l'intégrité de surface avec apparition de fissures, etc. Cependant, le développement des matériaux hybrides a permis de contrer en grande partie ces problèmes (Marniquet et al. 2014).

Face à la grande diversité de blocs commercialisés, le choix du matériau de restauration le plus adapté devient de plus en plus dur. Il se fait le plus souvent en fonction de la situation clinique avec un compromis entre propriétés mécaniques et biomimétisme.

Actuellement, les céramiques accessibles par CFAO sont (Fasbinder 2012; Barutcgil et al. 2016) :

- céramiques traditionnelles : vitrocéramiques, céramiques feldspathiques (hard machining) ;
- céramiques poly-cristallines (soft machining) ;
- céramique hybride (hard machining) ;
- résines nano-céramiques (hard machining).

I-2.2.3 Blocs CFAO disponibles sur le marché

NOM COMMERCIAL	FABRICANT	MATÉRIAU USINE	COMPOSITION (% en poids)	IMAGE
CEREC Blocs® ¹ (monochrome)	Sirona®	Céramique feldspathique à fines particules (4 µm) (3 degrés de translucidité)	SiO_2 : 56 - 64 % Al_2O_3 : 20 - 23 % Na_2O : 6 - 9 % K_2O : 6 - 8 % CaO : 0,3 - 0,6 % TiO_2 : 0 - 0,1 % Pigments < 0,1 %	
CEREC Blocs PC® ¹ (polychrome)		Céramique feldspathique à fines particules (4 µm) (4 degrés de translucidité)		
CEREC Blocs C In® ³		Céramique feldspathique		
VITABLOCS® Mark II ⁴		Céramique feldspathique à fines particules (4 µm)	SiO_2 : 56 - 65 % Al_2O_3 : 17 - 24 % Na_2O : 5 - 9 % K_2O : 7 - 11 % B_2O_3 : 0 - 2 % Pigments < 0,1 %	
VITABLOCS® Triluxe ⁵	VITA®	Céramique feldspathique à fines particules (4 µm) (3 couches de saturation)		
VITABLOCS® Triluxe Forte ⁵	VITA®	Céramique feldspathique à fines particules (4 µm) (4 couches de saturation)		
VITABLOCS® Real Life ⁵	VITA®	Céramique feldspathique à fines particules (4 µm) (4 couches de saturation + dégradé de couleur)		

Tableau 4 : Principales céramiques feldspathiques usinées

¹(Sirona® 2011; Fasbinder 2012; Li et al. 2014), ²(Fasbinder 2012; Li et al. 2014; Sirona® 2015a), ³(Sirona® 2013) ⁴(Fasbinder 2012; Li et al. 2014; Santos et al. 2015; VITA® 2015, 2016d), ⁵(VITA® 2015, 2016d).

NOM COMMERCIAL	FABRICANT	MATÉRIAU USINE	COMPOSITION (% en poids)	IMAGE
IPS Empress CAD ¹	Ivoclar Vivadent®	Vitrocéramique enrichie en leucite à fines particules (1-5µm)	En majorité : SiO ₂ : 45 % En minorité : Al ₂ O ₃ K ₂ O Na ₂ O CaO Pigments	
IPS e.max CAD ²	Ivoclar Vivadent®	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium 70% cristaux (1-5µm) → Usinée sous forme pré-fritée 40 % de cristaux (0.2-1µm) → Traitement thermique post-usinage de dévitrification obligatoire	SiO ₂ : 57 - 80 % Li ₂ O : 11 - 19 %, K ₂ O : 0 - 13 %, MgO : 0 - 5 % Al ₂ O ₃ : 0 - 5 % P ₂ O ₅ : 0 - 11 % ZrO ₂ : 0 - 8 % ZnO : 0 - 8 %	
Suprinity®PC ³	VITA®	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium et dioxyde de zircon à fines particules (0.5µm) → Usinée sous forme pré-fritée → Traitement thermique post-usinage de dévitrification obligatoire	SiO ₂ : 56 - 64 % Li ₂ O : 15 - 21 % K ₂ O : 1 - 4 % P ₂ O ₅ : 3 - 8 % Al ₂ O ₃ : 1 - 4 % ZrO ₂ : 8 - 12 % CeO ₂ : 0 - 4 % Pigments : 0 - 6 %	

Tableau 5 : Principales vitrocéramiques usinées

¹(Ivoclar Vivadent® 2006b; Fasbinder 2012; Li et al. 2014; Santos et al. 2015), ²(Ivoclar Vivadent® 2009; Li et al. 2014; Frankenberger et al. 2015; Santos et al. 2015), ³(Zimmermann et al. 2013; VITA® 2016c).

NOM COMMERCIAL	FABRICANT	MATERIAU USINE	COMPOSITION (% en poids)	IMAGE
In-Ceram® SPINELL ¹	VITA®	Céramique alumineuse infiltrée usinée sous forme pré-fritée → Après usinage, infiltration de la structure poreuse par un verre → Traitement thermique final de frittage obligatoire	Structure cristalline Al ₂ O ₃ : 82 % Verre infiltré spinelle : MgAl ₂ O ₄	
In-Ceram® ALUMINA ¹	VITA®		Structure cristalline Al ₂ O ₃ : 82 % Verre infiltré lanthane et alumine	
In-Ceram® ZIRCONIA ¹	VITA®		Structure cristalline Al ₂ O ₃ : 62 % ZrO ₂ : 20 % Verre infiltré de composition inconnue	
In-Ceram® AL ²	VITA®	Céramique alumineuse infiltrée usinée sous forme pré-fritée → Après usinage, infiltration de la structure poreuse par un verre → Traitement thermique final de frittage est obligatoire	Structure cristalline Al ₂ O ₃ : 99,9 % Verre infiltré de composition inconnue	
CEREC InCoris ZI® ³	Sirona®	Céramique zircon TzP stabilisée à l'yttrium 5 % usinée sous forme pré-fritée → Traitement thermique final de frittage obligatoire	En majorité : ZrO ₂ > 90 % En minorité : Y ₂ O ₃ : 5 % HfO ₂ < 5 % Al ₂ O ₃ < 0,1 % SiO ₂ < 0,1 % Na ₂ O < 0,1 %	
CEREC InCoris TZI® ³				
CEREC InCoris TZI C® ³	Ivoclar Vivadent®			
IPS e.max ZirCAD® ⁴	VITA®			
In-Ceram® YZ ⁵				

Tableau 6 : Principales céramiques poly-cristallines usinées

¹(VITA® 2006; Gracis et al. 2015; Santos et al. 2015), ²(VITA® 2007; Li et al. 2014), ³(Sirona® 2015b, 2016), ⁴(Ivoclar Vivadent® 2010), ⁵(VITA® 2014).

NOM COMMERCIAL	FABRICANT	MATÉRIAU USINE	COMPOSITION (% en poids)	IMAGE
ENAMIC® ¹	VITA®	Céramique hybride Céram. 86 % (poids) - 75 % (vol) Pol. 14 % (poids) - 25 % (vol) Réseau préformé de céramique feldspathique enrichi en oxyde d'alumine et infiltré par un polymère hautement polymérisé par la suite (HT-HP)	<u>Réseau céramique</u> SiO ₂ : 58 - 63 % Al ₂ O ₃ : 20 - 23 % Na ₂ O : 9 - 11 % K ₂ O : 4 - 6 % B ₂ O ₃ : 0,5 - 2 % ZrO ₂ < 1 % CaO < 1 % <u>Réseau polymère</u> Monomère TEGDMA Monomère UDMA	
Lava™ Ultimate ²	3MESPE®	Résine nano-céramique Céram. 80 % (poids) Pol. 20 % (poids) Nano-particules de céramique, préalablement traitées par un agent silané et dispersées dans une matrice résineuse hautement polymérisée par la suite (HT)	<u>Réseau céramique</u> SiO ₂ (20nm) ZrO ₂ (4-11nm sauf si sous forme d'amas de 0,6-10µm) <u>Réseau polymère</u> En majorité : Monomère UDMA En minorité : Monomère Bis-GMA Monomère Bis-EMA Monomère TEGDMA	
CERASMART™ ³	GC®	Résine nano-céramique Céram. 71 % (poids) Pol. 29 % (poids) Nano-particules de céramiques dispersées dans une matrice résineuse hautement polymérisée par la suite (HT)	<u>Réseau céramique</u> En majorité : SiO ₂ (20 et 300nm) BaO En minorité : B ₂ O ₃ , Al ₂ O ₃ , ZrO ₂ , SrCO ₃ , CaF ₂ <u>Réseau polymère</u> En majorité : Monomère UDMA En minorité : Monomère DMA Monomère Bis-MEPP	

Tableau 7 : Principaux matériaux hybrides usinés

¹(Barutçigil et al. 2016; Cekic-Nagas et al. 2016; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016; Schwenter et al. 2016; Spitznagel et al. 2016; VITA® 2016a, 2016b), ²(3M ESPE® 2011; Cekic-Nagas et al. 2016; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016; Peumans et al. 2016; Spitznagel et al. 2016), ³(GC® 2014; Cekic-Nagas et al. 2016; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016; Spitznagel et al. 2016).

I-2.2.4 Propriétés des blocs CFAO

➤ Description générale

❖ Propriétés mécaniques

Une restauration intra-buccale doit être résistante, c'est-à-dire capable de supporter les forces appliquées sans se fracturer ou subir de déformation excessive.

Résistance aux contraintes (MPa) et module d'élasticité E de Young (GPa) : loi de Hooke

Les céramiques dentaires sont des matériaux durs à rupture de type fragile. Soumises à une contrainte (de compression, flexion ou cisaillement), elles présentent, selon la loi de Hooke, une déformation élastique réversible et une absence de déformation plastique irréversible avant la fracture lorsque la force appliquée est trop élevée (*figure 9*).

C'est la phase cristalline des céramiques qui constitue l'obstacle majeur aux dislocations atomiques, à l'origine de la déformation. C'est le module d'élasticité de Young qui reflète la rigidité d'une céramique. Il s'agit du rapport entre la contrainte et la déformation (Haussonne et al. 2005; Lawson et Burgess 2014).

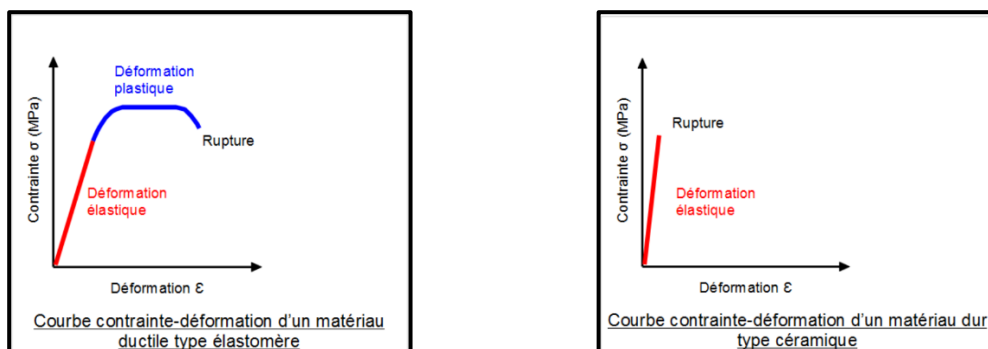


Figure 9 : Courbe contrainte-déformation d'un matériau ductile et d'un matériau dur (Kneller et Perelmutter 2009)

La fracture d'une céramique se crée par propagation d'une fissure au sein du matériau, à partir d'un défaut initial. Le risque de rupture est donc fortement influencé par la présence de défauts (microfissures, pores, inclusions), notamment de surface, où une concentration préférentielle des contraintes se fait (phénomène de striction décrit par Griffith). Ils résultent d'imperfections lors de la conception et leur nombre est très variable en fonction de la mise en œuvre. Plus les défauts sont grands et nombreux, plus la rupture se fera pour des contraintes d'intensité faible.

De plus, dans le milieu humide de la cavité buccale, les molécules d'eau viennent s'infiltrer dans une fissure débutante empêchant alors sa réparation par fermeture, une fois la contrainte terminée (Sadoun et Degrange 1986; Lawson et Burgess 2014).

Ténacité ($\text{MPa} \cdot \sqrt{2}$)

Il s'agit de la résistance à la progression d'une fissure pré-existante. Elle reflète la sensibilité à la fracture d'un matériau et est mesurée par le coefficient de d'intensité de contrainte qui s'exprime en $\text{MPa} \cdot \sqrt{2}$.

Si elle est élevée, on peut espérer une pérennité accrue de la prothèse, car la céramique est davantage résistante à la rupture (Sadoun et Degrange 1986; Knellesen et Perelmuter 2009).

Dureté (HVN)

La dureté est définie comme la mesure de la résistance à la déformation plastique localisée. Elle s'exprime en Vickers. Les céramiques dentaires possèdent une dureté nettement supérieure aux tissus dentaires (Sadoun et Degrange 1986; Haussonne et al. 2005).

Facteurs influençant les propriétés mécaniques

- taux de porosité : dépend de la granulométrie de la poudre et du mode de mise en forme ;
- cycle de cuisson : l'élévation de la durée et de la température de cuisson augmente les propriétés mécaniques, car la densification, au sein du matériau, est accrue. Il existe un seuil du nombre de cycles à partir duquel la dissolution des phases cristallines dans le verre est possible (Sadoun et Degrange 1986) ;
- contraintes internes : elles sont dues au différentiel de dilatation thermique entre les différentes phases du matériau ou entre le matériau et le support (Sadoun et Degrange 1986) ;
- microstructure (Poujade et al. 2008) ;
- état de surface : le glaçage (vitrification de la couche superficielle) ou, à défaut, le polissage mécanique sont indispensables. Ils permettent, tous deux, l'élimination d'un maximum de défauts de surface et ainsi une augmentation des propriétés mécaniques jusqu'à 400 % (Poujade et al. 2008).

❖ Propriétés physiques

Propriétés thermiques

Les céramiques sont des isolants thermiques (conductivité thermique à $0,01 \text{ } ^\circ\text{C}/\text{cm}$). Le paramètre le plus important est le coefficient de dilatation thermique (CDT en $10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$) qui reflète l'expansion volumique d'un matériau en fonction de l'élévation de la température. Il est très variable d'une céramique à une autre et est essentiel à plusieurs niveaux (mise en œuvre, cohésion du matériau, propriétés optiques). Les phases cristallines ont un CDT plus bas que la matrice vitreuse (Knellesen et Perelmuter 2009; Lawson et Burgess 2014).

Propriétés électriques

Les céramiques dentaires sont des isolants électriques (Haussonne et al. 2005).

Propriétés optiques

On dénombre plusieurs facteurs relatifs aux qualités optiques d'une céramique : transparence vs translucidité vs opacité, fluorescence, opalescence, teinte, saturation et luminosité. Ceux-ci sont dépendants de la composition, de la nature chimique des oxydes, de la taille, quantité et indice de réfraction des charges cristallines et des pigments répartis dans la phase vitreuse (Knellisen et Perelmuter 2009).

- transparence : la propriété optique la plus caractéristique et la plus importante d'un verre. Elle est définie par l'indice de réfraction et la capacité ou non d'une surface à transmettre un faisceau lumineux. Seule la phase vitreuse peut être transparente (Knellisen et Perelmuter 2009) ;
Au final, les différents degrés de transparence possibles d'une céramique sont :
 - opaque : aucun rayonnement lumineux n'est transmis. Ils sont soit absorbés ou réfléchis en surface du matériau. Ceci concerne les céramiques d'infrastructure type In-Ceram® ou zircone qui possèdent une phase cristalline prédominante avec une haute densité atomique,
 - translucide : le rayonnement lumineux est transmis mais subit un phénomène de réfraction (changement d'orientation du faisceau incident). Ceci concerne surtout les vitrocéramiques renforcées et céramiques feldspathiques,
 - transparente : le rayonnement lumineux est transmis. Il n'est ni dévié ou atténué. Certaines vitrocéramiques peuvent être transparentes.
- fluorescence : aptitude d'un corps à absorber des photons de longueur d'onde en dehors du visible (Poujade et al. 2008) ;
- opalescence : la capacité d'un matériau à diffuser des rayons colorés comme l'arc-en-ciel (Encyclopædia Universalis 2017) ;
- couleur : trois dimensions :
 - teinte : tonalité chromatique qui définit la couleur. La teinte d'une céramique se choisit à partir des teintiers A-D Vita®, Chromascop® ou encore Bleach BL®,
 - saturation : elle correspond au pourcentage de blanc présent dans une couleur et définit l'intensité de coloration,
 - luminosité : elle correspond au pourcentage de noir présent dans une couleur.

Les céramiques possèdent donc des propriétés optiques permettant leur utilisation pour des reconstitutions prothétiques esthétiques. Mais c'est surtout l'aspect visuel final qui compte. Il résulte de la combinaison de tous ces facteurs retrouvés dans toutes les différentes couches de la restauration (infrastructure et couche cosmétique) (Sadoun et Degrange 1986; Poujade et al. 2008; Knellisen et Perelmuter 2009).

➤ **Tableau de synthèse des propriétés mécaniques des blocs CFAO**

PROPRIETES NOM COMMERCIAL	CLASSIFICATION	RESISTANCE A LA FLEXION ISO 6872 (MPa)	TENACITE RUPTURE (MPa. $\sqrt{m}$)	MODULE E (GPa) E dentine : 20 E émail : 75 $\pm$ 25	DURETE HV (Vickers)
CEREC Blocs® et PC®	Céramique feldspathique	113 $\pm$ 10	1,7 $\pm$ 0,1	45 $\pm$ 0,5	640 $\pm$ 20
CEREC Blocs C® et CPC®		$\approx$ 100			740
VITABLOCS®		140 $\pm$ 20	$\approx$ 1,6	40 $\pm$ 10	611
IPS Empress CAD®	Vitrocéramique enrichie en leucite	150 $\pm$ 10	1,3	40 $\pm$ 10	630
IPS e.max CAD®	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium	360	2,25	80	590
VITA Suprinity® PC	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium et zircon	450	2	70	714
VITA In-Ceram® SPINELL	Céramique alumineuse infiltrée	350	$\approx$ 2,4		
VITA In-Ceram® ALUMINA		500 $\pm$ 50	$\approx$ 3,4		
VITA In-Ceram® ZIRCONIA		650 $\pm$ 50	$\approx$ 4,5		
VITA In-Ceram® AL		500	$\approx$ 4		
IPS e.max ZirCAD®	Zircone TZP	900	5,5		1320
CEREC Incorvis ZI®		900	5,8		
VITA In-Ceram® YZ		$\approx$ 970	3,5		1326
Enamic®	Céramique hybride	150 $\pm$ 10	1,5	25 $\pm$ 3	203
Lava™ Ultimate	Résine nano-céramique	180 $\pm$ 20	$\approx$ 6	14 $\pm$ 3	
CERASMART™		220 $\pm$ 20	2	10	

Tableau 8 : Propriétés mécaniques des principaux blocs CFAO commercialisés

Tous les informations sont issues des catalogues des fabricants (cf. Bibliographie) ainsi que des articles suivants : (Fasbinder 2012; Stawarczyk et al. 2012; Zimmermann et al. 2013; Li et al. 2014; Albero et al. 2015; Awada et Nathanson 2015; Santos et al. 2015; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016).

➤ **Tableau de synthèse des indications des blocs CFAO**

<u>INDICATIONS</u> NOM COMMERCIAL	<u>CLASSIFICATION</u>	I N L A Y	O N L A Y	F A C E T T E	C. PARTIELLE	<u>STRUCTURE DE RECOUVREMENT</u>		<u>INFRASTRUCTURE BRIDGE I : INTERMEDIAIRE E : ELEMENTS</u>		<u>COURONNE CERAMIQUE « MONOBLOC »</u>		<u>COURONNE OU PILER IMPLANTAIRE</u>	
						Ant.	Post.	Ant.	Post.	Ant.	Post.	Ant.	Post.
CEREC Blocs®	Céramique feldspathique	X	X	X	X	X							
CEREC Blocs C In®				X						X			
VITABLOCS® Mark II		X	X		X								
VITABLOCS® Triluxe, Triluxe Forte, Real Life				X						X			
IPS Empress CAD®	Vitrocéramique enrichie en leucite	X	X	X	X					X			
IPS e.max CAD®	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium	X	X	X	X					X		X	
VITA Suprinity® PC	Vitrocéramique enrichie en disilicate de lithium et zircon	X	X							X		X	
VITA In-Ceram® SPINELL	Céramique alumineuse infiltrée					X							
VITA In-Ceram® ALUMINA						X		1 I					
VITA In-Ceram® ZIRCONIA						X		1 I					
VITA In-Ceram® AL						X		3 E					
IPS e.max ZirCAD®	Zircone TZP					X		2 I et 3 à 12 E				X	
CEREC Incoris Zi®						X		2 I et 7 à 8E					
VITA In-Ceram® YZ						X		1 à 2 I					
Enamic® VITA	Céramique hybride	X	X	X				X		X			
Lava™ Ultimate	Résine nano- céramique	X	X	X									
CERASMART™		X	X	X	X					X		X	

Tableau 9 : Indications des principaux blocs CFAO commercialisés

Tous les informations sont issues des catalogues des fabricants (cf. Bibliographie)

I-3 LE COLLAGE DES CERAMIQUES DENTAIRES

I-3.1 Introduction

L'assemblage d'une restauration céramique est, depuis près d'un demi-siècle, réalisé à l'aide d'un polymère de collage. Les bonnes propriétés mécaniques des colles sont un réel atout pour améliorer la pérennité des restaurations (dissipation des contraintes et renforcement du matériau). Leur rendu esthétique est meilleur que celui des ciments de scellement traditionnels (CVI, CVIMAR ou Phosphate de Zinc) (Shahverdi et al. 1998; Blatz et al. 2003; Oudin Gendrel et al. 2015).

L'assemblage met en présence quatre composants différents : la céramique, le polymère de collage, le système adhésif et le substrat dentaire (émail et ou dentine). Trois interfaces sont ainsi générées : l'interface céramique-colle, l'interface colle-système adhésif et l'interface système adhésif-substrat dentaire (émail et ou dentine) (figure 10).

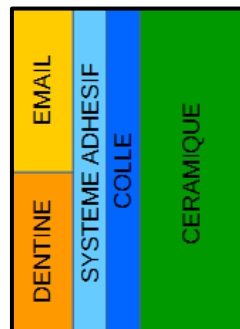


Figure 10 : Les quatre composants de l'assemblage dento-prothétique d'une céramique

Le collage dento-prothétique repose sur une adhésion chimique et micromécanique entre la colle et la surface céramique ; et entre la colle, le système adhésif et les tissus dentaires (figure 11). Afin d'y parvenir, des traitements de conditionnement ayant pour but de rendre les surfaces céramiques et dentaires rugueuses, actives et chimiquement réactives ont été développés (Shahverdi et al. 1998; Barghi 2000; Blatz et al. 2003; Lung et Matinlinna 2012; Lawson et Burgess 2014).

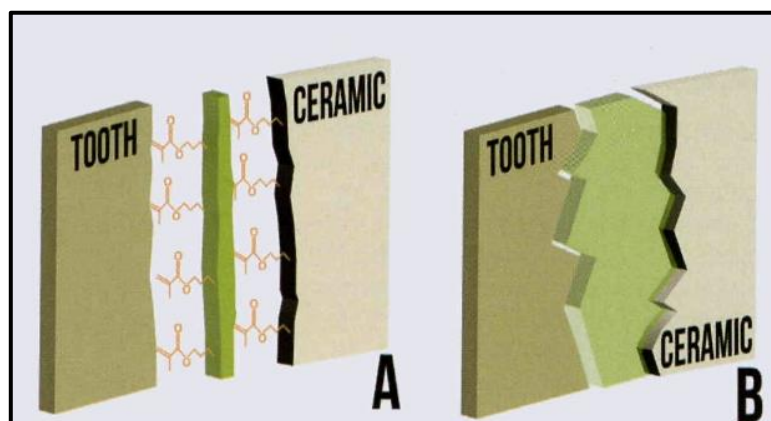


Figure 11 : Schéma de l'adhésion chimique (A) et micromécanique (B) dento-prothétique (Lawson et Burgess 2014)

Au moment de choisir le protocole de collage, deux facteurs essentiels doivent être pris en compte afin d'optimiser au maximum l'adhésion : la composition et microstructure du matériau céramique. Ils influent sur la méthode de conditionnement de l'intrados prothétique et sur la composition de la colle (Azevedo et Colon 2005; Yavuz et al. 2015).

Une fois la procédure établie, un respect rigoureux des instructions des fabricants est nécessaire. La qualité du collage, dans cet environnement buccal rigoureux, va directement se répercuter sur le succès et la longévité de la restauration : diminution des percolations, amélioration de l'adaptation marginale, de la rétention et de l'adhérence, augmentation de la résistance à la fracture (Addison et al. 2007; Kassotakis et al. 2015).

Récemment, de nouveaux matériaux (colles auto-adhésives, adhésifs universels, etc.) ont été développés afin d'améliorer le protocole d'assemblage tant dans la performance (augmenter l'adhérence) que dans le gain de temps (durée et nombre d'étapes) (Guarda et al. 2013). Mais le succès du collage constitue, encore aujourd'hui, un véritable challenge, car l'interaction naturelle entre dent organique et céramique inorganique est très faible et la multiplication des interfaces est donc inévitable (Barutçigil et al. 2016).

I-3.2 Traitements de conditionnement de la surface céramique

I-3.2.1 Généralités

Les traitements de conditionnement de la surface céramique vont permettre l'adhésion micromécanique et chimique entre le polymère de collage et l'intrados prothétique. Ils vont, dans un premier temps, rendre la surface rugueuse et donc propice à un micro-clavetage de la colle dans les reliefs anfractueux nouvellement formés. Dans un deuxième temps, la mise en place d'un agent de couplage converti l'intrados céramique hydrophile en une surface hydrophobe et chimiquement réactive avec le polymère de collage choisit (Lung et Matinlinna 2012). Le plus souvent, c'est un silane qui est appliqué, mais d'autres monomères fonctionnels peuvent assurer la fonction d'agent de couplage. Le substrat dentaire et la pièce prothétique deviennent, par la suite, aptes au collage.

En fonction du type et de la composition de la céramique, la rétention mécanique sera obtenue après mordantage à l'acide fluorhydrique (céramiques riches en silice dite « acid sensitive materials ») ou sablage à l'alumine (céramiques non mordançables, pauvres en silice) (Gracis et al. 2015; Kassotakis et al. 2015; Schwenter et al. 2016). D'autres méthodes de conditionnement existent (laser).

I-3.2.2 Mordançage à l'acide fluorhydrique

➤ **Rappels**

Le procédé de mordançage consiste en l'attaque d'une surface par un acide (Azevedo et Colon 2005). Dès 1983, Horn propose d'utiliser l'acide fluorhydrique (HF), capable d'interagir avec le dioxyde de silicium (Barghi 2000). Ce traitement de surface ne peut s'appliquer qu'aux céramiques dites mordançables, c'est-à-dire riches en silice (vitrocéramique, feldspathique, hybride) car elles seules sont sensibles aux acides (Venturini et al. 2015; Prochnow et al. 2016).

➤ **Interaction chimique**

L'acide fluorhydrique dissout et enlève de façon progressive et préférentielle la matrice vitreuse sur quelques microns de profondeur ainsi que les charges cristallines de faible granulométrie (0,2 à 1µm) au niveau des joints de grains et non au centre. On parle de phénomène de dissolution sélective de la matrice et des cristaux riches en silice (Yen et al. 1993; Sattabanasuk et al. 2016). La cinétique et sélectivité de dissolution sur la matrice et ou les charges dépendent en partie de la concentration de l'acide fluorhydrique (Elsaka 2014), la durée du mordançage (Addison et al. 2007) et la microstructure de la céramique (nombre, taille et distribution des charges cristallines) (Blatz et al. 2003). Il est donc important de respecter les instructions des fabricants.

D'un point de vue chimique (*figure 12*), l'acide fluorhydrique réagit avec les particules de dioxyde de silicium produisant du tétrafluorure de silicium (SiF₄) lequel interagit à son tour avec l'acide fluorhydrique pour former de l'hexafluorosilicate d'hydrogène (H₂SiF₆) soluble. Ce dernier sera éliminé par rinçage à l'eau. La microstructure cristalline est alors exposée (Yen et al. 1993; Lung et Matinlinna 2012; Étienne 2013; Schwenter et al. 2016).

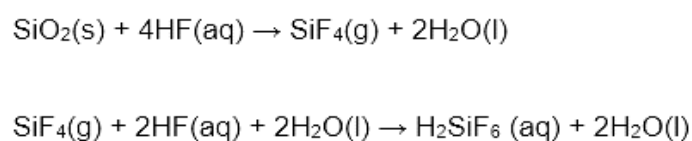


Figure 12 : Interaction chimique entre l'acide fluorhydrique et le dioxyde de silicium (Étienne 2013)

➤ Conséquences du mordantage à l'acide fluorhydrique

Après le mordantage, la topographie de la surface céramique est modifiée. Elle devient très rugueuse, poreuse et hautement rétentive avec l'apparition de nombreuses irrégularités superficielles et puits (*figure 13*).

L'adhésion micromécanique de la restauration par encastrement de la colle dans ces reliefs est alors possible. (Blatz et al. 2003; Addison et al. 2007; Sattabanasuk et al. 2016).

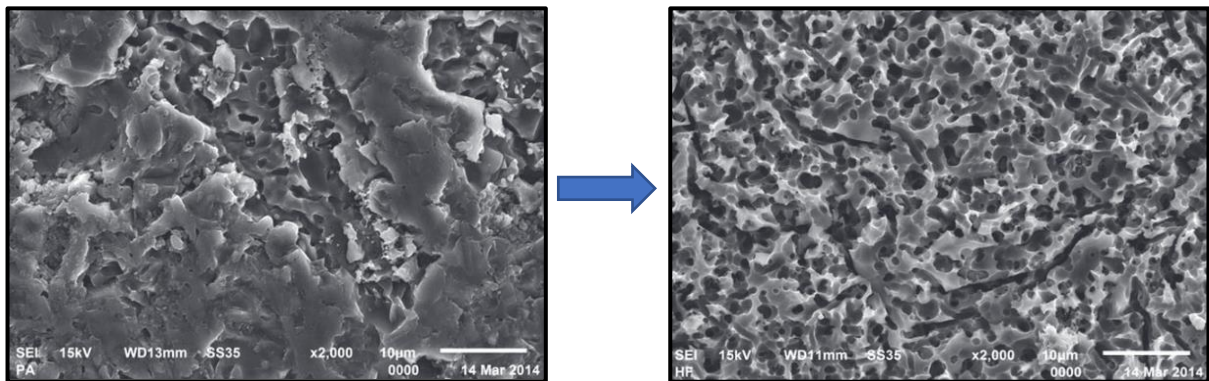


Figure 13 : Microphotographie en MEB (x 2000) d'une surface d'IPS Empress® avant et après mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60s (Sattabanasuk et al. 2016)

De plus, on observe :

- l'augmentation de la surface de collage améliorant l'adhésion et l'adhérence (Addison et al. 2007; Elsaka 2014) ;
- l'augmentation de l'énergie de surface et de la mouillabilité (contact interphases) du silane et de la colle, qui vont pénétrer plus facilement dans les microporosités (Prochnow et al. 2016) ;
- l'augmentation de la production de groupements hydroxyle (-OH) en surface en plus de ceux formés après hydrolyse du dioxyde de silicium par l'humidité et la température ambiante. La rétention chimique est favorisée (Ozcan et Vallittu 2003; Yavuz et al. 2015).

Cependant certaines réserves sont encore émises concernant l'utilisation de l'acide fluorhydrique, car il est hautement corrosif et dangereux (peaux et yeux) s'il est utilisé à une concentration supérieure à 10 % (Venturini et al. 2015). De plus, il est dit, que parfois, les propriétés mécaniques du matériau peuvent être diminuées après mordantage. Cette hypothèse nécessite néanmoins plus d'études. Ce phénomène dépend beaucoup de la céramique utilisée et de la concentration de l'acide fluorhydrique (20-40 %) (Yen et al. 1993; Prochnow et al. 2016). Enfin certains produits de réaction non-soluble (sels fluorure silicatés) peuvent compromettre l'adhésion s'ils sont produits en trop grande proportion (Yavuz et al. 2015).

Malgré ces inconvénients, aucun autre traitement d'une surface riche en silice n'a permis d'obtenir un intrados aussi apte au collage, ce qui fait du mordantage à l'acide fluorhydrique le gold standard du conditionnement d'une céramique silicatée. Ce traitement de surface est indispensable pour permettre une adhésion micromécanique optimale et durable (Yavuz et al. 2015).

I-3.2.2 Sablage aux particules d'alumine

➤ **Rappels**

Le sablage ou « air abrasion » consiste en « la projection sur une surface d'un abrasif, à grande vitesse, à l'aide d'air comprimé » (Étienne 2013). Il s'agit du traitement de conditionnement recommandé pour les céramiques non mordançables (céramique poly-cristallines, résines nano-céramiques) pour parvenir à un l'intrados prothétique apte à l'adhésion micromécanique (Guarda et al. 2013).

Chaque procédure de sablage est dépendante du matériau utilisé, du fabricant et des études. Le respect des instructions est donc obligatoire pour optimiser le collage.

La procédure la plus référencée est la suivante (cf. *tableau 18*, p.78) :

- particules d'alumine (Al_2O_3) d'une taille avoisinant les 50 μ m ;
- pendant 10 à 15s à une distance d'environ 10mm de l'intrados prothétique ;
- pression avoisinant les 2bars ;
- jet d'abrasion arrivant perpendiculairement sur la surface à sabler.

➤ **Conséquence du sablage**

A la suite de cette procédure la topographie de la surface est modifiée et devient rugueuse (*figure 14*). L'apparition de microporosités et de crevasses causées par l'impact abrasif des particules la rend propice à la pénétration de la colle. La surface est nettoyée du fait de l'élimination des couches externes contaminées. Elle est activée et donc optimale pour le collage et la rétention mécanique (Nobuaki et al. 2015; Park et Choi 2016).

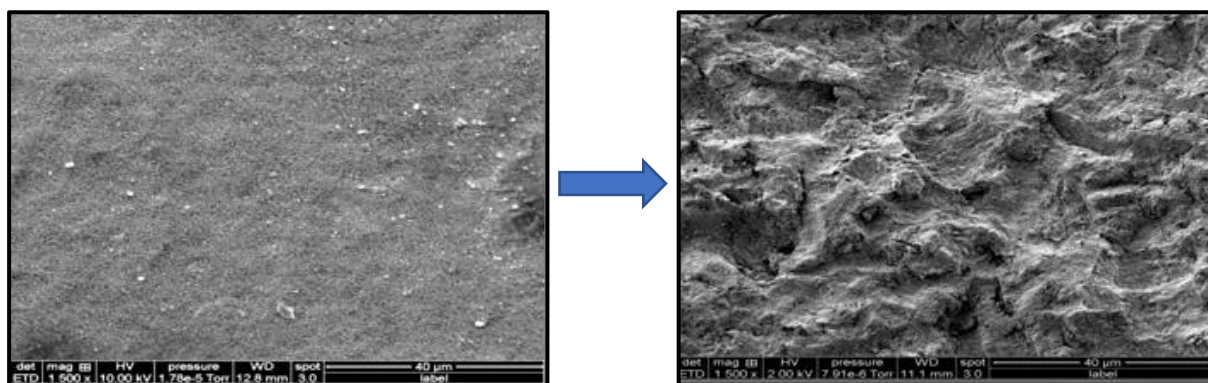


Figure 14 : Microphotographie en MEB (x 1500) d'une surface de CERASMART™ avant et après sablage à l'alumine (50 μ m) pendant 10s (A. Goujat et H. Abouelleil)

De plus, l'énergie de surface est augmentée et la mouillabilité du silane sur la céramique est améliorée. L'emboîtement micromécanique est favorisé (Barutcgil et al. 2016).

➤ Inconvénients du sablage

Plusieurs effets indésirables sont cités dans la littérature :

- formation d'une couche superficielle d'alumine si certaines particules se retrouvent intégrées à la surface.
Celle-ci peut entraver le collage, car même si des liaisons $\equiv\text{Al-O-Si}\equiv$ peuvent être formées avec un silane, elles sont hydrolytiquement instables (Lung et Matinlinna 2012) ;
- apparition de défauts de surface si l'impact abrasif des particules est trop important.
Ils peuvent être à l'origine d'une fracture prématurée de la restauration ou une mauvaise adaptation marginale (Peumans et al. 2016) ;
- création de rugosités peu favorables à la rétention micromécanique (angles vifs, absence de puits) même si elles sont très nombreuses (Elsaka 2014).

Le mordantage doit donc être préféré au sablage si la céramique est sensible au traitement par un acide fort, car l'adhésion mécanique obtenue sera meilleure (Kneller et Perelmutter 2009).

Quand les céramiques sont faiblement constituées de silice, un traitement abrasif particulier, le dépôt tribochimique de silice par projection « Cojet » ou « Rocatec » de chez 3M ESPE®, doit être effectué. Ici, le sablage est réalisé avec des particules d'alumine de 110µm recouvertes par un acide de silice.

Le dépôt de silice en surface permet l'interaction avec un silane ou un agent de couplage type monomère 10-MDP (Lung et Matinlinna 2012; Park et Choi 2016).

I-3.2.3 Silanisation

➤ Rappels

Les silanes ou « ceramic primer » sont des agents de couplage entre la colle organique et la surface inorganique, riche en silice, d'une restauration céramique préalablement conditionnée. Ce sont leurs groupements fonctionnels qui permettent l'établissement d'une liaison chimique stable avec chacun de ces deux substrats assimilaires. Une rétention chimique durable est alors obtenue (Barghi 2000; Blatz et al. 2003; Lung et Matinlinna 2012).

Leur emploi, dans le cadre du protocole de collage d'une restauration céramique aux tissus dentaires, a été suggéré dès les années 1970 par Rochette (Barghi 2000). Depuis, leur efficacité a été largement étudiée et leur utilisation, à l'heure d'aujourd'hui, est une indiscutable nécessité (Sattabanasuk et al. 2016).

➤ Structure

Le silane est une molécule monomérique active bi-fonctionnelle du type Y-R-Si-X₃ (figure 15) (Barghi 2000; Lung et Matinlinna 2012; Taira et al. 2012) :

- R : chaîne hydrocarbonée ;
- Si : atome de silice ;
- X et Y : deux groupements spécifiques :
 - X : il s'agit d'un groupement alkoxy hydrophile (-OR) qui va se lier à la surface céramique.

Il devient réactif après hydrolyse en présence d'humidité. Les groupements silanol formés (Si-(OH)₃) vont interagir avec les groupements hydroxyle rattachés à la silice (Si-OH) et présents en surface de la céramique. Cette réaction de condensation établit des liaisons siloxane covalentes (Si-O-Si) et co-produit une molécule d'eau. Un vrai réseau siloxane est alors créé et seuls les groupements Y, libres, se retrouvent à l'extérieur,

- Y : il s'agit d'un groupement hydrophobe qui possède une double liaison carbonée (-CH=CH₂) permettant sa réticulation avec un groupement présent dans la matrice résineuse de la colle. Cette co-polymérisation additive, déclenchée par la lumière, doit s'effectuer entre deux groupements de même nature. La compatibilité du silane avec la colle est un impératif pour obtenir une adhésion chimique efficace.

Ainsi, on choisira un silane méthacrylate (les plus commercialisés) si une résine méthacrylate de collage est utilisée ou un vinyle silane si une résine vinyle de collage est employée.

Le silane reste polymérisable longtemps après la déshydratation et silanisation de la céramique.

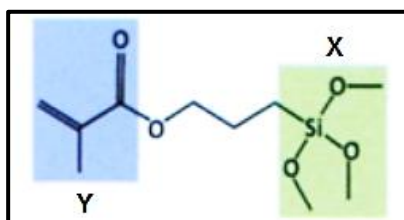


Figure 15 : Représentation topologique d'un monomère silané pré-hydrolysé utilisé en odontologie

Un silane peut être fonctionnel si ses deux groupements X et Y sont de nature différente ou, non-fonctionnel s'ils sont de même nature. Ces derniers, appelés aussi silane dipodal ou de réticulation, ont pour objectif d'interconnecter les silanes fonctionnels, liés à la surface céramique, entre eux. Le réseau siloxane tri-dimensionnel est alors plus dense et résistant mécaniquement. La pénétration de molécules d'eau dans les couches internes devient plus compliquée ce qui minimise la scission de la couche silanée. Il y a donc un réel avantage à les conditionner ensemble, car cela permet d'améliorer l'adhésion chimique, la stabilité et résistance hydrolytique de la couche silanée (Lung et Matinlinna 2012).

➤ Conditionnement

Actuellement, il existe une large sélection de silanes et le plus utilisé est le 3méthacryloxypropylméthoxysilane, dit MPS (Lung et Matinlinna 2012; Étienne 2013; Sattabanasuk et al. 2016).

Le silane doit être déjà hydrolysé au moment de l'appliquer sur la surface céramique pour permettre la formation du réseau siloxane (Guarda et al. 2013). Le plus souvent, les monomères silanés sont conditionnés sous forme pré-hydrolysée avec un acide faible (éthanol) et un mélange de solvants à base d'eau au sein d'un même produit. L'eau permet l'hydrolyse du silane et l'acide joue lui le rôle de catalyseur de cette même réaction (au même titre que la chaleur) (Barghi 2000; Lung et Matinlinna 2012).

Plus récemment, certains silanes ont été commercialisés en deux flacons à mélanger avant l'utilisation. L'un comporte, les monomères silanés non hydrolysés et de l'éthanol, l'autre une solution aqueuse d'acide acétique. Ceci permet une meilleure conservation et une augmentation de la durée de vie du produit (Lung et Matinlinna 2012).

Le volume de monomères silanés varie entre 1 et 5 % car au-delà un effet négatif sur l'adhérence est remarqué (Shen et al. 2004; Lung et Matinlinna 2012).

Afin de simplifier le protocole de collage, certains distributeurs ont conditionné le silane avec le système adhésif. Ce même produit peut alors être appliqué sur les tissus dentaires et la céramique. Cependant le mélange des monomères silanés avec d'autres monomères comme le Bisphénol A (comme dans les adhésifs universels « Scotchbond™ Universal de 3M ESPE®) interfère avec la qualité de l'union entre silane et céramique. Le silane est moins réactif, l'évaporation de l'eau produite par le bond siloxane, est ralenti et la surface est donc moins hydrophobe qu'elle ne le devrait. Il est donc préférable de séparer les deux produits pour une bonne adhésion (Kim et al. 2015; Sattabanasuk et al. 2016).

➤ Conséquences de la silanisation

Elle permet :

- d'assurer la continuité du joint entre la céramique et la colle (Horvath 2016) ;
- de rendre la surface céramique préalablement hydrophile, hydrophobe donc compatible avec un colle (Peumans et al. 2016) ;
- une adhésion chimique stable et durable (Lung et Matinlinna 2012) ;
- d'améliorer la mouillabilité des résines de collage dans les porosités de la céramique. Il y a donc un renforcement de l'emboîtement micromécanique de la colle. C'est un promoteur d'adhésion mécanique (Sattabanasuk et al. 2016).

Cependant, la sélection pertinente du silane, en adéquation avec le composite de collage ainsi que le respect du temps de silanisation et des instructions des fabricants sont essentiels pour obtenir une adhésion durable et optimale. Ceci est d'autant plus vrai lorsqu'une large sélection de produits est disponible.

➤ Inconvénients

Le réel désavantage des silanes est leur dégradation au fil du temps par les fluides de la cavité buccale. C'est pour cela qu'on essaye de développer de nouveaux silanes avec une meilleure stabilité hydrolytique pour augmenter la pérennité de l'adhésion (Lung et Matinlinna 2012).

➤ Autres agents de couplage

Il s'agit de molécules telles le phosphate 10-MDP ou les primeurs d'acide carboxylique comme le 4-META et MAC 10 (cf. « adhésifs universels »). On les retrouve les systèmes adhésifs SAM 1 et SAM 2, les adhésifs universels ou encore les colles auto-adhésives ou à potentiel adhésif. Ces monomères peuvent se lier à la surface céramique ainsi qu'à la matrice résineuse de la colle. Ils présentent une meilleure stabilité hydrolytique que les silanes (Yokota et Nishiyama 2015).

I-3.3 Traitements de conditionnement des tissus dentaires

I-3.3.1 Mécanismes d'adhésion à l'émail et à la dentine

➤ Généralités

L'adhésion est « l'ensemble des interactions qui contribuent à lier ou à unir deux surfaces entre elles ». Plus précisément, elle regroupe « les phénomènes d'ancrage mécanique de l'adhésif dans les pores et rugosités du substrat dentaire ainsi que les liaisons chimiques intermoléculaires que l'adhésif et l'adhérant sont susceptibles d'échanger » (Degrange et al. 1994).

L'adhésion d'un polymère de collage aux tissus dentaires est micromécanique et chimique (Bauser et al. 2001; Oudin Gendrel et al. 2015). Ce concept développé dès 1950 par Buonocore, repose sur trois actions spécifiques (Azevedo et Colon 2005) :

- déminéralisation par attaque acide de l'émail et de la dentine ;
- mise en place d'un primer permettant à la surface dentaire hydrophile de devenir hydrophobe ;
- application d'un adhésif puis de la colle.

➤ Mordançage

Le mordançage des tissus dentaires va permettre la déminéralisation de ceux-ci et l'apparition d'une microrugosité en surface, propice à la rétention mécanique de la colle par encastrement. La surface de collage est alors augmentée (Degrange 2007; Guarda et al. 2013).

Il est réalisé avec de l'acide orthophosphorique (H_3PO_4) à 35 % ou 37 % et le temps d'application moyen est de 30s au niveau de l'émail et 15s sur la dentine (Degrange 2007; Cardoso et al. 2011).

La nature de l'attaque acide (acide orthophosphorique du système M+R vs monomères acides du système SAM) et la durée de mordançage influent sur le degré de déminéralisation des tissus, et surtout de l'émail.

❖ Email

Au niveau amélaire, on assiste à la dissolution des cristaux d'hydroxyapatite (96 % en poids de l'émail, organisés en prismes d'émail) intraprismatique (A) et ou interprismatique (B) sur 10 à 20µm de profondeur (*figure 16*).

Après le rinçage à l'eau, une surface amélaire poreuse est obtenue. Celle-ci, avec ses anfractuosités et puits, constitue le faciès favorable au micro-clavetage de l'adhésif et du polymère de collage (Degrange 2007; Lopes et al. 2007).

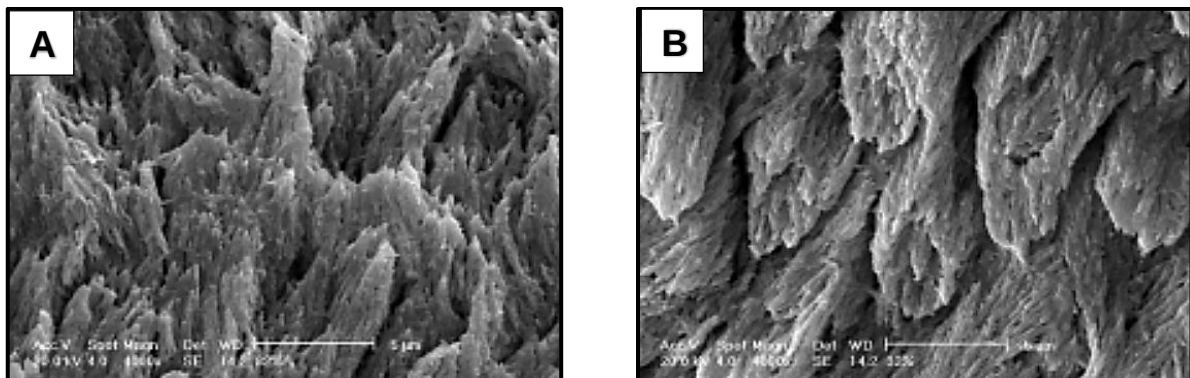


Figure 16 : Microphotographie en MEB (x4000) d'une surface amélaire après mordançage intraprismatique (A) et interprismatique (B) par de l'acide orthophosphorique 32 % pendant 15s (Lopes et al. 2007)

❖ Dentine

Au niveau dentinaire, le phénomène est plus complexe. La surface dentinaire non mordancée est lisse et se compose d'une matrice minérale de cristaux d'hydroxyapatite (70 % en poids) dans laquelle des fibres de collagènes (20 % en poids) sont intégrées et d'eau (10 %). De plus, on observe les orifices des tubulis dentinaires, souvent bouchés par ces mêmes fibrilles organiques.

A la suite de la préparation cavitaire, les parois dentinaires sont recouvertes d'une fine couche (1 à 4µm) appelée « smear layer » ou boue dentinaire (débris organiques et inorganiques). Elle peut perturber la qualité du collage, mais aussi protéger les prolongements odontoblastiques et donc éviter les sensibilités post-opératoires (Degrange et al. 1994; Oudin Gendrel et al. 2015).

L'attaque acide élimine partiellement (système SAM) ou totalement (système M+R) la boue dentinaire et déminéralise superficiellement la dentine péri et inter-tubulaire (dissolution des cristaux d'hydroxyapatite). Après mordantage et rinçage, on obtient une surface poreuse recouverte de fibres de collagènes mises à nu, entremêlées et éparpillées et l'ouverture des tubulis (*figure 17*). Cette topographie, nouvellement acquise est favorable à la pénétration de l'adhésif (couche hybride et tags résineuse) (Bauser et al. 2001; Van Meerbeek et al. 2003b; Degrange 2007).

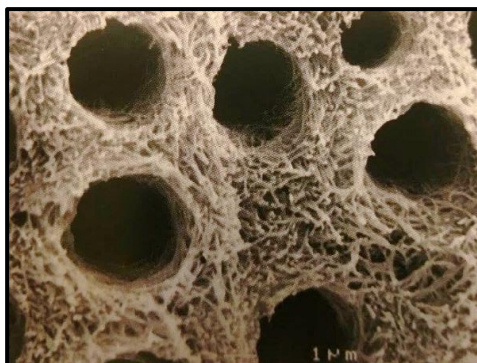


Figure 17 : Microphotographie en MEB (x7000) de dentine mordancée à l'acide orthophosphorique 35 % après rinçage (Degrange 2007)

Cependant, le séchage réalisé après le rinçage peut entraîner une fusion des fibres de collagène. La surface dentinaire qui était rugueuse devient compacte, plate et inerte donc non-convenable pour acquérir une rétention micromécanique satisfaisante (*figure 18*).

Cette étape doit être contrôlée, car le degré d'humidité de la dentine après séchage joue sur la qualité de l'adhésion. La déshydratation totale de la dentine est à proscrire (Azevedo et Colon 2005; Degrange 2007; Dupuis et al. 2011).

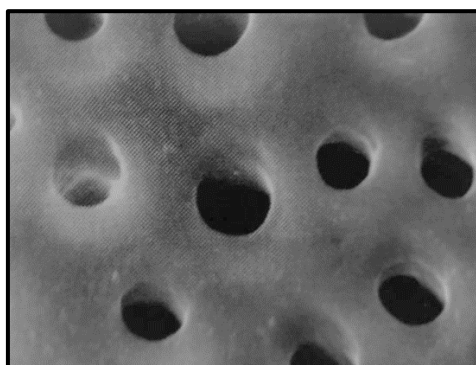


Figure 18 : Microphotographie en MEB (x6000) de dentine mordancée à l'acide orthophosphorique 35 % après rinçage et séchage (Degrange 2007)

➤ Primer d'adhésion

Ils sont commercialisés sous forme de solution contenant de l'eau, des solvants organiques et des molécules bipolaires amphiphiles. La plus utilisée est l'HEMA (*figure 19*). Ces monomères possèdent tous un pôle hydroxyle (-OH) hydrophile se liant avec la surface dentaire et un pôle méthacrylate hydrophobe qui va co-polymériser avec les groupements méthacrylates de la résine adhésive.

Les primers sont des agents de couplage qui permettent l'adhésion chimique de l'adhésif aux tissus dentaires (Degrange 2007).

Un bon séchage après application sur la dent permet l'évaporation des solvants et est essentiel pour obtenir une surface la plus hydrophobe possible. Les instructions des fabricants doivent être respectées (Degrange 2007).

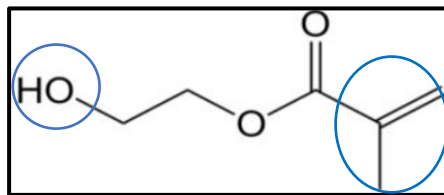


Figure 19 : Représentation topologique du monomère HEMA

L'application d'un primer au niveau des tissus dentaires préalablement mordancés permet :

- de rendre hydrophobe la surface dentaire auparavant hydrophile (Van Meerbeek et al. 2003b) ;
- d'atténuer le phénomène de fusion du collagène au niveau de la dentine (Degrange 2007) ;
- d'augmenter de l'énergie de surface améliorant la mouillabilité de la résine adhésive (Van Meerbeek et al. 2003b).

➤ Adhésif

Il s'agit d'une résine à base de monomères méthacrylates ayant des propriétés d'adhésion. Elle peut être chargée ou non et à prise chémopolymérisable ou photopolymérisable ou duale.

Au niveau amélaire, la résine adhésive va pénétrer dans les microporosités permettant sa rétention mécanique et chimique à l'émail. Les monomères méthacrylates de l'adhésif vont co-polymériser avec des groupements méthacrylates présents sur les monomères amphiphiles du primer (*figure 19*) qu'il s'agisse d'un système SAM ou M+R (Ozer et Blatz 2013).

Au niveau dentinaire, l'adhésif entraîne la formation de la couche hybride (hybrid layer) en s'infiltrant dans le réseau collagène mis à nu et des brides résineuses (resin tags) en pénétrant dans les canalicules. Elles permettent l'ancrage mécanique de l'adhésif à la dentine (*figure 20*).

La couche hybride est composée des fibres de collagènes présentes en surface, du polymère d'adhésion et parfois de la boue dentinaire si celle-ci n'a pas été totalement éliminée après le mordantage (système SAM) (Van Meerbeek et al. 2003b; Degrange 2007; Masarwa et al. 2016).

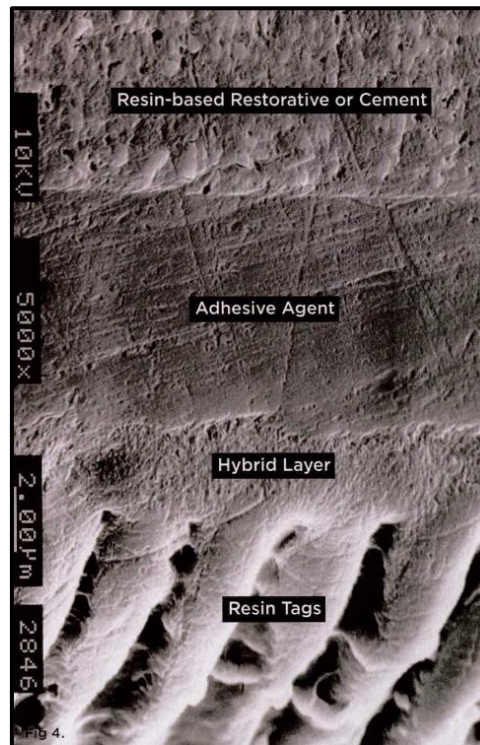


Figure 20 : Microphotographie en MEB (x5000) de l'interface entre un adhésif et la dentine (Alex 2015)

II-3.3.2 Les systèmes adhésifs

➤ **Rappels**

Un système adhésif regroupe trois éléments qui sont appliqués successivement sur le substrat dentaire (Van Meerbeek et al. 2003b; Degrange 2007) :

- l'agent de mordantage ;
- le promoteur d'adhésion ;
- la résine adhésive.

Il existe actuellement deux grandes familles de systèmes adhésifs qui diffèrent quant à la nature de l'attaque acide et du traitement de la boue dentinaire (*figure 21*) (Van Meerbeek et al. 2003b) :

1. systèmes adhésifs M+R
(Mordantage + Rinçage) ;
2. systèmes adhésifs SAM
(Auto-mordançant).

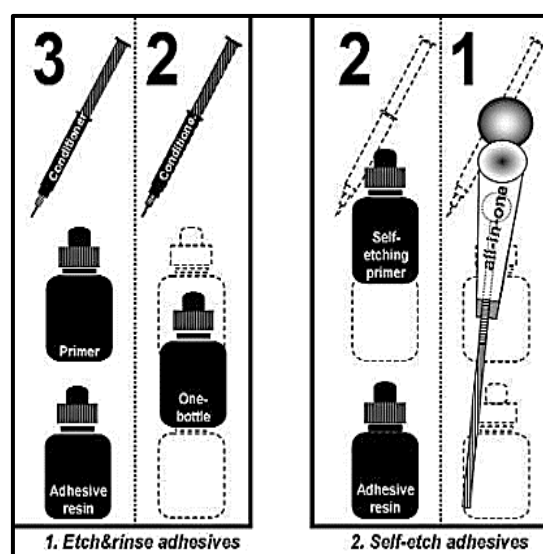


Figure 21 : Classification des systèmes adhésifs
(Van Meerbeek et al. 2003b)

➤ **Systèmes adhésifs M+R « Etch-and-rinse »**

On trouve (*figure 21*) :

- le M+R III (3 étapes distinctes) : les trois produits sont conditionnés séparément :
 - 1 = agent mordançant ;
 - 2 = promoteur d'adhésion ;
 - 3 = résine adhésive.
- le M+R II (2 étapes) : le primer et la résine adhésive sont conditionnés ensemble :
 - 1 = agent mordançant,
 - 2 = primer + résine adhésive.

Dans les système M+R, l'agent mordançant utilisé est l'acide orthophosphorique à 35 % ou 37 %. La boue dentinaire sera totalement éliminée après rinçage et ne participera pas à la couche hybride dentinaire.

➤ Systèmes SAM « Self-etch »

On trouve (*figure 21*) :

- le SAM 2 (2 étapes) : emploi d'un promoteur d'adhésion auto-mordantant acide :
 - 1 = agent mordantant + primer,
 - 2 = résine adhésive.
- le SAM 1, « all-in-one » (1 étape) : promoteur d'adhésion auto-mordantant acide et résine adhésive conditionnée ensemble :
 - 1 = agent mordantant + primer + résine adhésive.

Dans les systèmes SAM, l'attaque acide est réalisée par un primer auto-mordantant qui contient des monomères amphiphiles sur lesquels sont greffés des groupements acides (cf. Adhésifs universels). Ces molécules déminéralisent les tissus dentaires et simultanément s'infiltrant dans les anfractuosités. Mais cette hybridation de l'émail et de la dentine n'est pas totale (Wang et Spencer 2005).

Le pouvoir de déminéralisation de ces molécules est plus faible que l'acide orthophosphorique et le mordantage est alors moins efficace, notamment au niveau amélaire (microporosités moins profondes) (Van Meerbeek et al. 2003a). En fonction du pH, la morphologie de la couche hybride est modifiée (Van Meerbeek et al. 2003b; Cardoso et al. 2011; Ozer et Blatz 2013) :

- pH ≤ 1 « strong » : la smear layer est complètement dissoute et la dentine de surface est quasiment entièrement déminéralisée : les brides résineuses seront profondes et la couche hybride supérieure à 1µm ;
- 1 < pH < 2 « intermediary » ;
- pH ≥ 2 « mild » : la déminéralisation de la dentine ne dépasse pas le micron en profondeur et la couche hybride est alors moins épaisse (0,5 à 1µm).

De plus, dans ces systèmes, la boue dentinaire n'est que partiellement éliminée car aucun rinçage après application du primer n'est réalisé. Elle sera infiltrée par la résine adhésive et participera à la couche hybride (Degrange 2007; Ozer et Blatz 2013).

Les systèmes SAM conditionnent ensemble des monomères hydrophiles et des solvants comme l'eau et l'acétone. Ceci peut entraîner de nombreux problèmes de dégradation par la suite car ils ne sont jamais totalement évaporés lors du séchage après application du primer adhésif. Ainsi la couche hybride est semi-perméable et donc propice à une dégradation hydrolytique (Cardoso et al. 2011).

➤ **Synthèse**

	<u>AVANTAGES</u>	<u>INCONVENIENTS</u>
Système adhésif M+R	Très bonne adhésion à l'émail Adaptation possible du temps de déminéralisation (dentine sclérotique) Recul clinique important	Adhésion à la dentine délicate Technique opérateur-dépendante Beaucoup de manipulations
Système adhésif SAM	Protocole simplifié Contrôle de la balance hydrique Pas de risque de saignement Adhésion à la dentine efficace Reproductibilité des résultats Sensibilités post-opératoires faibles	Adhésion à l'émail moins efficace Problème de dégradation

Tableau 10 : Avantages et inconvénients des systèmes adhésifs M+R et SAM (Guastalla 2009)

➤ **Adhésifs universels**

Depuis quelques années, une nouvelle famille d'adhésifs est apparue sur le marché, les adhésifs dits « universels ». Ils contiennent des monomères amphiphiles qui possèdent des propriétés de mordantage et d'adhésion (Kim et al. 2015; Horvath 2016). Ces monomères sont aussi retrouvés dans les systèmes adhésifs SAM1 et SAM2, les « ceramic primer », les colles avec potentiel adhésif et les colles auto-adhésives, car ils ont l'avantage d'être capable de se lier aux substrats dentaires et à la céramique mordancée ou sablée, mais non silanée (Alex 2015; Kim et al. 2015)

En ce qui concerne les adhésifs universels, ils peuvent être utilisés soit comme un SAM1 ou soit comme un SAM1 au niveau dentinaire et M+RII au niveau amélaire. On réalise alors un mordantage préalable de l'émail à l'acide orthophosphotique 37 %. Dans ce cas, les valeurs d'adhésion sont meilleures que celles obtenues avec une application classique SAM1 (Diniz et al. 2016; Suzuki et al. 2016).

Les deux monomères principalement utilisés sont :

- 10-MDP : c'est un monomère d'ester phosphate du type $R-O-R-PO_3-H_2$ (figure 22) Il possède un groupement méthacrylate hydrophobe (**A**) capable de se lier à un autre groupement méthacrylate (présent dans la résine adhésive ou la colle) et un groupement phosphate hydrophile (**B**) qui peut se lier aux cristaux d'hydroxyapatite dentinaires dissous via des liaisons calciques ce qui renforce l'adhésion.
De plus, par son acidité (**C**), il joue le rôle d'agent mordant, surtout au niveau amélaire (réaction de chélation avec les ions calcium de l'hydroxyapatite). Il peut aussi se lier aux oxydes des céramiques avec son groupement hydroxyl (**D**) (Alex 2015; Giannini et al. 2015; Kim et al. 2015; Masarwa et al. 2016) ;

- 4-META : c'est un monomère d'acide carboxylique (*figure 23*) qui possède lui aussi un groupement méthacrylate et un groupement acide carboxylique qui devient actif une fois hydrolysé par le solvant. Cependant il est moins utilisé que le 10-MDP car son efficacité est moins bonne (Misra 1989).

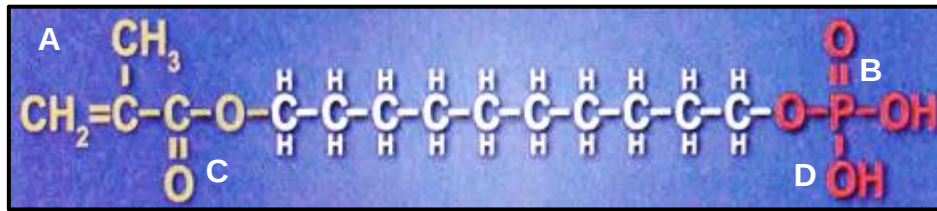


Figure 22 : Formule développée du monomère 10-MDP (Alex 2015)

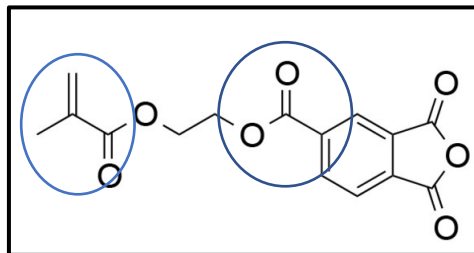


Figure 23 : Représentation topologique du monomère 4-META

I-3.4 Polymères de collage

➤ **Rappels**

Les polymères de collages sont les matériaux de prédilection pour l'assemblage des restaurations céramiques (Blatz et al. 2003).

Une colle se définit comme « une substance insérée à l'état liquide entre deux surfaces qui se solidarise par réaction de polymérisation » (Oudin Gendrel et al. 2015). Il existe de plus une interaction chimique avec la surface silanée des céramiques ce qui renforce les valeurs d'adhésion de l'assemblage (Yen et al. 1993).

La composition des colles est similaire à celles des composites de restauration directe (Blatz et al. 2003) puisqu'on retrouve :

- une matrice organique qui contient des monomères Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, etc. (Yavuz et al. 2015) ;
- des charges minérales inorganiques (parfois absentes) qui améliorent les propriétés mécaniques, le rendu esthétique et l'adhérence et diminuent la contraction de polymérisation (Dupuis et al. 2011) ;
- un agent de couplage silané entre la matrice et les charges ;
- un initiateur de polymérisation.

On classe les colles selon deux paramètres, le mode de polymérisation et les propriétés adhésives (Stamatacos et Simon 2013).

➤ **Mode de polymérisation**

On distingue les colles (Stamatacos et Simon 2013) :

- photopolymérisable (par l'intermédiaire d'un spectre lumineux de 400 à 500nm) ;
- chémopolymérisable (auto-polymérisable par réaction oxydo-réduction) ;
- duale (mixte).

L'utilisation d'une colle duale pour l'assemblage est fortement recommandée afin d'optimiser au maximum le collage. Elle permet une polymérisation complète et homogène des monomères quelle que soit l'épaisseur de la pièce prothétique. De plus, le temps de prise de celle-ci est contrôlable pour une manipulation plus aisée (Kassotakis et al. 2015; Spitznagel et al. 2016).

➤ **Propriétés adhésives**

On différencie trois types de colles :

- sans potentiel adhésif : elles ne contiennent aucun promoteur d'adhésion.
Le conditionnement des surfaces dentaires et de l'intrados prothétique est obligatoire afin de parvenir à une rétention mécanique et chimique (Oudin Gendrel et al. 2015) ;
- avec potentiel adhésif : elles contiennent des monomères actifs avec un fort potentiel d'adhésion type 4-META et 10-MDP.
Cependant, le conditionnement des surfaces dentaires et prothétiques est nécessaire pour obtenir une adhésion optimale (Oudin Gendrel et al. 2015) ;
- auto-adhésive : elles contiennent aussi des monomères actifs 4-META et 10-MDP. Elles sont auto-mordançantes, auto-adhésives et interagissent avec la surface prothétique (Stamatacos et Simon 2013; Schwenter et al. 2016). Cependant, la couche hybride créée est moins efficace, car l'interpénétration de la colle dans les tubulis est plus faible (Knelliesen et Perelmuter 2009). Aucun conditionnement de l'intrados prothétique et de la surface dentinaire n'est requis mais un mordantage au préalable de l'émail avec de l'acide orthophosphorique 37 % pendant 30s, est fortement recommandé (De Munck et al. 2004; Stamatacos et Simon 2013).

I-3-5 Synthèse

En résumé :

- l'assemblage d'une restauration céramique aux tissus dentaires fait intervenir quatre composants différents : le substrat dentaire, le système adhésif, le polymère de collage et la céramique. Il doit s'effectuer à l'abri de l'humidité buccale (Knellisen et Perelmutter 2009) ;
- il est impératif de réaliser un traitement de surface de l'intrados prothétique pour obtenir un collage optimal. Pour les céramiques à base de silice et les céramiques hybrides un mordantage à l'acide fluorhydrique entre 5 et 10 % doit être préféré. Pour les céramiques polycristallines et les résines nano-céramiques, qui sont résistantes à l'attaque acide, un sablage à l'alumine est recommandé (Spitznagel et al. 2016) ;
- l'application d'un silane ou autre agent de couplage après le conditionnement de la céramique est recommandée pour améliorer l'adhésion (Elsaka 2014; Frankenberger et al. 2015). Cependant, cette étape a tendance à disparaître avec l'avènement des colles auto-adhésives contenant elles aussi des agents de couplage ;
- plusieurs systèmes adhésifs SAM ou M+R, assurant l'adhésion du polymère de collage aux tissus dentaires, sont actuellement commercialisés. La tendance va vers la simplification des protocoles pour permettre un gain de temps et une facilité de manipulation. Cependant, le système M+R est considéré comme le gold standard du conditionnement de la surface amélaire et dentinaire bien qu'il soit chronophage et opérateur-dépendant, car l'adhérence et l'étanchéité sont meilleures (Ozer et Blatz 2013) ;
- le choix du polymère de collage est important car celui-ci doit être compatible avec le système adhésif utilisé et le primer silané. De meilleures valeurs d'adhésion sont obtenues lorsqu'on utilise une colle duale et sans potentiel adhésif. Cependant, les colles auto-adhésives sont de plus en plus employées car elles simplifient énormément le protocole d'assemblage (Stamatacos et Simon 2013; Spitznagel et al. 2016). Malheureusement, celles-ci sont plus propices à des percolations car elles sont constituées de monomères acides à l'origine d'une instabilité hydraulique (Elsaka 2014).

Un consensus sur le protocole de collage idéal doit encore être trouvé (Yavuz et al. 2015).

II ETUDE IN VITRO : EVALUATION DE L'ETANCHEITE

II-I JUSTIFICATION DE L'ETUDE ET OBJECTIFS

La CFAO, présente depuis le 20^e siècle dans notre profession, connaît un réel essor ces dernières années. En parallèle, on assiste à la multiplication sur le marché de matériaux compatibles avec cette technologie, notamment les céramiques. Le collage de ces dernières à la dent est encore jusqu'à maintenant, considéré comme un véritable challenge, et ce, malgré la prolifération des systèmes de collage.

Actuellement, la très grande majorité des études portant sur l'assemblage des restaurations usinées en céramique comparent les valeurs d'adhérence en fonction des traitements de surface réalisés et les systèmes de collage employés. En revanche, peu d'études analysent l'étanchéité du joint dent-colle-céramique bien qu'il s'agisse d'un facteur primordial pour la pérennité de la restauration en bouche. A ce jour, aucun consensus n'a été trouvé sur le protocole de collage le plus étanche à appliquer.

Afin d'apporter une réponse, notre étude de laboratoire a porté sur l'évaluation de l'étanchéité de l'assemblage dento-prothétique de deux céramiques usinées récemment commercialisées et n'ayant donc pas fait l'objet de beaucoup d'études voire aucune.

L'objectif final sera de proposer un protocole de collage universel, tant au niveau du traitement de surface à réaliser que du système de collage à utiliser, qui permette d'établir un joint de collage le plus étanche possible.

Cette étude a été réalisée en parallèle avec une autre équipe du laboratoire Multimatériaux et Interfaces (UMR CNRS 5615) de Lyon. Cette dernière a évalué l'adhérence de l'assemblage dans le but d'établir aussi de leur côté un protocole universel de collage qui présente l'adhérence la plus forte en reprenant les mêmes matériaux qu'utilisés ici.

II-2 MATERIEL

II-2.1 Dents

L'étude, dans son ensemble, a été réalisée sur 30 molaires mandibulaires humaines non cariées, extraites pour des raisons thérapeutiques et maintenues dans une solution de Chloramine T à 1 % à 4°C. Puis les résidus desmodontaux ont été éliminés à l'aide de curettes.

Les dents ont été conservées dans de l'eau déminéralisée à 37°C jusqu'aux expérimentations.

II-2.2 Matériaux

II-2.2.1 Céramiques



Figure 24 : CERASMART™ (GC® 2014)



Figure 25 : Initial™ LRF (GC® 2016d)

CERASMART™

Il s'agit d'une résine nano-céramique commercialisée sous forme de bloc depuis 2014 par GC® (Cekic-Nagas et al. 2016; Horvath 2016; Mainjot et al. 2016).

Ce matériau se compose d'un réseau polymère contenant des charges céramiques dispersées, préalablement silanées :

- composition réseau céramique (71 % poids) ;
 - en majorité : SiO_2 (20 et 300nm), BaO ,
 - en minorité : B_2O_3 , Al_2O_3 , ZrO_2 , SrCO_3 , CaF_2 .
- composition réseau polymère (29 % poids) ;
 - en majorité : monomères UDMA,
 - en minorité : monomères DMA, monomères Bis-MEPP.

Initial™ LRF

Il s'agit d'une vitrocéramique enrichie en leucite commercialisée depuis 2016 par GC® (Résistance à la flexion : 200MPa) (GC® 2016c).

Aucun document sur la composition du matériau n'a pu être obtenu.

II-3.2.2 Systèmes de collage

Les systèmes de collage sélectionnés pour l'étude sont le **Multilink® Automix** (N°Lot : W09126) commercialisé depuis 2012 par Ivoclar Vivadent® et le **G-CEM LinkForce™** (N° Lot : 1512221) de chez GC® disponible seulement depuis 2016.

Tous deux comprennent un agent de couplage, un système adhésif et un polymère de collage à polymérisation duale.

Ci-dessous sont répertoriés tous les produits utilisés lors du protocole de collage.

<u>PRODUIT</u>	<u>FABRICANT</u>	<u>FAMILLE</u>	<u>COMPOSITION</u>	<u>PROTOCOLE OPERATOIRE</u>	<u>IMAGE</u>
IPS® Ceramic Etching Gel¹	Ivoclar Vivadent®	Agent mordantant des surfaces céramiques	Acide fluorhydrique 5 %	1-Appliquer sur l'intrados prothétique et frotter pendant 60s 2-Rinçage 3-Séchage air sec	
Monobond® Plus²	Ivoclar Vivadent®	Agent de couplage silané	<u>Solution aqueuse :</u> Ethanol (50-100 %) Silane 3-MPS (<2,5 %) 10-MDP (1-2,5 %) Méthacrylate de sulfure	1-Appliquer sur l'intrados prétraité à l'aide d'un pinceau ou d'une microbrush et laisser agir pendant 60s 2-Disperser à l'aide d'un souffle d'air fort	
Multilink® Primer A et Primer B³	Ivoclar Vivadent®	Système adhésif SAM 1 Chémo-polymérisable	<u>Primer A :</u> Eau (85,7 %) Amine, initiateur de pol. (14,3 %) <u>Primer B :</u> Monomères d'acide acrylique phosphonique(48,1 %) Monomères méthacrylates d'acide polyacrylique (3,8 %) HEMA (48,1 %) Stabilisateurs (<0,02 %)	1-Mélanger le primer A et B dans un rapport 1 :1 2-Appliquer le mélange sur les parois dentaires à l'aide d'une micro-brosse en commençant par brosser l'émail très légèrement pendant 30s. 3-Eliminer les excès à l'aide d'un fort souffle d'air jusqu'à que le film de liquide ne soit plus visible. Pas de photopolymérisation	
Multilink® Automix³	Ivoclar Vivadent®	Polymère de collage dual	<u>Matrice résineuse :</u> (30,5 % en poids) HEMA Monomères diméthacrylate <u>Charges :</u> (40 % en vol, taille moyenne 9µm) Verre de baryum (45,5 %) Trifluorure, d'yttrium (23%) Oxyde mixte sphéroïdal taille Stabilisateurs et catalyseurs (1 %) Pigments (<0,01 %)	1-Appliquer directement sur l'intrados prothétique la colle sortant de la seringue auto-mélangeuse 2-Mettre en place la restauration indirecte et la maintenir en pression 3-Photopolymériser 1 à 2s par quart de segment à une distance maximale de 10mm 4-Eliminer les excès à l'aide d'une sonde 5-Appliquer un gel de glycérine sur les bords 6-Photopolymériser 20s tous les joints si lampe LED	

Liquid Strip⁴	Ivoclar Vivadent®	Produit complémentaire pour perfectionner le collage	Gel de glycérine prévenant le phénomène d'inhibition de réticulation par l'oxygène des monomères en surface		
G-Multi Primer⁵	GC®	Agent de couplage	<u>Solution aqueuse :</u> Ethanol (90-100 %) 10-MDP (1-5 %) Monomère diméthacrylate (1-5 %)	1-Appliquer une fine couche sur l'intrados prothétique prétraité avec un micro pinceau applicateur 2-Laisser agir pendant 60s 3-Sécher avec une seringue à air .	
G-Premio Bond⁶	GC®	Adhésif universel photo-polymérisable	10-MDP (5-10 %) 4-META MEPS (5-10 %) Acétone (25-50 %) Eau Monomères diméthacrylate (2,5-5 %) Photo-initiateurs Charges de silice	1-Appliquer l'adhésif sur les parois dentaires 2-Laisser agir pendant 10s 3-Sécher par un jet d'air sec pendant 5s à puissance maximum 4-Photopolymériser 10s si lampe LED	
G-CEM⁷ LinkForce™	GC®	Polymère de collage dual	?	1-Appliquer directement sur l'intrados prothétique la colle de la seringue auto-mélangeuse 2-Mettre en place la restauration indirecte et la maintenir en pression 3-Photopolymériser 1à2s par quart de segment les excès à l'aide à une distance maximale de 10mm 4-Eliminer les excès à l'aide d'une sonde 5-Appliquer un gel de glycérine sur les bords 6-Photopolymériser 20s tous les joints si lampe LED Patienter 4min pour la prise complète de la colle	

Tableau 11 : Produits utilisés lors du protocole de collage de l'étude

Tous les informations concernant la section « protocole opératoire » sont issues des catalogues des fabricants (Cf. Bibliographie).

¹(Ivoclar Vivadent® 2006a; Graiff et al. 2008), ²(Taira et al. 2012; Ivoclar Vivadent® 2013a; Cekic-Nagas et al. 2016), ³(Ivoclar Vivadent® 2013b; Kawano et al. 2015; Kerezoudi et al. 2016; Souza et al. 2016), ⁴(Ivoclar Vivadent® 2003), ⁵(GC® 2015a, 2015b), ⁶(GC® 2016b, 2016a; Tian et al. 2016; Tsujimoto et al. 2016), ⁷(GC® 2016a).

II-3.2.3 Système CEREC®

Le système CEREC® (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramic) a été développé en 1980 par le Dr W. Mörmann et commercialisé par Sirona® dès 1987. Il combine une caméra optique pour le scannage digital de la préparation, une unité de modélisation et une unité de fraisage. Plusieurs versions se sont succédées depuis 30 ans de commercialisation faisant du CEREC® le leader de la CFAO directe (Mörmann 2006; Davidowitz et Kotick 2011; Descamp et al. 2016).

Caméra optique Bluecam®

La caméra optique Bluecam® est composée d'une pièce à main reliée à l'unité de modélisation. Elle se tient comme un stylo, permettant une manipulation aisée. Le praticien déplace la caméra directement au contact des dents ou légèrement à distance.

L'acquisition de l'image se fait après l'application de poudre (oxyde de titane) sur les zones à scanner. Le poudrage permet d'homogénéiser toutes les surfaces pour pouvoir les enregistrer sans tenir compte de leur différent indice de réflexion de la lumière. Ainsi, l'enregistrement par la technologie de triangulation active est plus précis et de meilleure qualité.

La lumière émise est une lumière bleue à courte longueur d'onde (LED bleue) qui permet la saisie d'une série de clichés en 2D. L'ensemble de ces clichés permet la reconstitution d'un modèle tridimensionnel (Landwerlin 2013; Landwerlin et Fages 2014; Peumans et al. 2016).



Figure 26 : Caméra optique Bluecam® et Unité de modélisation CEREC® (Sirona® 2017)

L'usineuse CEREC® MC XL

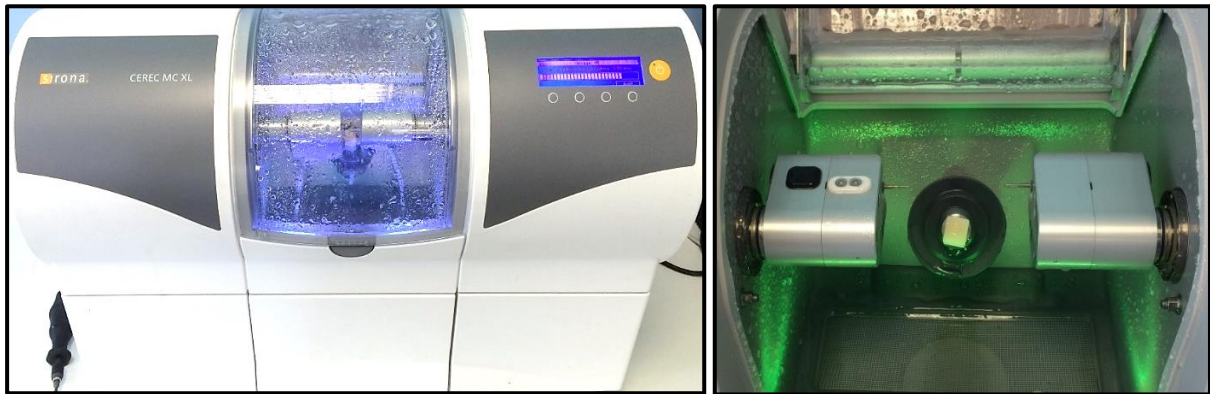


Figure 27 : Usineuse CEREC® MC XL (Sirona® 2014)

L'usinage des blocs a nécessité des fraises d'usinage spécifiques, choisies en accord avec les instructions du fabricant (figure 28). Les fraises ont été changées après l'usinage des 20 inlays (40 en tout).

Dans la littérature, il est conseillé de les remplacer après l'usinage de :

- 10 couronnes céramiques et plus de 100 couronnes composite (Ruse et Sadoun 2014) ;
- 25 blocs (Sirona® 2014).

MCXL 12S Cylinder pointed	
MCXL 12S step	

Figure 28 : Fraises d'usinage du CEREC® MC XL (Sirona® 2015c)

II-3.2.4 Lampe à photopolymériser

L'ensemble des polymérisations ont été réalisées avec la même lampe à photopolymériser LED, lampe Demi™ Ultra (35664) de chez Kerr™. La puissance émise est de 1.100 mW/cm² avec une pointe à 1.330 mW/cm² pendant un quart de seconde, à chaque seconde du cycle de polymérisation. Le rayonnement lumineux émet entre 450 et 470nm (Kerr™ 2013).



Figure 29 : Lampe à photopolymériser LED Demi™ Ultra (35664) (Kerr™ 2013)

II-3.2.5 Microscope optique

Le microscope optique est un instrument d'optique qui comprend un objectif et un oculaire. Il agrandit l'image d'un petit objet afin qu'il soit observable par l'œil humain. Il est caractérisé par son grossissement (Larousse 2017).

Pour cette étude, nous avons utilisé un microscope Leica de modèle 10446197 (Wild Heerbrugg).

II-4 METHODES

La méthodologie de percolation de traceur chimique (nitrate d'argent) au niveau du joint de collage, observable par microscope optique, a été utilisée dans cette étude.

Si initialement l'objectif était d'évaluer l'étanchéité de l'assemblage d'une céramique usinée avec un système de collage dans le but de proposer un protocole de collage universel quant au traitement de surface et au système de collage ; il s'est avéré que l'analyse des premiers résultats ne nous permettait pas d'arriver à une conclusion satisfaisante. Ainsi, les deux protocoles suivants se sont greffés à cette étude pour trouver une explication.

II-4.1 Lieu de l'étude et intervenants

Cette étude a été conduite au sein :

- du Centre de Soins, d'Enseignements et de Recherche Dentaires de Lyon (G. Malquarti) avec l'équipe du Laboratoire Multimatériaux et Interfaces (UMR CNRS 5615) de Lyon (B. Grosogeat - P. Colon) pour la réalisation de l'empreinte optique, l'usinage et le collage des restaurations céramiques ;
- du laboratoire de Biomatériaux dentaires de Paris 7 (Plateforme de Recherche Universitaire) pour le reste des manipulations.

Toutes les expérimentations ont été réalisées par le même opérateur à l'exception de l'acquisition numérique des cavités et la modélisation sur CEREC® de la restauration céramique nécessitant de l'expérience. Ces deux dernières ont été effectuées par le Dr A. Goujat.

Je tiens à remercier les Professeurs P. Colon et B. Grosogeat, promoteurs de cette étude. Je remercie également l'équipe du LMI de Lyon, le Dr A. Goujat et le Dr H. Abouelleil pour leur accueil, leur gentillesse et leur investissement dans ce projet. Enfin, je souhaite remercier L. Laurencena pour sa disponibilité quant au thermocyclage des échantillons et le Dr N. Pradelle pour sa disponibilité et son aide au cours des manipulations.

II-4.2 Evaluation de l'étanchéité de l'assemblage

Le protocole se déroule en plusieurs étapes. Ces dernières sont détaillées ultérieurement.

- Préparation des échantillons pour les obturations (cf. II-4.2.1) ;
 - Réalisation des cavités,
 - Inclusion des dents dans la résine.
- Usinage des blocs céramiques (cf. II-4.2.2) ;
 - Répartition des blocs avant usinage et collage,
 - Usinage.
- Collage des restaurations céramiques aux tissus dentaires (cf. II-4.2.3) ;
 - Réalisation des traitements de surface,
 - Collage des restaurations.
- Préparation des échantillons pour le protocole de pénétration du nitrate d'argent (cf. II-4.2.4) ;
 - Polissage des échantillons,
 - Obturation des apex,
 - Thermocyclage,
 - Application de vernis.
- Protocole du nitrate d'argent (cf. II-4.2.5) ;
- Réalisation des coupes au microscope optique (cf. II-4.2.6) ;
 - Réalisation des coupes,
 - Observations au microscope optique.

II-4.2.1 Préparation des échantillons pour l'usinage

Elle est réalisée dans un délai de 24 à 72 heures avant l'usinage des blocs de céramique.

➤ **Réalisation des cavités**

Les vingt premières dents sélectionnées ont été divisées en 2 lots. Des cavités proximales sont réalisées en mésial (M) et en distal (D) de chaque dent. Quarante cavités ont donc été effectuées en tout.

Les préparations sont faites à l'aide d'une fraise diamantée bague verte cylindro-conique à fond plat et angle interne arrondi (4687KRD.314.016 de Komet®) montée sur turbine sous spray et eau (*figure 30 G*). Elle est tenue parallèlement au plan d'occlusion et présente des repères horizontaux à 2 et 4mm.

Les cavités sont standardisées (*figure 30 M*) :

- légère dépouille des parois permettant l'insertion de la pièce prothétique ;
- un fond plat ;
- une profondeur de 2mm, vérifiée avec le premier repère de la fraise ;
- une largeur de cavité d'environ 4mm, vérifiée avec le deuxième repère de la fraise ;
- la paroi cervicale, dentinaire, est située à la jonction amélo-cémentaire.

Chaque cavité est, par la suite, inspectée avec une sonde droite pour vérifier la dépouille des parois, l'absence d'accroche et de reliefs irréguliers compromettant l'empreinte optique. La finition de la cavité est réalisée avec une fraise diamantée bague rouge (8848KR.314.016 de Komet®) montée sur turbine sous spray et eau (*figure 30 D*).



Figure 30 : Fraise bague verte de préparation (Gauche), cavité standardisée réalisée (Milieu) et fraise bague rouge de finition (Droite)

➤ **Inclusion des dents dans la résine**

Chaque dent préparée est incorporée dans un bloc cylindrique (h=14mm, Ø=25mm) contenant de la résine acrylique jusqu'à 3mm sous la jonction amélo-cémentaire. La surface occlusale est parallèle au plan horizontal. Cette étape permet de faciliter l'empreinte optique ainsi que les manipulations à venir.

II-4.2.2 Usinage des blocs céramiques

➤ Répartition des blocs avant l'usinage et le collage

L'attribution pour chaque cavité du matériau de restauration (CS ou LRF), du traitement de surface à réaliser sur la pièce prothétique et du système de collage à employer pour le collage a été réalisée par randomisation (*tableau 12*). Le même traitement de surface est effectué sur les restaurations mésiale et distale d'une même dent pour faciliter les manipulations.

Avant le commencement de l'usinage, on a procédé à l'identification des cavités en gravant à l'aide d'une fraise boule diamantée le numéro choisi sur la face linguale de chaque dent ainsi qu'en réalisant une rainure horizontale située 2mm en dessous de la limite cervicale des cavités mésiales.

<u>N°</u> <u>CAVITE</u>	<u>TRAIT.</u> <u>DE SURFACE</u>	<u>SYST.</u> <u>DE COLLAGE</u>
1 CS M	HF	Multilink® Automix
2 CS M	HF	Multilink® Automix
3 CS M	HF	G-CEM LinkForce™
4 CS M	HF	Multilink® Automix
5 CS M	SB	Multilink® Automix
6 CS M	SB	G-CEM LinkForce™
7 CS M	SB	Multilink® Automix
8 CS M	SB	G-CEM LinkForce™
9 CS M	HF	G-CEM LinkForce™
10 CS M	SB	G-CEM LinkForce™
11 LRF M	HF	Multilink® Automix
12 LRF M	HF	Multilink® Automix
13 LRF M	HF	G-CEM LinkForce™
14 LRF M	HF	Multilink® Automix
15 LRF M	SB	Multilink® Automix
16 LRF M	SB	G-CEM LinkForce™
17 LRF M	SB	Multilink® Automix
18 LRF M	SB	G-CEM LinkForce™
19 LRF M	HF	G-CEM LinkForce™
20 LRF M	SB	G-CEM LinkForce™

<u>N°DENT</u>	<u>TRAIT.</u> <u>DE SURFACE</u>	<u>SYST.</u> <u>DE COLLAGE</u>
1 CS D	HF	G-CEM LinkForce™
2 CS D	HF	G-CEM LinkForce™
3 CS D	HF	Multilink® Automix
4 CS D	HF	G-CEM LinkForce™
5 CS D	SB	G-CEM LinkForce™
6 CS D	SB	Multilink® Automix
7 CS D	SB	G-CEM LinkForce™
8 CS D	SB	Multilink® Automix
9 CS D	HF	Multilink® Automix
10 CS D	SB	Multilink® Automix
11 LRF D	HF	G-CEM LinkForce™
12 LRF D	HF	G-CEM LinkForce™
13 LRF D	HF	Multilink® Automix
14 LRF D	HF	G-CEM LinkForce™
15 LRF D	SB	G-CEM LinkForce™
16 LRF D	SB	Multilink® Automix
17 LRF D	SB	G-CEM LinkForce™
18 LRF D	SB	Multilink® Automix
19 LRF D	HF	Multilink® Automix
20 LRF D	SB	Multilink® Automix

Tableau 12 : Répartition du matériau de restauration, du traitement de surface et du système de collage pour chaque cavité

Abrév. CS : CERASMART™ ; LRF : Initial™ LRF ; HF : Mordançage à l'acide fluorhydrique ; SB : Sablage.

➤ Usinage

Chaque cavité est poudrée (Powder Scan Spray de VITA®) et l'empreinte optique est prise à l'aide de la Bluecam®. La modélisation de la future pièce prothétique est réalisée et l'usinage du bloc peut commencer.

II-4.2.3 Collage des restaurations céramiques aux tissus dentaires

La séquence clinique a été réalisée en accord avec les indications des fabricants. Elle se déroule en plusieurs étapes :

1. essai de la restauration ;
2. nettoyage de l'intrados prothétique ;
 - appliquer de l'éthanol sur l'intrados à l'aide d'une micro-brosse,
 - laisser agir 20s,
 - rincer soigneusement à l'eau,
 - sécher à l'air sec exempt d'huile.
3. traitement de surface de l'intrados prothétique :
 - si mordantage à l'acide fluorhydrique : utilisation d'IPS® Ceramic Etching Gel (*tableau 11*),
 - si sablage : utilisation de particules d'alumine de 50µm (SD2 Etch'Air®) pour un sablage d'une durée de 10s, à une pression de deux bars et à une distance de 10mm. Le jet d'abrasion arrive perpendiculairement à la surface. Rincer puis sécher à l'air sec (*figure 31*).
4. nettoyage des surfaces amélaire et dentinaires ;
 - appliquer de la pâte Clean Polish de chez Kerr™ sur une brosse montée sur contre-angle bague bleu,
 - rincer à l'eau,
 - sécher à l'air sec (ne pas déshydrater totalement la dentine).
5. mise en place de l'agent de couplage sur l'intrados céramique (*tableau 11*) ;
6. mise en place du système adhésif sur les surfaces dentaires (*tableau 11*) ;
7. mise en place de la colle (*tableau 11*).

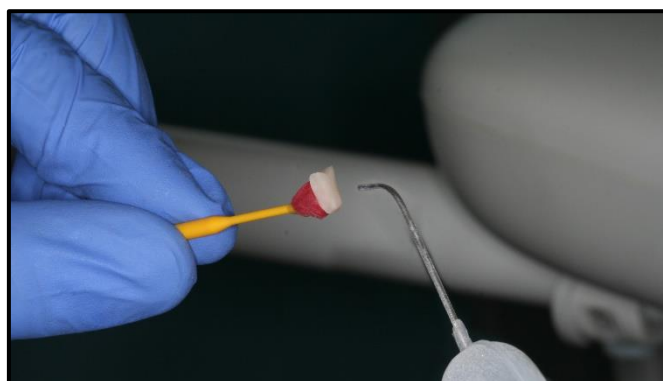


Figure 31 : Photo de l'étape du sablage à l'alumine

➤ **Polissage des échantillons**

Le joint de chaque obturation est poli en proximal (P) et occlusal (O) à l'aide de disques et de cupules montés sur contre-angle bague bleu. Le polissage permet d'éliminer tous les excès de colle qui pourrait par la suite entraver la pénétration du nitrate d'argent.

La séquence de polissage est la suivante (*figure 32*) :

- disque abrasif gros grain Sof-Lex™ de chez 3M ESPE® en oxyde d'aluminium de diamètre 12,7mm (P) ;
- disque abrasif grain fin Sof-Lex™ de chez 3M ESPE® de diamètre 12,7mm (P) ;
- disque abrasif grain extra-fin Sof-Lex™ de chez 3M ESPE® de diamètre 12,7mm (P) ;
- fraise polissoir bleue en caoutchouc, forme flamme de chez Komet® (O) ;
- fraise polissoir blanche en caoutchouc, forme flamme de chez Komet® (O) ;
- pointe de polissage Enhance de chez Dentsply® (O et P) ;
- cupule de polissage Enhance de chez Dentsply® (O).

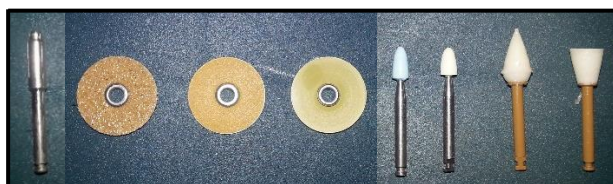


Figure 32 : Séquence de polissage

➤ **Obturation des apex**

Les apex, mis à découvert après taillage des blocs de résine, doivent être obturés. Cette procédure a pour but d'éliminer le biais de la pénétration du traceur, des apex vers le joint de collage, par diffusion du colorant à travers les tissus dentaires.

On met en place le système adhésif SAM 2 OptiBond™XTR de Kerr™ (*figure 33*) ainsi que le composite G-aenial de GC® (*figure 34*) au niveau du 1/3 apical de la racine en suivant les instructions des fabricants :

- appliquer le primer en frottant pendant 20s ;
- sécher avec de l'air pendant 5s ;
- appliquer la résine adhésive avec un mouvement de brossage pendant 15s ;
- sécher avec de l'air pendant 5s ;
- photopolymériser pendant 10s ;
- appliquer le composite ;
- photopolymériser 20s pour chaque apport.



Figure 33 : Composite G-aenial (GC® 2012)



Figure 34 : Système adhésif OptiBond™ XTR (Kerr™ 2010)

➤ Thermocyclage

Le thermocyclage a pour but de simuler le vieillissement physiologique des biomatériaux et des joints d'obturation dans la cavité buccale. Actuellement aucune procédure standardisée existe (nombre de cycles, température des bacs, temps de transfert). Le protocole choisi pour cette étude, s'est inspiré des travaux de Gale et Darvell (1999) et permettra de reproduire 6 mois de tenue en bouche (Gale et Darvell 1999; Morresi et al. 2014).

Les échantillons sont thermocyclés pendant 5000 cycles dans l'eau à 5 et 55°C. Ils sont immergés pendant 5s dans chaque bain avec un temps de transfert de 10s.



Figure 35 : Appareil de thermocyclage du Laboratoire de Biomateriaux de Garancière

➤ Application de vernis

Après le thermocyclage, les dents sont entièrement recouvertes de deux couches de vernis de couleurs différentes, dont l'application est espacée d'au moins douze heures, en laissant 1mm de marge autour du joint de restauration sans vernis. Ceci permet de minimiser au maximum la pénétration du traceur à travers les porosités amélaire.

II-4.2.5 Protocole de pénétration du nitrate d'argent

Le protocole est le suivant :

- immersion dans une solution de nitrate d'argent (AgNO_3 – 50 % en poids dilué dans de l'eau déminéralisée) pendant deux heures dans le noir. La solution est agitée au préalable pendant une heure ;
- rinçage sous l'eau jusqu'à disparition de l'aspect laiteux de celle-ci ;
- exposition à la lumière pendant douze heures ;
- immersion dans du révélateur photographique (Kodak Dental Y Ray developer réf : 506 0686) pendant deux heures ;
- rinçage sous l'eau ;
- immersion dans de l'acétone (Acétone Mieuxa®) afin d'éliminer les deux couches de vernis.

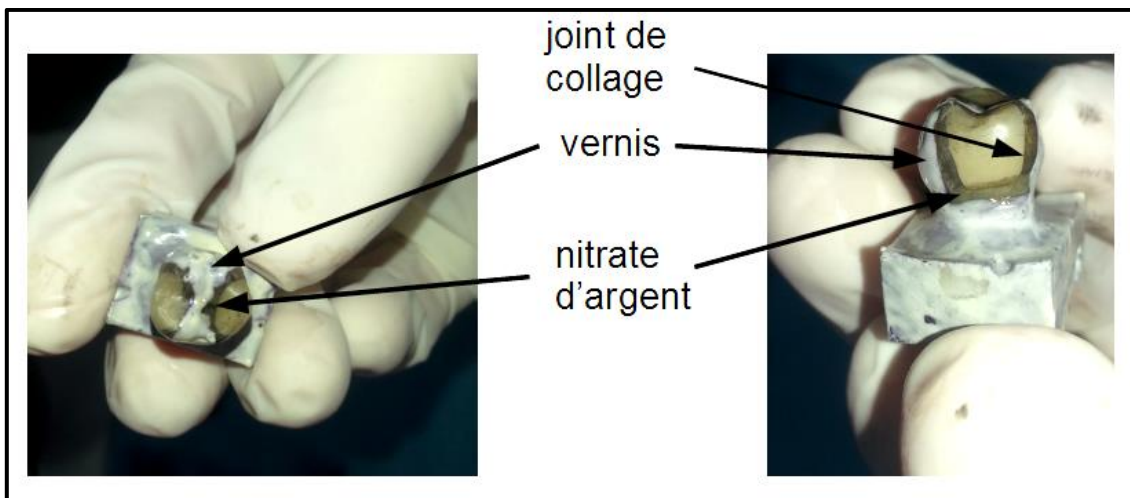


Figure 36 : Echantillons ayant subi le protocole du nitrate d'argent

II-4.2.6 Réalisation des coupes et observation au microscope optique

➤ **Réalisation des coupes**

Pour chaque dent, seule la couronne (jusqu'à 3mm en dessous de la jonction amélo-cémentaire) est conservée et enrobée à froid dans une résine acrylique (ClaroCit® de Struers) à l'aide de moules rectangulaires.

Une fois la polymérisation complète de la résine obtenue, les échantillons sont sectionnés dans le sens vestibulo-lingual à l'aide d'une lame circulaire diamantée dans un appareil à tronçonnage, sous irrigation constante (Accutom® de chez Struers).

On obtient alors pour chaque dent, au minimum, deux coupes d'environ 1,5mm d'épaisseur chacune, soit 4 interfaces en mésial et 4 en distal au total, à étudier.

➤ **Observations au microscope optique**

Pour chaque interface obtenue (20x2x4 étudiées), la pénétration marginale du traceur est observée grâce à un microscope optique (Wild Heerbrugg) connecté à une caméra (Leica DFC 320). Cinq mesures sont effectuées à l'aide du logiciel d'analyse d'image (IM500 Leica Image Manager), préalablement calibré :

- longueur du joint amélaire (en mm) ;
- percolation amélaire du traceur (PA en mm) ;
- longueur du joint dentinaire (en mm) ;
- percolation dentinaire cervicale du traceur (PDC en mm) ;
- percolation dentinaire en occlusal du traceur (PDO en mm).

Ceci permet de calculer, pour chaque interface, le pourcentage de pénétration du traceur au niveau amélaire (% PA), dentinaire cervical (% PDC) et dentinaire occlusal (% PDO) (*figure 37*).

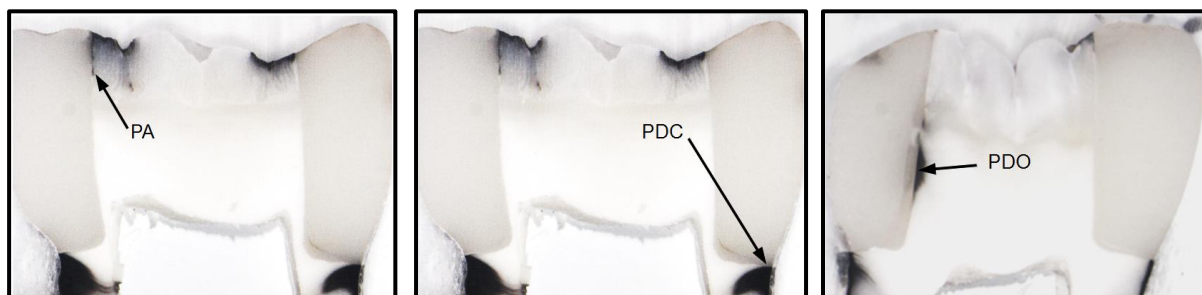


Figure 37 : Coupes avec percolation amélaire (PA), dentinaire cervicale (PDC) et dentinaire occlusale (PDO)

II-4.3 Evaluation de l'étanchéité de l'interface colle-céramique

Le protocole se déroule en plusieurs étapes. Seules les étapes nouvelles sont décrites ultérieurement.

- Préparation des échantillons pour le protocole de pénétration de nitrate d'argent (cf. II-4.2.1) :
 - Réalisation des échantillons (cf. II-4.3.1),
 - Thermocyclage (cf. II-4.2.4).
- Usinage des blocs céramiques (cf. II-4.2.2) :
 - Répartition des blocs avant usinage et collage,
 - Usinage.
- Protocole de pénétration de nitrate d'argent (cf. II-4.2.5) ;
- Réalisation des coupes au microscope optique (cf. II-4.2.6) :
 - Réalisation des coupes,
 - Observations au microscope optique.

II-4.3.1 Préparation des échantillons pour le protocole de pénétration du nitrate d'argent

➤ **Réalisation des échantillons**

Seize parallélépipèdes rectangles (L=7 mm, l=5 mm, h=4 mm) de CERASMART™ et seize d'Initial™ LRF ont été taillés. On a ensuite collé entre elles deux céramiques identiques ayant subi le même traitement de surface (*tableau 12*) Ainsi, 8 lots, de deux échantillons chacun, ont été réalisés (*figure 38*).

<u>N°LOT</u>	<u>CERAMIQUE</u>	<u>TRAITEMENT DE SURFACE</u>	<u>COLLE</u>
1	CERASMART™	HF+Silane	Multilink® Automix
2	CERASMART™	SB+Silane	Multilink® Automix
3	CERASMART™	HF+Silane	G-CEM LinkForce™
4	CERASMART™	SB+Silane	G-CEM LinkForce™
5	Initial™ LRF	HF+Silane	Multilink® Automix
6	Initial™ LRF	SB+Silane	Multilink® Automix
7	Initial™ LRF	HF+Silane	G-CEM LinkForce™
8	Initial™ LRF	SB+Silane	G-CEM LinkForce™

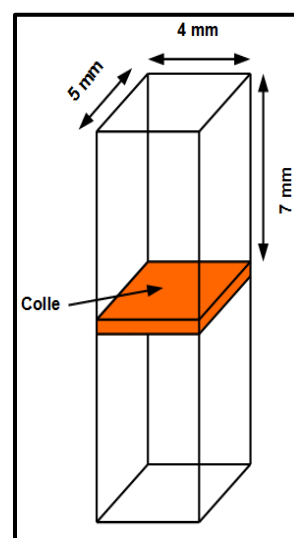


Figure 38 : Echantillon type

Tableau 13 : Répartition des lots pour l'étude de l'étanchéité de l'interface-colle-céramique

II-4.4 Evaluation de l'étanchéité de l'interface système de collage-dent

Le protocole se déroule en plusieurs étapes. Seules les étapes nouvelles sont décrites ultérieurement.

- Préparation des échantillons pour les obturations (cf. II-4.2.1) :
 - Réalisation des cavités,
 - Inclusion des dents dans la résine.
- Obturation des cavités (cf. II-4.4.1) :
 - Répartition et réalisation des obturations.
- Préparation des échantillons pour le protocole de pénétration du nitrate d'argent (cf. II-4.2.4) :
 - Polissage des échantillons,
 - Obturation des apex,
 - Thermocyclage,
 - Application de vernis.
- Protocole de nitrate d'argent (cf. II-4.2.5) ;
- Réalisation des coupes au microscope optique (cf. II-4.2.6) :
 - Réalisation des coupes,
 - Observations au microscope optique.

II-4.3.1 Obturation des cavités

➤ **Répartitions et réalisation des obturations**

Le choix du système adhésif et du composite d'obturation pour chaque cavité figure dans le tableau ci-dessous (*tableau 14*).

Avant le commencement de l'usinage, on a procédé à l'identification des cavités en gravant à l'aide d'une fraise boule diamantée le numéro choisi sur la face linguale de chaque dent ainsi qu'en réalisant une rainure horizontale située 2mm en dessous de la limite cervicale des cavités mésiales.

<u>N° DENT</u>	<u>MESIAL</u>	<u>DISTAL</u>
1	A : G-Premio Bond C : G-aenial	A : G-Premio Bond C : G-CEM LinkForce™
2	A : G-Premio Bond C : G-aenial	A : G-Premio Bond C : G-CEM LinkForce™
3	A : G-Premio Bond C : G-aenial	A : G-Premio Bond C : G-CEM LinkForce™
4	A : G-Premio Bond C : G-aenial	A : G-Premio Bond C : G-CEM LinkForce™
5	A : G-Premio Bond C : G-aenial	A : G-Premio Bond C : G-CEM LinkForce™
6	A : G-Premio Bond 10 s C : G-CEM LinkForce™	A : G-Premio Bond 20 s C : G-CEM LinkForce™
7	A : G-Premio Bond 10 s C : G-CEM LinkForce™	A : G-Premio Bond 20 s C : G-CEM LinkForce™
8	A : G-Premio Bond 10 s C : G-CEM LinkForce™	A : G-Premio Bond 20 s C : G-CEM LinkForce™
9	A : G-Premio Bond 10 s C : G-CEM LinkForce™	A : G-Premio Bond 20 s C : G-CEM LinkForce™
10	A : G-Premio Bond 10 s C : G-CEM LinkForce™	A : G-Premio Bond 20 s C : G-CEM LinkForce™

Tableau 14 : Répartition des matériaux d'obturation pour l'étude de l'interface colle-dent

Abrév. A : Système Adhésif utilisé ; C : Composite d'obturation utilisé

II-5 RESULTATS

Les résultats se sont appuyés sur le calcul, pour chaque lot étudié, des pourcentages de percolation amélaire (% PA), dentinaire cervicale (% PDC) et dentinaire occlusale (% PDO) ainsi que les moyennes : MOY % PA, MOY % PDC et MOY % PDO.

Dans la partie II-5 Résultats, nous nous contenterons de citer les résultats des trois études réalisées et dans la discussion, nous expliquerons le cheminement qui nous a amené au travail complémentaire.

II-5.1 Résultats de l'étanchéité de l'assemblage

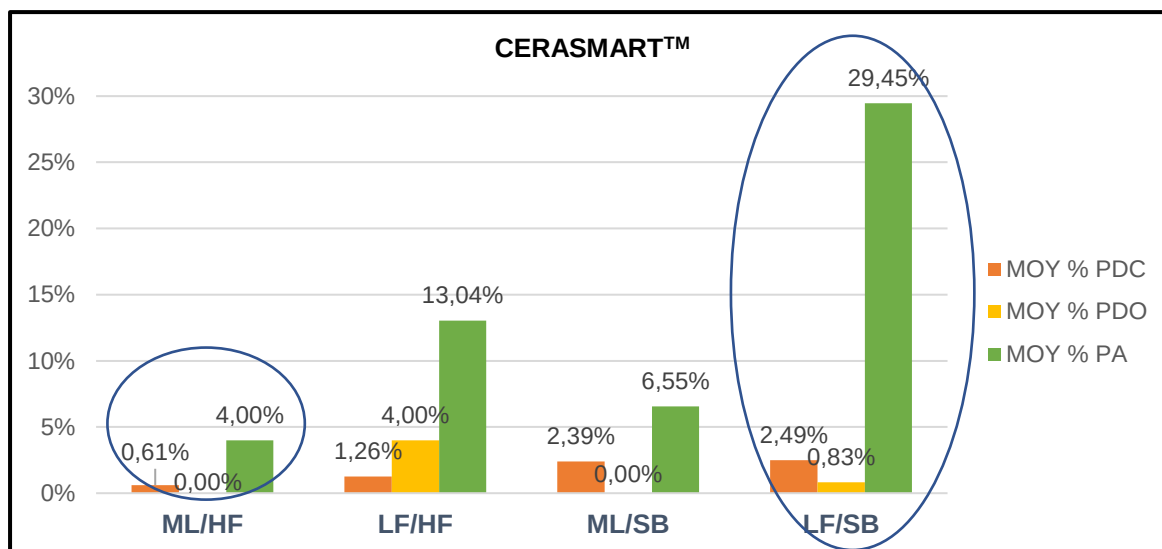


Figure 39 : Histogramme de la percolation marginale du joint en fonction de l'assemblage du CERASMART™

Au niveau amélaire, on observe des percolations quel que soit le traitement de surface appliqué ou le système de colle employé. Le même phénomène est observable au niveau de la dentine cervicale marginale, bien que les valeurs rapportées soient nettement inférieures. La percolation dentinaire occlusale est non négligeable (>1 %) lorsque le G-CEM LinkForce™ est couplé à un mordantage à l'acide fluorhydrique (LF/HF).

Après lecture de cet histogramme, on peut conclure que pour le CERASMART™, le joint de collage le plus étanche est obtenu lorsque le Multilink® Automix est utilisé et qu'un mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % est réalisé sur l'intrados prothétique (ML/HF). Au contraire, les valeurs de percolations les plus élevées sont enregistrées lorsque le CERASMART™ subit un sablage à l'alumine et que l'assemblage aux tissus dentaires est réalisé avec le G-CEM LinkForce™ (LF/SB).

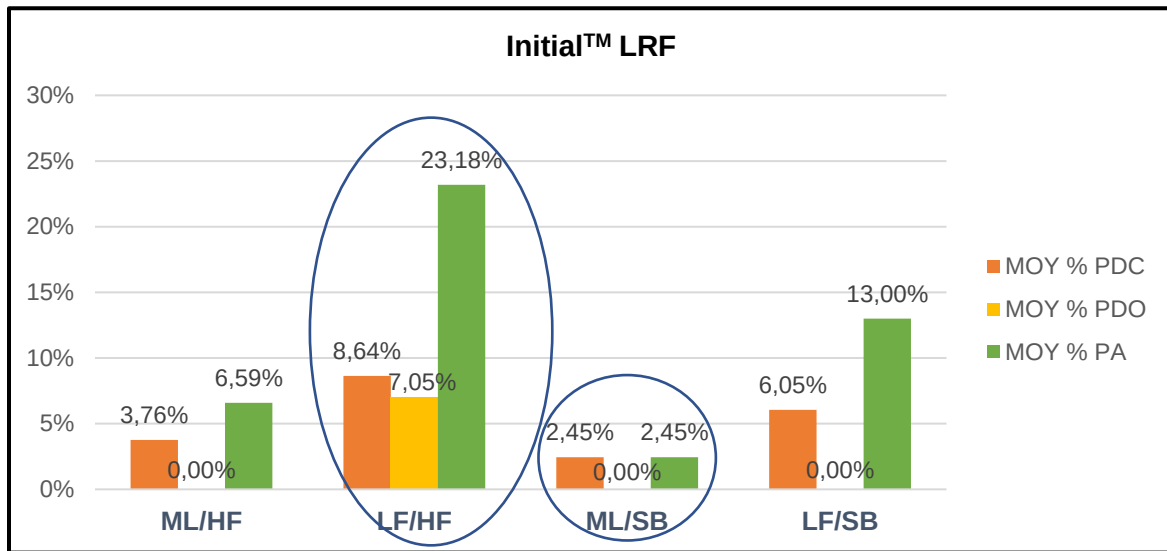


Figure 40 : Histogramme de la percolation marginale du joint en fonction de l'assemblage de l'Initial™ LRF

Au niveau amélaire, on observe des percolations quel que soit le traitement de surface appliqué ou le système de colle employé. Le même phénomène est observable au niveau de la dentine cervicale marginale, bien que les valeurs rapportées soient nettement inférieures. La percolation dentinaire occlusale est non négligeable (>1 %) lorsque le G-CEM LinkForce™ est couplé à un mordantage à l'acide fluorhydrique 5 %.

Après lecture de cet histogramme, on peut convenir que pour l'Initial™ LRF, le joint de collage le plus étanche est obtenu lorsque le Multilink® Automix est utilisé et qu'un sablage à l'alumine est réalisé sur l'intrados prothétique (**ML/SB**). Au contraire, les taux de percolations les plus élevés sont enregistrés lorsque l'Initial™ LRF subit un mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % et que le collage est opéré avec le G-CEM LinkForce™ (**LF/HF**).

<u>CERAMIQUE</u>	<u>JOINT DE COLLAGE LE PLUS ETANCHE</u>	<u>JOINT DE COLLAGE LE MOINS ETANCHE</u>
CERASMART™	ML/HF	LF/SB
Initial™ LRF	ML/SB	LF/HF

Tableau 15 : Résumé des résultats de l'étanchéité de l'assemblage

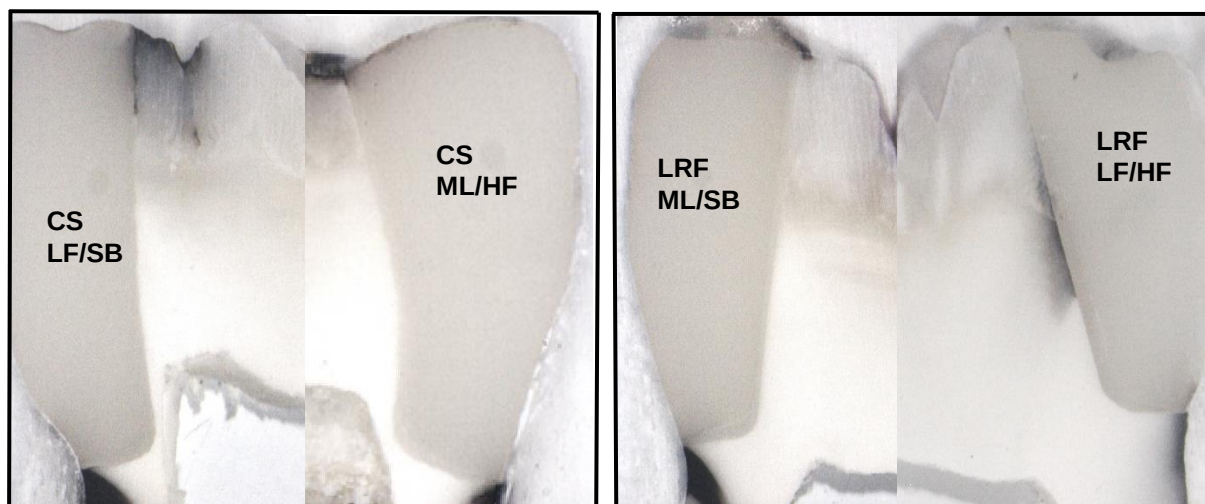


Figure 41 : Coupes caractéristiques des joints de collage du CERASMART™ et de l'Initial™ LRF

Il semble donc qu'en terme d'étanchéité, le choix du système de collage et du traitement de surface de la céramique influe sur l'étanchéité de l'assemblage.

On préférera dans les deux cas utiliser le Multilink® Automix pour le collage et réaliser pour le CERASMART™ un mordantage et pour l'Initial™ LRF un sablage.

II-5.2 Résultats de l'étanchéité de l'interface colle-céramique

Aucune percolation n'a été observée sur l'ensemble des échantillons quels que soit la céramique, le système de collage et le traitement de surface appliqué.

L'interface colle-céramique n'est pas la source de percolation au niveau du joint de collage de l'assemblage.

II-5.3 Résultats de l'étanchéité de l'interface système de collage-dent

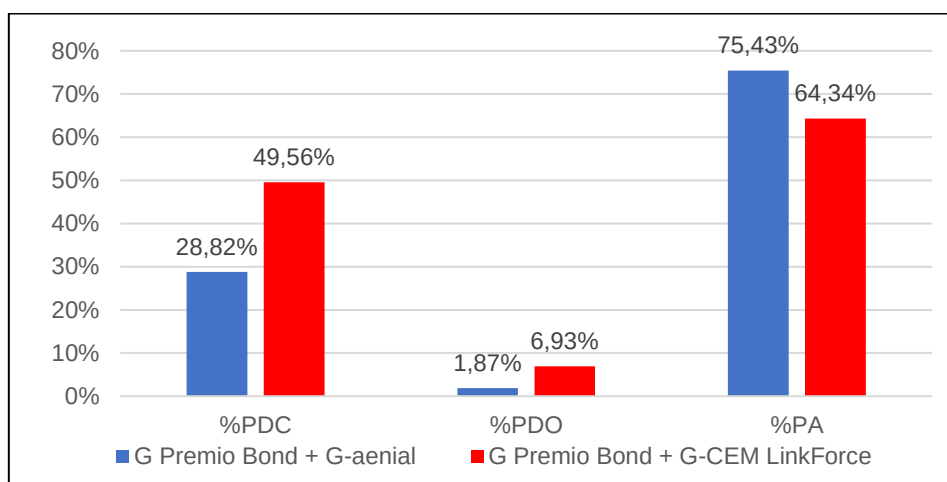


Figure 42 : Histogramme de la percolation marginale du joint, en fonction du composite d'obturation choisi : composite G-aenial vs G-CEM LinkForce™

On observe des percolations au niveau amélaire et dentinaire quel que soit le composite d'obturation choisi. Cependant, elles sont nettement inférieures au niveau de la dentine occlusale (1,87 % et 6,93 %). La pénétration de traceur constatée en amélaire avec le G-aenial est proche de celle relevée avec le LinkForce™, mais au niveau de la dentine cervicale elle est deux fois moins élevée.

Il semble que le système adhésif G-Premio Bond et le G-CEM LinkForce™ influent sur l'étanchéité marginale de l'interface : dent système de colle.

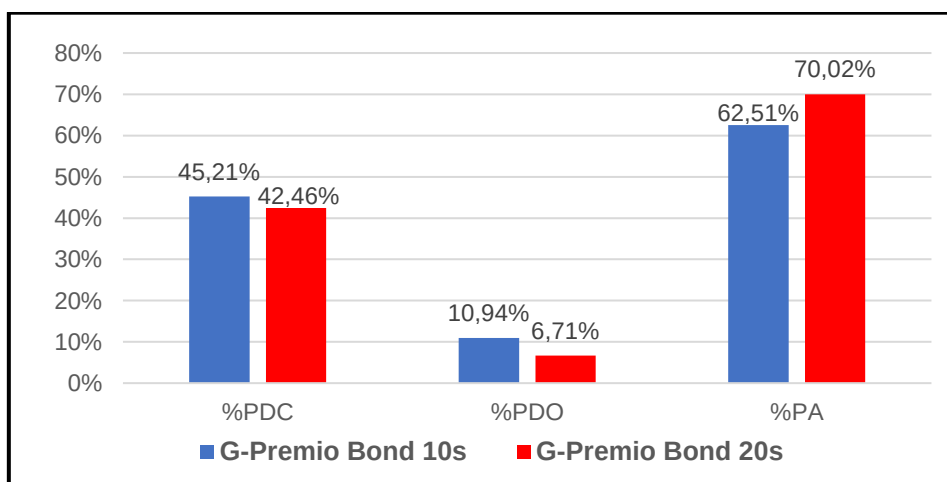


Figure 43 : Histogramme de la percolation marginale du joint, en fonction du temps d'application du système adhésif G-Premio Bond sur les parois dentaires : 10s vs. 20s

Les percolations amélaire et dentinaire observées sont équivalentes quel que soit le temps d'application du système adhésif G-Premio Bond temps sur les parois dentaires de la cavité.

Il semble que le temps d'application du système adhésif sur le substrat dentaire n'est pas d'influence sur l'étanchéité de l'interface : dent-système de colle.

II-6 DISCUSSION

II-6.1 Discussion des résultats

1^{er} protocole

Notre étude avait pour objectif premier de pouvoir proposer un protocole d'assemblage unique, commun à deux céramiques usinées récemment commercialisées, qui présenterait les meilleures valeurs d'étanchéité : le conditionnement par mordantage à l'acide fluorhydrique du CERASMART™ et par sablage à l'alumine de l'Initial™ LRF associé au Multilink® Automix (tableau 15).

Afin de confirmer ces premiers résultats, nous avons étudié séparément l'influence du traitement de surface et du système de collage sur l'étanchéité marginale du joint d'adhésion (figure 44).

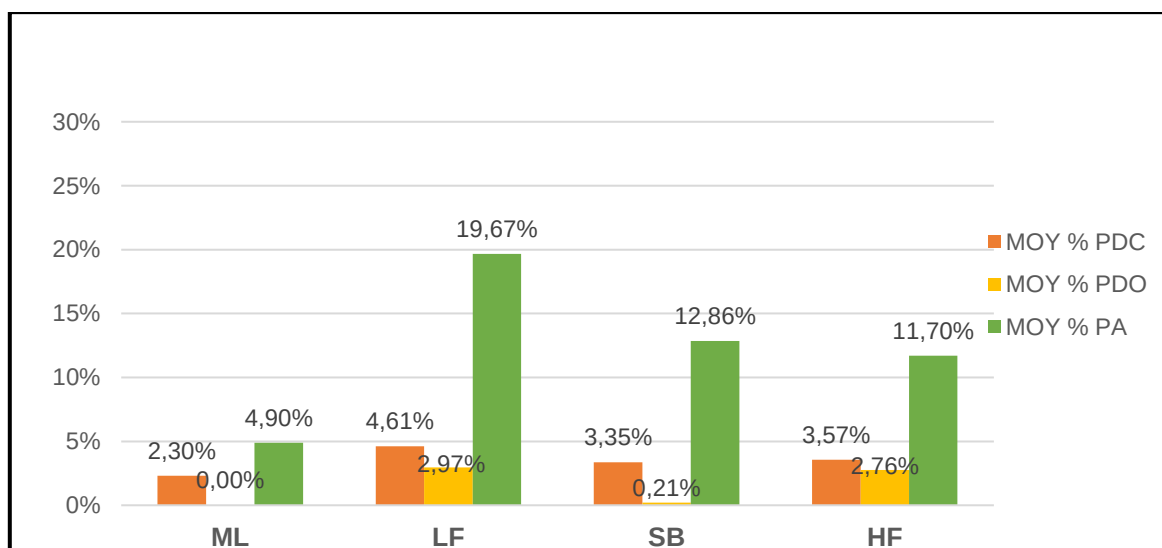


Figure 44 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint (CERASMART™ et Initial™ LRF confondus)

Les percolations amélares et dentinaires du joint sont plus élevées lorsque le G-CEM LinKForce™ (LF) est utilisé pour l'assemblage par rapport au Multilink® Automix (ML) surtout au niveau de l'émail (+ 300 %). Au contraire, elles sont semblables quel que soit le traitement de surface réalisé sur l'intrados prothétique.

Il semble donc que, de façon générale, seul le système de collage influe sur l'étanchéité du joint d'assemblage.

Cependant, ces résultats sont rapidement réfutés si on les détaille davantage. Si le CERASMART™ est choisi pour la restauration, les valeurs de percolations dentinaires et amélares diffèrent en fonction du système de collage et du traitement de surface, notamment au niveau de l'émail marginal (figure 45). Ce phénomène est aussi observable lorsque l'Initial™ LRF est préféré (figure 46).

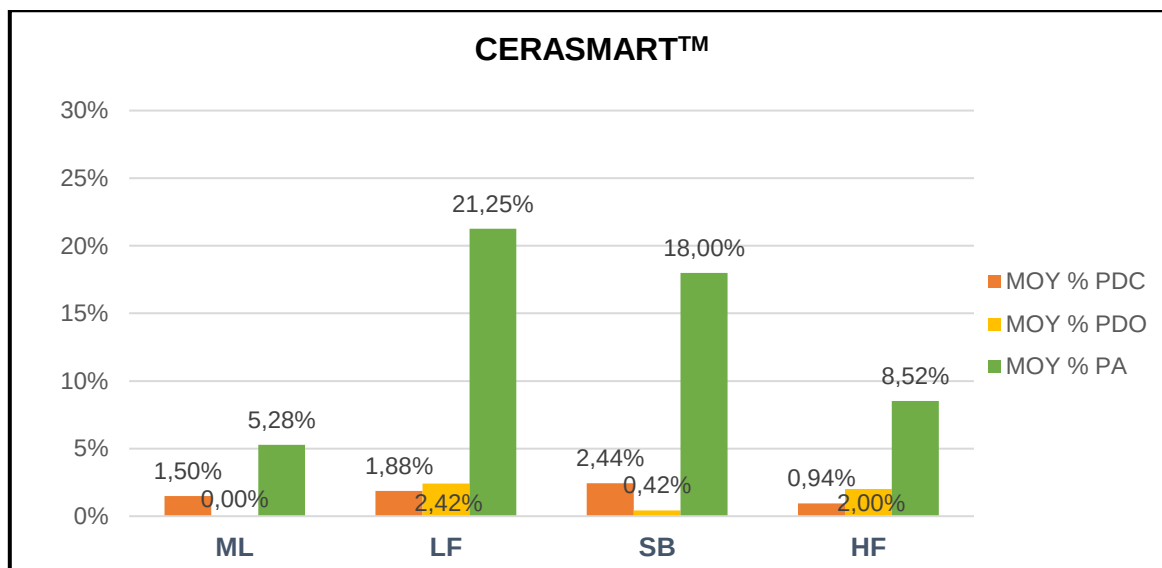


Figure 45 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint de CERASMART™

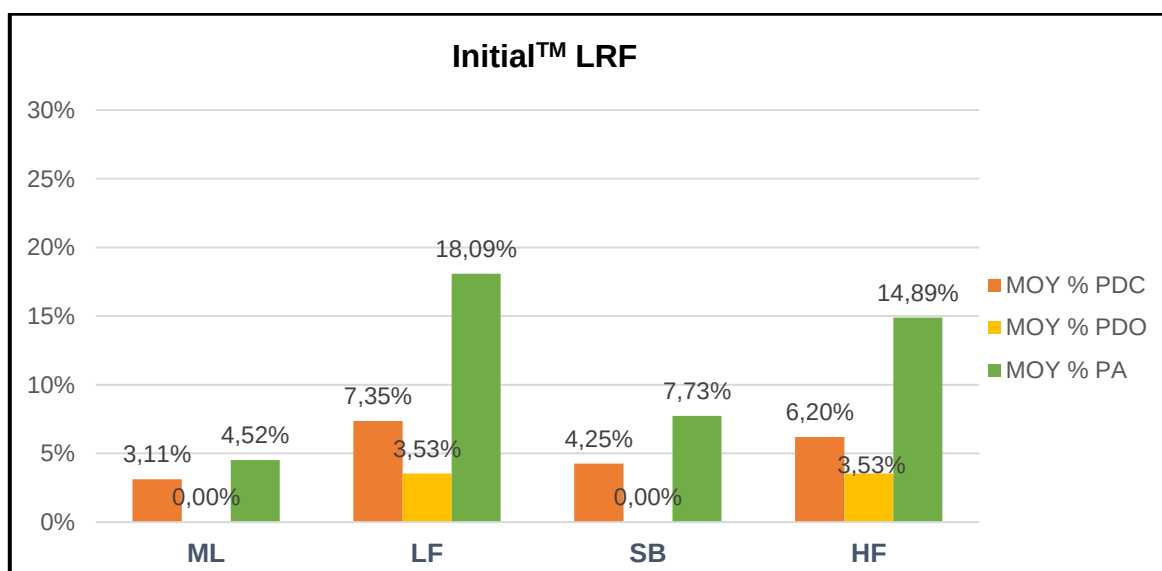


Figure 46 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint de l'Initial™ LRF

Toutes ces observations, nous ont fait revenir à l'hypothèse de départ qui est que seul un conditionnement par mordantage à l'acide fluorhydrique du CERASMART™ et par sablage à l'alumine de l'Initial™ LRF associé au Multilink® Automix permet l'obtention de l'assemblage le plus étanche.

Le choix du traitement de surface et du système de collage semble donc bien influencer sur l'étanchéité de joint d'assemblage.

2^{ème} protocole

Malgré des résultats assez significatifs, il s'est avéré impossible de discerner au microscope optique si les percolations observées provenaient d'une perte d'étanchéité de l'interface : céramique-colle ou de l'interface : dent-système adhésif-colle.

Ceci pourrait alors bien remettre en cause toutes les conclusions hypothétiques émises en amont.

Nous avons donc mis en œuvre deux autres protocoles d'étude permettant d'étudier ces deux interfaces séparément.

L'analyse des percolations de l'interface : céramique-colle, n'a montré aucune pénétration de nitrate sur l'ensemble des échantillons, et ce, quel que soit la céramique utilisée, le traitement de surface réalisé, l'agent de couplage appliqué ou la colle utilisée.

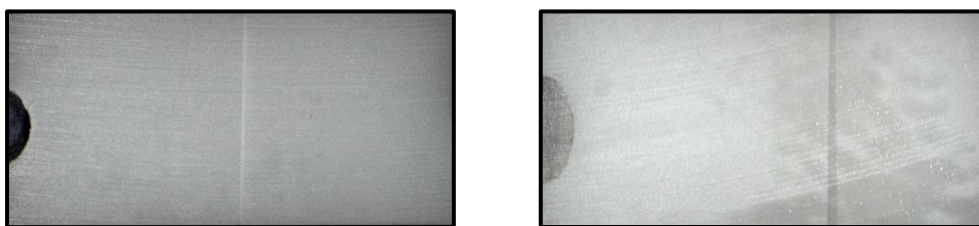


Figure 47 : Coupes de l'interface colle-céramique avec le protocole de pénétration de nitrate

Ainsi, on en déduit que l'ensemble des percolations préalablement constatées lors du premier protocole sont uniquement dues à un défaut d'étanchéité de l'interface : dent-système adhésif-colle.

Seul le choix du système de collage à utiliser semble influencer sur l'étanchéité de l'assemblage.

3^{ème} protocole

Afin de vérifier cette nouvelle hypothèse, nous avons étudié, en dernier, l'étanchéité de l'interface : dent-système adhésif-colle.

Ce protocole n'a concerné que le G-CEM LinkForce™ car le Multilink® Automix avait déjà fait l'objet d'une étude sur l'étanchéité en 2016 pour l'assemblage de couronnes céramiques (Lava™ Ultimate) (Cristian et al. 2016) où des percolations avaient été observées par pénétration de safranine (*tableau 16*). La colle G-CEM LinkForce™ n'est citée jusqu'à ce jour dans aucune publication internationale.

<u>SYSTEME DE COLLAGE</u> <u>UTILISE</u>	<u>PERCOLATIONS OBSERVEES</u> <u>(μm^2)</u>
RelyX™ Unicem	146,7392
Maxcem™	166,0606
Multilink® Automix	180,8174
PANAVIA 21	252,7584

Tableau 16 : Résultats d'étanchéité de l'étude de (Cristian et al. 2016)

Le système de collage étant composé d'un système adhésif et d'un polymère de collage, il nous a semblé judicieux d'essayer de connaître l'implication de l'un et l'autre dans les pertes d'étanchéité. L'analyse des résultats (*figure 42*) nous permet d'en déduire que le système adhésif G-Premio Bond mais aussi la colle LinkForce™ influent tout deux sur l'étanchéité marginale de cette interface.

Les défauts d'étanchéité du système adhésif universel pourraient être à ce moment-là dû à une erreur dans le protocole d'utilisation et en particulier le temps d'application du produit. Cependant, cette hypothèse s'est vue rejetée car aucune différence significative d'étanchéité existe en fonction du temps d'application de l'adhésif sur les parois dentaires (*figure 43*).

Ainsi, il pourrait s'avérer que le problème des percolations au niveau du joint dent-système adhésif vienne du fait que le G-Premio Bond soit un adhésif universel utilisé comme un SAM1. La couche hybride formée est alors plus propice aux dégradations dans le milieu buccal, car celle-ci est semi-perméable, du fait de la composition chimique de l'adhésif, riche en monomères hydrophiles (Cardoso et al. 2011; Frassetto et al. 2016).

Au terme de ce cheminement scientifique, on constate que le choix du traitement de surface n'a aucune influence sur l'étanchéité de l'assemblage quelle que soit la céramique utilisée. Au contraire, le système de collage pèse lui sur l'étanchéité marginale du joint.

II-6.2 Confrontation de nos résultats avec la littérature

Cette démarche expérimentale avec ses trois protocoles nous a permis de nous rendre compte qu'à l'heure actuelle, il est difficile d'établir un protocole unique et idéal en termes d'étanchéité pour ces deux céramiques.

En effet, aucune supériorité d'étanchéité du mordantage par rapport au sablage existe, car ni l'un ni l'autre influence les valeurs de percolations marginales. Cependant, le système de collage, lui, influe sur l'interface avec les tissus dentaires. L'utilisation du Multilink® Automix est conseillée, car les percolations observées sont 2 à 3 fois moins élevées que le G-CEM LinkForce™ (figure 44, figure 45, figure 46).

Le choix du traitement de surface de l'intrados prothétique devra se baser sur un autre paramètre tout aussi important que l'étanchéité, **l'adhérence**, propriété importante du cahier des charges des matériaux d'assemblage (cf. tableau 17).

Les résultats d'adhérence obtenus à Lyon ont montré que les traitements de surface qui permettaient d'avoir des valeurs optimales dépendaient du type de céramique et étaient les suivants (figure 48) :

- CERASMART™ : sablage à l'alumine 50µm pendant 15s + application d'un silane ou d'un adhésif universel ;
- Initial™ LRF : mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60s + application d'un silane.

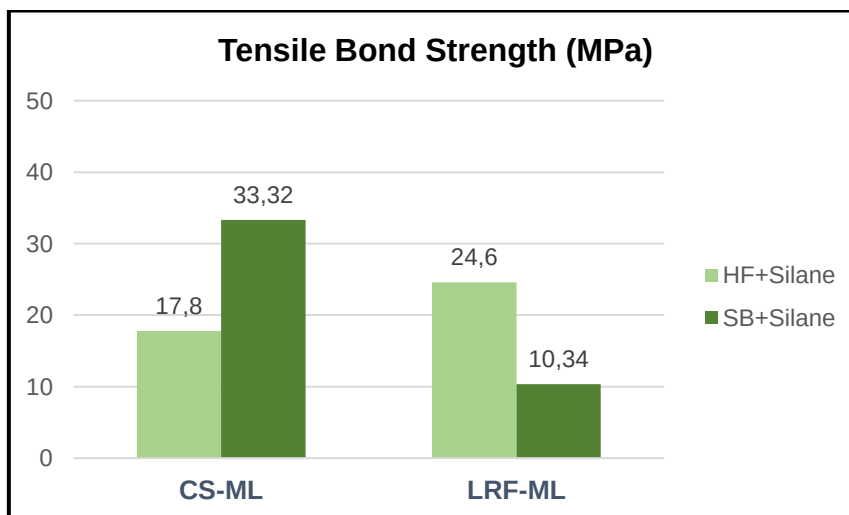


Figure 48 : Histogramme du TBS (MPa) en fonction du traitement de surface effectué sur le CERASMART™ et l'Initial™ LRF (A. Goujat et H. Abouelleil)

L'analyse de la littérature confirme ces derniers, en dehors de l'étude d'Elsaka, 2014 où le mordantage est préféré (cf. tableau 18).

<u>CERAMIQUE UTILISEE</u>	<u>ETUDE (Auteur)</u>	<u>TRAITEMENT DE SURFACE</u>	<u>SILANE</u>	<u>COLLE</u>
Résine nano-céramique	Lava™ Ultimate	Review (Gracis et al. 2015)	Silane	-
		Review (Spitznagel et al. 2016)	Adhésif universel ou silane	Colle duale
		Review (Özcan et Volpato 2016)	Adhésif universel	Colle duale
		Review (Mainjot et al. 2016)	Silane	-
		Notice fabricant (3M ESPE® 2011)	Adhésif universel	Colle duale
		Cas clinique (Horvath 2016)	Silane	Colle duale auto-adhésive
		Review (Gracis et al. 2015)	Silane	-
		Review (Spitznagel et al. 2016)	Adhésif universel ou silane	Colle duale
		Notice fabricant (GC® 2014)	Silane	Colle duale
		Review (Blatz et al. 2003)	Silane	-
Vitrocéramique enrichie en leucite	IPS Empress®	Ouvrage (Étienne 2013)	Silane	Colle duale
	Empress CAD®	Notice fabricant (Ivoclar Vivadent® 2006b)	Silane	Colle duale sans potentiel adhésif
	Initial™ LRF	Notice fabricant (GC® 2016d)	Silane	Colle duale

Tableau 17 : Traitements de surface des résines nano-céramiques et des vitrocéramiques enrichies en leucite proposés dans la littérature

<u>ETUDE</u>	<u>CERAMIQUE</u>	<u>RESULTATS</u> (MPa)	<u>TRAITEMENT DE SURFACE LE PLUS</u> <u>APPROPRIE</u> (en fonction des études)
Etude μ TBS en fonction traitement de surface (Frankenberger et al. 2015)	<i>Lava™ Ultimate</i>	17,9 $\pm$ 4,5 SB > 16,8 $\pm$ 4,6 SB+S > 11,2 HF+S > 10,4 HF	Sablage 50 μ m 10s + Silane + Colle duale sans potentiel adhésif (> colle duale auto-adhésive)
Etude μ TBS en fonction traitement de surface (Eisaka 2014)	<i>Lava™ Ultimate</i>	14,35 HF+S > 13,88 SB+S > 13,4 SB	Sablage 110 μ m 20s, P=2bars + Silane + Colle duale auto-adhésive
Etude μ TBS (MPa) en fonction du traitement de surface (Kassotakis et al. 2015)	<i>Lava™ Ultimate</i>	104,45 $\pm$ 18,76 SB+S > 105,55 $\pm$ 11,88 Cojet+S	Sablage 50 μ m 16s, P=2,8bars + Adhésif universel + Colle
Etude μ SBS en fonction de l'agent de couplage utilisé : silane vs adhésif universel (Kim et al. 2015)	<i>Empress CAD®</i>	27,91 SB+S > 23,89 SB+AU > 16,60 SB	Mordançage HF 9,5 % 60s + Silane + Colle duale auto-adhésive
Etude SBS en fonction du traitement de surface (Nobuaki et al. 2015)	<i>CERASMART™</i>	43,8 $\pm$ 3,6 SBV+S > 32,7 $\pm$ 4,4 SB+S > 30,0 $\pm$ 2,0 SB > 23,4 $\pm$ 2,1 S	Sablage 50 μ m 15s, P=2bars + Adhésif universel + Colle
Etude μ TBS en fonction du traitement de surface (Park et Choi 2016)	<i>Lava™ Ultimate</i>	7,64 $\pm$ 3,37 SB+S > 7,41 $\pm$ 2,68 Rocatec+S > 5,72 $\pm$ 1,93 SB > 5,42 $\pm$ 2,75 HF+S	Sablage alumine 50 μ m 15s, P=2bars + Adhésif universel + Colle duale auto-adhésive
Etude du μ TBS en fonction du traitement de surface (Peumans et al. 2016)	<i>Lava™ Ultimate</i>	50,1 SB+S > 49,7 HF+S	Sablage alumine 27 μ m, 20s, P=2,8bars + Silane ou Adhésif universel + Colle duale avec potentiel adhésif
Etude μ SBS en fonction du traitement de surface (Sattabanasuk et al. 2016)	<i>Empress CAD®</i>	22,62 SB+S > 21,83 S > 14,15 HF	Mordançage HF 5 % 60s + Silane + Colle duale
Etude SBS en fonction de la T° du silane appliqué vs HF+S traditionnel (Yavuz et Eraslan 2016)	<i>Finesse All-Ceramic® Vitrocéramique enrichie en leucite</i>	25 HF+S > 12 HF+S 100°C > 10 HF+S 60°C	Mordançage HF 5 % 60s + Silane + Colle duale sans potentiel adhésif
Etude SBS en fonction du traitement de surface (Yoshihara et al. 2017)	<i>CERASMART™</i>	29 SB+S > 19 SB	Sablage alumine 50 μ m 10s, P=2bars + Silane + Colle
Etude SBS en fonction du traitement de surface (Yoshihara et al. 2017)	<i>Lava™ Ultimate</i>	31 SB+S > 17 SB	Sablage alumine 50 μ m 10s, P=2bars + Silane + Colle

Tableau 18 : Résumé des traitements de surface réalisés et des valeurs d'adhérence observées en fonction des études

Abrév. : HF : Mordançage à l'acide fluorhydrique ; SB : Sablage à l'alumine ; S : Silane ; TBS : Tensile Bond Strength ; SBS : Shear Bond Strength ; AU : Adhésif Universel ; SBV : Sablage aux particules de verres.

D'un autre côté, le choix du système de collage, souvent plus difficile, a plus d'impact sur l'efficacité de l'assemblage que la sélection du traitement de conditionnement de la céramique (Spitznagel et al. 2016). A ce jour, aucune étude comparative de l'étanchéité ou de l'adhérence de tous les systèmes commercialisés n'a été conduite, mais des recommandations ont été faites dans la littérature scientifique :

- utilisation d'une colle duale fortement recommandée (Kassotakis et al. 2015; Spitznagel et al. 2016) ;
- les colles sans potentiel adhésif ou auto-adhésives doivent être préférées aux colles avec potentiel adhésif, car l'adhérence obtenue de l'assemblage est meilleure (Stamatacos et Simon 2013) ;
- le recul clinique des colles sans potentiel adhésif est meilleur qu'avec les colles auto-adhésives ou à potentiel adhésif (Spitznagel et al. 2016) ;
- si un système adhésif doit être utilisé, le choix d'un système M+R est conseillé, car l'étanchéité et l'adhérence de joint est meilleure (Ozer et Blatz 2013).

Il est difficile de donner des consignes, car il n'existe actuellement pas de système de collage universel et un consensus sur le meilleur traitement pour augmenter adhérence et étanchéité doit-être encore trouvé (Yavuz et al. 2015; Spitznagel et al. 2016).

CONCLUSION

Si au terme de l'étude concernant l'étanchéité, nous avons constaté que le choix du traitement de surface, quelle que soit la céramique usinée utilisée (CFAO) n'avait que peu d'importance, le choix du système adhésif utilisé était prépondérant. De plus, en considérant un autre paramètre important garant de la pérennité de l'assemblage, l'adhérence, il semble que les traitements de surface aient une influence et doivent être adaptés en fonction du type de céramique. Ce qu'il semblerait ainsi préconisé serait :

- CERASMART™ : sablage à l'alumine 50µm pendant 15s + application d'un silane ou d'un adhésif universel ;
- Initial™ LRF : mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60s + application d'un silane.

BIBLIOGRAPHIE

- 3M ESPE®. Lava™ Ultimate [Internet]. 2011 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://rdentlab.com/wp-content/uploads/2014/02/Lava-Ultimate-Technical-Product-Profile.pdf>
- Addison O, Marquis PM, Fleming GJP. The impact of hydrofluoric acid surface treatments on the performance of a porcelain laminate restorative material. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2007;23(4):461-8.
- Albero A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent*. 2015;7(4):e495-500.
- Alex G. Universal adhesives : the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent*. 2015;36(1):15-26.
- Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015;114(4):587-93.
- Azevedo C, Colon P. Les polymères de collage. *Réal Clin*. 2005;16(4):351-64.
- Barghi N. To silanate or not to silanate : making a clinical decision. *Compend Contin Educ Dent*. 2000;21(8):659-62, 664.
- Bartala M, Duret F. La CFAO appliquée. Paris, France : Éd. Espace id; 2014.
- Barutçigil K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Buyukkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2016.
- Bauser A, Blunck U, Chafaie A. Concepts cliniques en odontologie conservatrice. Paris, France : Éd. SNPMD; 2001.
- Blatz MB, Sadan A, Kern M. Resin-ceramic bonding : a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2003;89(3):268-74.
- Brunet M, Giacomotti J, Pecker A. Céramique. *Encyclopædia Universalis* [Internet]. 2017 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.universalis.fr/encyclopedie/ceramique/>
- Cardoso M, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry : bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J*. 2011;56:31-44.
- Cekic-Nagas I, Ergun G, Egilmez F, Vallittu PK, Lassila LVJ. Micro-shear bond strength of different resin cements to ceramic/glass-polymer CAD-CAM block materials. *J Prosthodont Res*. 2016;60(4):265-73.
- Cristian A-C, Jeanette L, Francisco M-R, Guillermo P. Correlation between microleakage and absolute marginal discrepancy in zirconia crowns cemented with four resin luting cements : an in vitro study. *Int J Dent*. 2016;2016:1-5.
- Davidowitz G, Kotick PG. The use of CAD/CAM in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559-70.
- De Munck J, Vargas M, Van Landuyt K, Hikita K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bonding of an auto-adhesive luting material to enamel and dentin. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2004;20(10):963-71.
- Degrange M. Les systèmes adhésifs amélo-dentinaires. Les résines composites : applications en dentisterie restauratrice : l'essentiel de « Réalités cliniques ». Paris, France : Éd. SNPMD; 2007. p.37-57.

- Degrange M, Attal J-P, Theimer K. Aspects fondamentaux du collage appliqués à la dentisterie adhésive. *Réal Clin.* 1994;5(4):371-82.
- Degrange M, Sadoun M, Heim N. Les céramiques dentaires, 2e partie. *J Biomater Dent.* 1987;3(1):61-9.
- Descamp F, Fages M, Duret F. La CFAO en odontologie : les bases, les principes et les systèmes. Paris, France : Éd. CdP; 2016.
- Diniz AC, Bandeca MC, Pinheiro LM, Dos Santosh Almeida LJ, Torres CR, Borges AH, et al. Influence of different etching modes on bond strength to enamel using universal adhesive systems. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(10):820-5.
- Dupuis V, Felenc S, Margerit J. Les matériaux de l'interface dento-prothétique : scellement et collage. Rueil-Malmaison, France : Éd. CdP; 2011.
- Duret F. L'empreinte Optique [Thèse d'exercice : Chirurgie dentaire]. Lyon : Claude Bernard, France; 1973.
- Elsaka SE. Bond strength of novel CAD/CAM restorative materials to self-adhesive resin cement : the effect of surface treatments. *J Adhes Dent.* 2014;16(6):531-40.
- Encyclopædia Universalis. Opalescence [Internet]. 2017 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://www.universalis.fr/dictionnaire/opalescence/>
- Étienne O. Les facettes en céramique. Rueil Malmaison, France : Éd. CdP; 2013.
- Fasbinder DJ. Chairside CAD/CAM : an overview of restorative material options. *Compend Contin Educ Dent.* 2012;33(1):52-8.
- Ferrari J-L, Sadoun M. Classification des céramiques dentaires. *Cah Prothèse.* 1995;89:17-26.
- Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, et al. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 2015;18(1):9-20.
- Frassetto A, Breschi L, Turco G, Marchesi G, Di Lenarda R, Tay FR, et al. Mechanisms of degradation of the hybrid layer in adhesive dentistry and therapeutic agents to improve bond durability : a literature review. *Dent Mater.* 2016;32(2):e41-53.
- Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27(2):89-99.
- GC®. G-ænial [Internet]. 2012 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://www.gceurope.com/products/gaenial/>
- GC®. CERASMART™ [Internet]. 2014 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : http://www.gcamerica.com/lab/products/CERASMART/GCA_CERASMART_Bro-iPad.pdf
- GC®. G-Multi Primer : information produit [Internet]. 2015a [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/gcemlinkforce/sds/SDS_G-MULTI_PRIMER_FR.pdf
- GC®. G-Multi Primer : mode d'emploi [Internet]. 2015b [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/gcemlinkforce/ifu/IFU_G-Multi_PRIMER_W.pdf
- GC®. G-CEM LinkForce™ : mode d'emploi [Internet]. 2016a [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/gcemlinkforce/sds/SDS_G-CEM_LinkForce_FR.pdf

- GC®. G-Premio Bond : information produit [Internet]. 2016b [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/gpremiobond/sds/SDS_G-Premio_Bond_FR.pdf
- GC®. Initial™ LRF [Internet]. 2016c [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/initiallrfblock/leaflet/LFL_Initial_LRF_BLOCK_en.pdf
- GC®. Initial™ LRF : mode d'emploi [Internet]. 2016d [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : http://cdn.gceurope.com/v1/PID/initiallrfblock/ifu/IFU_Initial_LRF_BLOCK_W.pdf
- Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, et al. Self-Etch adhesive systems : a literature review. *Braz Dent J*. 2015;26(1):3-10.
- Gracis S, Thompson VP, Ferencz JL, Silva NRFA, Bonfante EA. A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *Int J Prosthodont*. 2015;28(3):227-35.
- Graiff L, Piovan C, Vigolo P, Mason PN. Shear bond strength between feldspathic CAD/CAM ceramic and human dentine for two adhesive cements. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2008;17(4):294-9.
- Guarda GB, Correr AB, Gonçalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti M a. C, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. *Oper Dent*. 2013;38(2):208-17.
- Haussonne J-M, Carry C, Bowen P, Barton J. Céramiques et verres : principes et techniques d'élaboration. Lausanne, Suisse : Éd. Presses polytechniques et universitaires romandes; 2005.
- Horvath SD. Key parameters of hybrid materials for CAD/CAM-based restorative dentistry. *Compend Contin Educ Dent*. 2016;37(9):638-43.
- Ivoclar Vivadent®. Liquid Strip [Internet]. 2003 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/chirurgien-dentiste/produits/collage-scellement/accessoires/liquid-strip>
- Ivoclar Vivadent®. IPS® Ceramic Etching Gel [Internet]. 2006a [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/>
- Ivoclar Vivadent®. IPS Empress CAD® [Internet]. 2006b [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/5464/IPS+e-max+ZirCAD>
- Ivoclar Vivadent®. IPS e.max CAD® [Internet]. 2009 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/10838/IPS+e-max+CAD+Laboratoire>
- Ivoclar Vivadent®. IPS e.max ZirCAD® [Internet]. 2010 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/zoolu-website/media/document/5464/IPS+e-max+ZirCAD>
- Ivoclar Vivadent®. Monobond® Plus [Internet]. 2013a [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/chirurgien-dentiste/produits/collage-scellement/bonding-agents-luting-composites-to-restorations/monobond-plus>
- Ivoclar Vivadent®. Multilink® Automix [Internet]. 2013b [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.ivoclarvivadent.fr/fr/p/chirurgien-dentiste/produits/collage-scellement/composites-de-collage/multilink-automix>

- Kassotakis EM, Stavridakis M, Bortolotto T, Ardu S, Krejci I. Evaluation of the effect of different surface treatments on luting CAD/CAM composite resin overlay workpieces. *J Adhes Dent*. 2015;17(6):521-8.
- Kawano S, Fu J, Saikaew P, Chowdhury AA, Fukuzawa N, Kadowaki Y, et al. Microtensile bond strength of a newly developed resin cement to dentin. *Dent Mater J*. 2015;34(1):61-9.
- Kerezoudi C, Gogos C, Samanidou V, Tziafas D, Palaghias G. Evaluation of monomer leaching from a resin cement through dentin by a novel model. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2016;32(11):e297-305.
- Kerr™. Demi™ Ultra [Internet]. 2013 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.kerrdental.fr/CuringLights/LEDcuringLights/productfamily/DemiUltra>
- Kerr™. OptiBond™ XTR [Internet]. 2010 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.kerrdental.fr/FillingMaterials/EtchingMaterialsAndAdhesives/Self-Etch/productfamily/OptiBondXTR>
- Kim RJ-Y, Woo J-S, Lee I-B, Yi Y-A, Hwang J-Y, Seo D-G. Performance of universal adhesives on bonding to leucite-reinforced ceramic. *Biomater Res*. 2015;19:11.
- Knellisen C, Perelmutter S. La prothèse céramo-céramique par CFAO. Paris, France : Éd. Quintessence International; 2009.
- Landwerlin O. L'empreinte optique intra-buccale et ses applications au cabinet dentaire. Sarrebruck, Allemagne : Éd. Editions universitaires européennes; 2011.
- Landwerlin O. IDS 2013 - Les nouveautés en CAD/CAM et imagerie 3D pour le cabinet dentaire. *Dent Trib*. 2013;3(2):16-20.
- Landwerlin O, Fages M. L'Empreinte optique : silence on tourne! *Strat Prothétique*. 2014;14(2):115-28.
- Larousse É. Microscope optique [Internet]. 2017 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : <http://www.larousse.fr/encyclopedie/divers/microscope/70164>
- Lawson NC, Burgess JO. Dental ceramics : a current review. *Compend Contin Educ Dent*. 2014;35(3):161-6.
- Lazarides L, Escure S. Les empreintes optiques : apports de la CFAO (conception et fabrication assistées par ordinateur). Sarrebruck, Allemagne : Éd. Éditions universitaires européennes; 2010.
- Li RWK, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology : state of the art. *J Prosthodont Res*. 2014;58(4):208-16.
- Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GMS, Widmer N. Enamel acid etching : a review. *Compend Contin Educ Dent*. 2007;28(1):18-24.
- Lung CYK, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry : an overview. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2012;28(5):467-77.
- Mainjot AK, Dupont NM, Oudkerk JC, Dewael TY, Sadoun MJ. From artisanal to CAD-CAM blocks : state of the art of indirect composites. *J Dent Res*. 2016;95(5):487-95.
- Marniquet S, Attal J-P, Tapie L, Fron Chabouis H. Les matériaux usinables en dentisterie restauratrice et en prothèse fixée : Guide pratique et synthétique. *Inf Dent*. 2014;(20):1-6.
- Masarwa N, Mohamed A, Abou-Rabii I, Zaghlan RA, Steier L. Longevity of self-etch dentin bonding adhesives compared to etch-and-rinse dentin bonding adhesives : a systematic review. *J Evid Based Dent Pract*. 2016;16(2):96-106.

- Misra DN. Adsorption of 4-methacryloxyethyl trimellitate anhydride (4-META) on hydroxyapatite and its role in composite bonding. *J Dent Res.* 1989;68(1):42-7.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM : current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44-56.
- Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 1939. 2006;137 Suppl:7S-13S.
- Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials : does a standardized protocol exist in laboratory testing ? a literature review. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;29:295-308.
- Nobuaki A, Keiichi Y, Takashi S. Effects of air abrasion with alumina or glass beads on surface characteristics of CAD/CAM composite materials and the bond strength of resin cements. *J Appl Oral Sci Rev FOB.* 2015;23(6):629-36.
- Oudin Gendrel A, Allard Y, Lehmann N, Sangare A. Collage en odontologie. *Encycl Méd Chir - Médecine Buccale.* 2015;10(3):1-8.
- Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater.* 2003;19(8):725-31.
- Özcan M, Volpato CÂM. Surface conditioning and bonding protocol for nanocomposite indirect restorations : how and why? *J Adhes Dent.* 2016;18(1):82.
- Ozer F, Blatz MB. Self-etch and etch-and-rinse adhesive systems in clinical dentistry. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):12-14.
- Park J-H, Choi Y-S. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016;8(4):275-84.
- Pelissier B. Matériaux et CFAO dentaire. *Fil Dent.* 2010;51:58-62.
- Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskia CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent.* 2016;18(4):289-302.
- Poujade J-M, Zerbib C, Serre D. Céramiques dentaires. *Encycl Méd Chir - Médecine Buccale.* 2008;1-12.
- Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2016.
- Rekow ED. Dental CAD/CAM systems : a 20-year success story. *J Am Dent Assoc.* 2006;137 Suppl:5S-6S.
- Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232-4.
- Sadoun M, Degrange M. Les céramiques dentaires, 1ère partie. *J Biomater Dent.* 1986;2(3):215-25.
- Santos MJMC, Costa MD, Rubo JH, Pegoraro LF, Santos GC. Current all-ceramic systems in dentistry : a review. *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(1):31-7.
- Sattabanasuk V, Charnchairerk P, Punsukumtana L, Burrow MF. Effects of mechanical and chemical surface treatments on the resin-glass ceramic adhesion properties. *J Investig Clin Dent.* 2016;1-9.
- Schwenter J, Schmidli F, Weiger R, Fischer J. Adhesive bonding to polymer infiltrated ceramic. *Dent Mater J.* 2016;35(5):796-802.

- Shahverdi S, Canay S, Sahin E, Bilge A. Effects of different surface treatment methods on the bond strength of composite resin to porcelain. *J Oral Rehabil.* 1998;25(9):699-705.
- Shen C, Oh W, Williams JR. Effect of post-silanization drying on the bond strength of composite to ceramic. *J Prosthet Dent.* 2004;91(5):453-458.
- Sirona®. CEREC Blocs®-CEREC Blocs PC® [Internet]. 2011 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec-blocs.html>
- Sirona®. CEREC Blocs C In® [Internet]. 2013 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec-blocs-c-in.html>
- Sirona®. CEREC® MC XL [Internet]. 2014 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/solutions-cerec-chairside/cerec-mc-xl.html>
- Sirona®. CEREC Blocs C®-CEREC Blocs C PC® [Internet]. 2015a [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec-blocs-c.html>
- Sirona®. inCoris ZI® [Internet]. 2015b [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/incoris-zi.html>
- Sirona®. CEREC Zirconia® [Internet]. 2016 [cité 11 mai 2017]. Disponible sur : <http://manuals.sirona.com/fr/la-dentisterie-numerique/materiaux-cfao/cerec-zirconia.html>
- Souza EM, De Munck J, Pongprueksa P, Van Ende A, Van Meerbeek B. Correlative analysis of cement-dentin interfaces using an interfacial fracture toughness and micro-tensile bond strength approach. *Dent Mater.* déc 2016;32(12):1575-85.
- Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials : an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2016;37(9):630-7.
- Stamatacos C, Simon JF. Cementation of indirect restorations : an overview of resin cements. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(1):42-4, 46.
- Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent.* 2012;107(2):94-101.
- Suzuki T, Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Endo H, Erickson RL, et al. Influence of etching mode on enamel bond durability of universal adhesive systems. *Oper Dent.* 2016;41(5):520-30.
- Taira Y, Sakai M, Sawase T. Effects of primer containing silane and thiophosphate monomers on bonding resin to a leucite-reinforced ceramic. *J Dent.* 2012;40(5):353-8.
- Tian F, Zhou L, Zhang Z, Niu L, Zhang L, Chen C, et al. Paucity of nanolayering in resin-dentin interfaces of MDP-based adhesives. *J Dent Res.* 2016;95(4):380-387.
- Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Bonding performance and interfacial characteristics of short fiber-reinforced resin composite in comparison with other composite restoratives. *Eur J Oral Sci.* 2016;124(3):301-8.
- Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent.* 2003a;28(5):647-60.

- Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin : current status and future challenges. *Oper Dent*. 2003b;28(3):215-35.
- Venturini AB, Prochnow C, Rambo D, Gundel A, Valandro LF. Effect of hydrofluoric acid concentration on resin adhesion to a feldspathic ceramic. *J Adhes Dent*. 2015;17(4):313-20.
- VITA®. In-Ceram® [Internet]. 2006 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : http://data.dt-shop.com/fileadmin/media/ga/09298_ga_fra.pdf
- VITA®. In-Ceram® AL [Internet]. 2007 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : http://www.dentaldesigncentrum.nl/uploads/media_items/vita-in-ceram-auminium-oxide-en.original.pdf
- VITA®. In-Ceram®YZ [Internet]. 2014 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=29633&sprache=fr&fallback=&cls_session_id=&neuste_version=1
- VITA®. VITABLOCS® : information produit [Internet]. 2015 [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=36888&sprache=fr&fallback=en-de&cls_session_id=&neuste_version=1
- VITA®. Enamic® : information produit [Internet]. 2016a [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=48992&sprache=fr&fallback=en-de&cls_session_id=&neuste_version=1
- VITA®. Enamic® : le concept [Internet]. 2016b [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=47869&sprache=fr&fallback=en-de&cls_session_id=&neuste_version=1
- VITA®. Suprinity® PC : mode d'emploi [Internet]. 2016c [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=58397&sprache=fr&fallback=en-de&cls_session_id=&neuste_version=1
- VITA®. VITABLOCS® : mode d'emploi [Internet]. 2016d [cité 11 mai 2017].
Disponible sur : https://mam.vita-zahnfabrik.com/portal/ecms_mdb_download.php?id=50109&sprache=fr&fallback=en-de&cls_session_id=&neuste_version=1
- Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res*. 2005;84(4):350-4.
- Yavuz T, Eraslan O. The effect of silane applied to glass ceramics on surface structure and bonding strength at different temperatures. *J Adv Prosthodont*. 2016;8(2):75-84.
- Yavuz T, Özyılmaz ÖY, Dilber E, Tobi ES, Kiliç HŞ. Effect of Different Surface Treatments on Porcelain-Resin Bond Strength. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont*. 2015;1-9.
- Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent*. 1993;70(3):224-33.
- Yokota Y, Nishiyama N. Determination of molecular species of calcium salts of MDP produced through decalcification of enamel and dentin by MDP-based one-step adhesive. *Dent Mater J*. 2015;34(2):270-9.
- Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, et al. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater*. 2017;33(3):e124-35.
- Zimmermann M, Mehl A, Reich S. New CAD/CAM materials and blocks for chairside procedures. *Int J Comput Dent*. 2013;16(2):173-81.

INDEX

10-MDP : 10-methacryloxydecyl dihydrogen phosphate (méthacrylate d'acide phosphate ester)

4-META : 4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydrate

ADA : American Dental Association

Bis-EMA : Diméthacrylate éthoxylé de bisphénol A

Bis-GMA : Bisphenol A-glycidyl méthacrylate

Bis-MEPP : Méthacryloxyéthoxy-phényl

CDT : Coefficient de dilatation thermique

CFAO : Conception et Fabrication Assistée par Ordinateur

DMA : Diméthacrylate

EMC : Encyclopédie médico-chirurgicale

HEMA : 2-hydroxyethyl méthacrylate

MCAP : méthacrylate d'acide carboxylique MEB : Microscopie électronique à balayage

SBS : Shear Bond Strength

TEGDMA : Triéthylène glycol diméthacrylate

TSB : Tensile Bond Strength

UDMA : Diméthacrylate d'uréthane

TABLE DES ILLUSTRATIONS

Figure 1 : Transformations allotropiques des cristaux de zircone au cours du réchauffement et du refroidissement	9
Figure 2 : Microphotographie en MEB d'une céramique	10
Figure 3 : Classification nouvelle validée par l'ADA	12
Figure 4 : Schéma de la céramique hybride	14
Figure 5 : Microphotographie en MEB de l'Enamic®	14
Figure 6 : Microphotographie en MEB du Lava™ Ultimate (A) et du CERASMART™ (B)	15
Figure 7 : Les 3 étapes de la CFAO	16
Figure 8 : La CFAO directe, semi-directe et indirecte	19
Figure 9 : Courbe contrainte-déformation d'un matériau ductile et d'un matériau dur.....	26
Figure 10 : Les quatre composants de l'assemblage dento-prothétique d'une céramique.....	31
Figure 11 : Schéma de l'adhésion chimique (A) et micromécanique (B) dento-prothétique.....	31
Figure 12 : Interaction chimique entre l'acide fluorhydrique et le dioxyde de silicium	33
Figure 13 : Microphotographie en MEB (x 2000) d'une surface d'IPS Empress® avant et après mordantage à l'acide fluorhydrique 5 % pendant 60s	34
Figure 14 : Microphotographie en MEB (x 1500) d'une surface de CERASMART™ avant et après sablage à l'alumine (50µm) pendant 10s (A. Goujat et H. Abouelleil).....	35
Figure 15 : Représentation topologique d'un monomère silané pré-hydrolysé utilisé en odontologie	37
Figure 16 : Microphotographie en MEB (x4000) d'une surface amélaire après mordantage intraprismatique (A) et interprismatique (B) par de l'acide orthophosphorique 32 % pendant 15s	40
Figure 17 : Microphotographie en MEB (x7000) de dentine mordancée à l'acide orthophosphorique 35 % après rinçage	41
Figure 18 : Microphotographie en MEB (x6000) de dentine mordancée à l'acide orthophosphorique 35 % après rinçage et séchage	41
Figure 19 : Représentation topologique du monomère HEMA	42
Figure 20 : Microphotographie en MEB (x5000) de l'interface entre un adhésif et la dentine	43
Figure 21 : Classification des systèmes adhésifs.....	44
Figure 22 : Formule développée du monomère 10-MDP	47
Figure 23 : Représentation topologique du monomère 4-META	47
Figure 24 : CERASMART™	51
Figure 25 : Initial™ LRF.....	51
Figure 26 : Caméra optique Bluecam® et Unité de modélisation CEREC®	54
Figure 27 : Usineuse CEREC® MC XL	55
Figure 28 : Fraises d'usinage du CEREC® MC XL.....	55
Figure 29 : Lampe à photopolymériser LED Demi™ Ultra (35664).....	55
Figure 30 : Fraise bague verte de préparation, cavité standardisée réalisée et fraise bague rouge de finition	58
Figure 31 : Photo de l'étape du sablage à l'alumine.....	60
Figure 32 : Séquence de polissage	61
Figure 33 : Composite G-aenial.....	62
Figure 34 : Système adhésif OptiBond™ XTR	62
Figure 35 : Appareil de thermocyclage du Laboratoire de Biomatériaux de Garancière	62
Figure 36 : Echantillons ayant subi le protocole du nitrate d'argent	63
Figure 37 : Coupes avec percolation amélaire (PA), dentinaire cervicale (PDC) et dentinaire occlusale (PDO).....	64
Figure 38 : Echantillon type	65
Figure 39 : Histogramme de la percolation marginale du joint en fonction de l'assemblage du CERASMART™	68
Figure 40 : Histogramme de la percolation marginale du joint en fonction de l'assemblage de l'Initial™ LRF	69
Figure 41 : Coupes caractéristiques des joints de collage du CERASMART™ et de l'Initial™ LRF	70
Figure 42 : Histogramme de la percolation marginale du joint, en fonction du composite d'obturation choisi : composite G-aenial vs G-CEM LinkForce™.....	71
Figure 43 : Histogramme de la percolation marginale du joint, en fonction du temps d'application du système adhésif G-Premio Bond sur les parois dentaires : 10s vs. 20s	71

Figure 44 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint (CERASMART™ et Initial™ LRF confondus).....	72
Figure 45 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint de CERASMART™	73
Figure 46 : Histogramme de l'influence du système de collage (ML ou LF) et du traitement de surface (SB ou HF) sur la percolation du joint de l'Initial™ LRF	73
Figure 47 : Coupes de l'interface colle-céramique avec le protocole de pénétration de nitrate	74
Figure 48 : Histogramme du TBS (MPa) en fonction du traitement de surface effectué sur le CERASMART™ et l'Initial™ LRF (A. Goujat et H. Abouelleil)	76

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : Principaux oxydes composant la poudre des céramiques	5
Tableau 2 : Classification des céramiques selon leur intervalle de fusion	6
Tableau 3 : Avantages des composites et des céramiques	13
Tableau 4 : Principales céramiques feldspathiques usinées	22
Tableau 5 : Principales vitrocéramiques usinées	23
Tableau 6 : Principales céramiques poly-cristallines usinées	24
Tableau 7 : Principaux matériaux hybrides usinés	25
Tableau 8 : Propriétés mécaniques des principaux blocs CFAO commercialisés	29
Tableau 9 : Indications des principaux blocs CFAO commercialisés	30
Tableau 10 : Avantages et inconvénients des systèmes adhésifs M+R et SAM.....	46
Tableau 11 : Produits utilisés lors du protocole de collage de l'étude	53
Tableau 12 : Répartition du matériau de restauration, du traitement de surface et du système de collage pour chaque cavité ...	59
Tableau 13 : Répartition des lots pour l'étude de l'étanchéité de l'interface-colle-céramique	65
Tableau 14 : Répartition des matériaux d'obturation pour l'étude de l'interface colle-dent	67
Tableau 15 : Résumé des résultats de l'étanchéité de l'assemblage	70
Tableau 16 : Résultats d'étanchéité de l'étude de (Cristian et al. 2016)	75
Tableau 17 : Traitements de surface des résines nano-céramiques et des vitrocéramiques enrichies en leucite proposés dans la littérature.....	77
Tableau 18 : Résumé des traitements de surface réalisés et des valeurs d'adhérence observées en fonction des études	78

ANNEXES

Valeurs de percolation du nitrate avec le CERASMART™

TS/SC	N° DENT	INTERFACE	L. DENT (mm)	L. AMEL (mm)	P. DC (mm)	P. DO (mm)	P. AMEL (mm)	% PDC	% PDO	% PA
HF/ML	1	1.1 M	3,20	1,36	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		1.2 M	3,77	1,10	0,00	0,00	0,16	0,00%	0,00%	14,55%
		1.3 M	2,80	1,02	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		1.4 M	2,98	1,05	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
HF/LF		1.1 D	2,97	1,59	0,19	0,66	1,08	6,40%	22,22%	67,92%
		1.2 D	3,60	1,16	0,00	1,16	0,00	0,00%	32,22%	0,00%
		1.3 D	2,90	0,95	0,16	0,31	0,55	5,52%	10,69%	57,89%
		1.4 D	3,03	1,42	0,16	0,45	1,42	5,28%	14,85%	100,00%
HF/ML	2	2.1 M	3,47	0,68	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.2 M	3,01	1,05	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.3 M	2,88	1,08	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.4 M	2,93	1,01	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
HF/LF		2.1 D	3,20	0,89	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.2 D	2,89	1,18	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.3 D	3,58	0,99	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		2.4 D	3,38	0,95	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
HF/LF	3	3.1 M	3,11	0,80	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		3.2 M	3,63	0,56	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		3.3 M	4,05	0,46	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		3.4 M	3,52	0,84	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
HF/ML		3.1 D	3,68	0,77	0,26	0,00	0,63	7,07%	0,00%	81,82%
		3.2 D	3,96	0,79	0,00	0,00	0,55	0,00%	0,00%	69,62%
		3.3 D	3,81	0,83	0,00	0,00	0,13	0,00%	0,00%	15,66%
		3.4 D	4,09	0,74	0,00	0,00	0,11	0,00%	0,00%	14,86%
HF/ML	4	4.1 M	2,93	0,99	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		4.2 M	2,82	1,10	0,00	0,00	0,27	0,00%	0,00%	24,55%
		4.3 M	2,71	1,13	0,14	0,00	0,00	5,17%	0,00%	0,00%
		4.4 M	2,87	0,96	0,00	0,00	0,16	0,00%	0,00%	16,67%
HF/LF		4.1 D	3,44	1,13	0,11	0,00	0,00	3,20%	0,00%	0,00%
		4.2 D	3,77	0,80	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		4.3 D	3,89	1,27	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		4.4 D	4,12	0,81	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
SB/ML	5	5.1 M	3,50	0,91	0,00	0,00	0,25	0,00%	0,00%	27,47%
		5.2 M	3,54	0,91	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		5.3 M	3,53	1,13	0,00	0,00	0,19	0,00%	0,00%	16,81%
		5.4 M	3,28	1,18	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
SB/LF		5.1 D	2,94	1,03	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		5.2 D	2,98	1,03	0,00	0,00	0,81	0,00%	0,00%	78,64%

		5.3 D	2,68	0,92	0,18	0,00	0,92	6,72%	0,00%	100,00%
		5.4 D	2,74	0,96	0,16	0,12	0,96	5,84%	4,38%	100,00%
SB/LF	6	6.1 M	2,94	1,00	0,00	0,15	0,00	0,00%	5,10%	0,00%
		6.2 M	3,10	1,15	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		6.3 M	2,65	1,20	0,00	0,12	0,45	0,00%	4,53%	37,50%
		6.4 M	2,72	1,09	0,00	0,07	0,43	0,00%	2,57%	39,45%
SB/ML		6.1 D	2,87	1,24	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		6.2 D	3,62	1,13	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		6.3 D	2,34	1,34	0,00	0,00	0,21	0,00%	0,00%	15,67%
		6.4 D	3,66	1,16	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
SB/ML	7	7.1 M	2,76	0,80	0,00	0,00	0,12	0,00%	0,00%	15,00%
		7.2 M	2,92	1,00	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.3 M	3,29	0,76	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.4 M	3,61	0,86	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
SB/LF		7.1 D	2,90	0,63	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.2 D	2,95	0,50	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.3 D	2,88	0,52	0,00	0,00	0,38	0,00%	0,00%	73,08%
		7.4 D	2,87	0,91	0,13	0,00	0,31	4,53%	0,00%	34,07%
SB/LF	8	8.1 M	2,97	1,06	0,28	0,00	0,00	9,43%	0,00%	0,00%
		8.2 M	2,92	0,82	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		8.3 M	3,51	0,88	0,12	0,00	0,00	3,42%	0,00%	0,00%
		8.4 M	2,39	1,69	0,12	0,00	0,00	5,02%	0,00%	0,00%
SB/ML		8.1 D	3,24	1,40	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		8.2 D	2,94	1,14	0,14	0,00	0,31	4,76%	0,00%	27,19%
		8.3 D	3,58	1,11	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		8.4 D	3,74	1,14	0,00	0,00	0,10	0,00%	0,00%	8,77%
HF/LF	9	9.1 M	4,22	0,28	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		9.2 M	3,66	0,74	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		9.3 M	3,12	0,65	0,15	0,00	0,00	4,81%	0,00%	0,00%
		9.4 M	3,67	0,80	0,00	0,00	0,28	0,00%	0,00%	35,00%
HF/ML		9.1 D	3,26	0,78	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		9.2 D	2,46	0,60	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		9.3 D	3,47	0,54	0,00	0,00	0,33	0,00%	0,00%	61,11%
		9.4 D	3,31	0,72	0,00	0,00	0,57	0,00%	0,00%	79,17%
SB/LF	10	10.1 M	3,25	0,89	0,16	0,00	0,23	4,92%	0,00%	25,84%
		10.2 M	3,70	0,87	0,00	0,00	0,68	0,00%	0,00%	78,16%
		10.3 M	3,53	0,58	0,18	0,00	0,00	5,10%	0,00%	0,00%
		10.4 M	3,27	0,72	0,16	0,00	0,16	4,89%	0,00%	22,22%
SB/ML		10.1 D	3,64	0,75	0,92	0,00	0,15	25,27%	0,00%	20,00%
		10.2 D	4,04	0,61	0,25	0,00	0,00	6,19%	0,00%	0,00%
		10.3 D	3,02	0,73	0,16	0,00	0,00	5,30%	0,00%	0,00%
		10.4 D	4,16	0,66	0,26	0,00	0,00	6,25%	0,00%	0,00%

Valeurs de percolation du nitrate avec l'Initial™ LRF

TS/SC	N° DENT	INTERFACE	L. DENT (mm)	L. AMEL (mm)	P. DC (mm)	P. DO (mm)	P. AMEL (mm)	% PDC	% PDO	% PA
HF/ML	1	1.1 M	3,41	0,95	0,12	0,00	0,00	3,52%	0,00%	0,00%
		1.2 M	3,21	1,15	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		1.3 M	3,40	0,88	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		1.4 M	3,12	1,05	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
HF/LF		1.1 D	3,54	0,83	0,15	0,35	0,20	4,24%	9,89%	24,10%
		1.2 D	2,46	0,91	0,11	0,00	0,00	4,47%	0,00%	0,00%
		1.3 D	3,79	0,88	0,17	0,00	0,00	4,49%	0,00%	0,00%
		1.4 D	3,83	0,88	0,16	0,00	0,29	4,18%	0,00%	32,95%
HF/ML	2	2.1 M	3,54	1,33	0,00	0,00	0,27	0,00%	0,00%	20,30%
		2.2 M	3,56	0,90	0,11	0,00	0,00	3,09%	0,00%	0,00%
		2.3 M	3,66	0,93	0,00	0,00	0,11	0,00%	0,00%	11,83%
		2.4 M	3,38	0,96	0,14	0,00	0,23	4,14%	0,00%	23,96%
HF/LF		2.1 D	3,32	0,58	0,17	0,00	0,41	5,12%	0,00%	70,69%
		2.2 D	3,44	0,68	0,20	0,00	0,00	5,81%	0,00%	0,00%
		2.3 D	3,20	0,74	0,23	0,00	0,00	7,19%	0,00%	0,00%
		2.4 D	3,27	0,83	0,23	0,00	0,00	7,03%	0,00%	0,00%
HF/LF	3	3.1 M	3,93	0,82	0,28	0,00	0,00	7,12%	0,00%	0,00%
		3.2 M	3,21	1,00	0,12	0,00	0,30	3,74%	0,00%	30,00%
		3.3 M	2,12	0,84	0,23	0,00	0,00	10,85%	0,00%	0,00%
		3.4 M	1,76	0,79	0,34	0,00	0,26	19,32%	0,00%	32,91%
HF/ML		3.1 D	3,42	0,99	0,26	0,27	0,00	7,60%	7,89%	0,00%
		3.2 D	3,67	0,79	0,00	0,81	0,00	0,00%	22,07%	0,00%
		3.3 D	3,85	0,74	0,13	0,16	0,13	3,38%	4,16%	17,57%
		3.4 D	3,72	1,09	0,00	0,26	0,00	0,00%	6,99%	0,00%
HF/ML	4	4.1 M	3,40	0,80	0,00	0,00	0,36	0,00%	0,00%	45,00%
		4.2 M	3,27	1,14	0,00	0,00	0,16	0,00%	0,00%	14,04%
		4.3 M	3,47	1,07	0,00	0,00	0,19	0,00%	0,00%	17,76%
		4.4 M	2,70	1,01	0,30	0,00	0,19	11,11%	0,00%	18,81%
HF/LF		4.1 D	3,08	1,01	0,13	0,00	0,00	4,22%	0,00%	0,00%
		4.2 D	3,35	0,99	0,36	0,00	0,00	10,75%	0,00%	0,00%
		4.3 D	3,13	1,06	0,45	0,00	0,00	14,38%	0,00%	0,00%
		4.4 D	3,07	0,78	0,00	0,00	0,15	0,00%	0,00%	19,23%
SB/ML	5	5.1 M	3,37	1,24	0,00	0,00	0,19	0,00%	0,00%	15,32%
		5.2 M	3,52	1,04	0,00	0,00	0,15	0,00%	0,00%	14,42%
		5.3 M	3,37	1,08	0,24	0,00	0,00	7,12%	0,00%	0,00%
		5.4 M	2,75	1,16	0,32	0,00	0,00	11,64%	0,00%	0,00%
SB/LF		5.1 D	3,72	1,02	0,32	0,00	0,00	8,60%	0,00%	0,00%
		5.2 D	3,62	1,09	0,34	0,00	0,00	9,39%	0,00%	0,00%
		5.3 D	3,90	1,14	0,54	0,00	0,14	13,85%	0,00%	12,28%
		5.4 D	3,94	0,89	0,57	0,00	0,00	14,47%	0,00%	0,00%

SB/LF	6	6.1 M	3,39	1,21	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		6.2 M	3,48	1,05	0,00	0,00	0,21	0,00%	0,00%	20,00%
		6.3 M	4,11	0,69	0,00	0,00	0,57	0,00%	0,00%	82,61%
		6.4 M	3,33	1,16	0,14	0,00	0,38	4,20%	0,00%	32,76%
SB/ML		6.1 D	3,42	0,78	0,14	0,00	0,00	4,09%	0,00%	0,00%
		6.2 D	3,04	0,77	0,26	0,00	0,00	8,55%	0,00%	0,00%
		6.3 D	3,46	0,86	0,14	0,00	0,00	4,05%	0,00%	0,00%
		6.4 D	3,48	0,86	0,14	0,00	0,00	4,02%	0,00%	0,00%
SB/ML	7	7.1 M	3,97	0,82	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.2 M	3,73	1,05	0,15	0,00	0,00	4,02%	0,00%	0,00%
		7.3 M	3,33	0,97	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		7.4 M	3,51	0,91	0,11	0,00	0,00	3,13%	0,00%	0,00%
SB/LF		7.1 D	2,77	1,13	0,41	0,00	0,19	14,80%	0,00%	16,81%
		7.2 D	3,44	1,06	0,23	0,00	0,00	6,69%	0,00%	0,00%
		7.3 D	3,43	0,92	0,37	0,00	0,00	10,79%	0,00%	0,00%
		7.4 D	3,15	1,77	0,43	0,00	0,00	13,65%	0,00%	0,00%
SB/LF	8	8.1 M	3,79	0,82	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		8.2 M	4,00	0,66	0,15	0,00	0,00	3,75%	0,00%	0,00%
		8.3 M	3,52	0,81	0,18	0,00	0,00	5,11%	0,00%	0,00%
		8.4 M	3,93	0,68	0,18	0,00	0,00	4,58%	0,00%	0,00%
SB/ML		8.1 D	4,60	0,95	0,70	0,00	0,00	15,22%	0,00%	0,00%
		8.2 D	4,19	1,06	0,27	0,00	0,00	6,44%	0,00%	0,00%
		8.3 D	4,35	0,85	0,25	0,00	0,00	5,75%	0,00%	0,00%
		8.4 D	4,26	0,64	0,79	0,00	0,00	18,54%	0,00%	0,00%
HF/LF	9	9.1 M	3,42	0,83	0,43	0,86	0,35	12,57%	25,15%	42,17%
		9.2 M	3,47	0,57	1,14	0,99	0,35	32,85%	28,53%	61,40%
		9.3 M	3,23	0,95	1,05	0,74	0,31	32,51%	22,91%	32,63%
		9.4 M	3,36	0,91	0,97	0,45	0,48	28,87%	13,39%	52,75%
HF/ML		9.1 D	2,97	0,67	0,14	0,00	0,00	4,71%	0,00%	0,00%
		9.2 D	3,49	0,72	0,12	0,00	0,00	3,44%	0,00%	0,00%
		9.3 D	2,98	0,88	0,17	0,00	0,00	5,70%	0,00%	0,00%
		9.4 D	3,20	0,97	0,15	0,00	0,00	4,69%	0,00%	0,00%
SB/LF	10	10.1 M	3,04	1,25	0,00	0,00	0,16	0,00%	0,00%	12,80%
		10.2 M	3,18	1,21	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		10.3 M	2,95	1,40	0,00	0,00	0,00	0,00%	0,00%	0,00%
		10.4 M	3,07	1,10	0,15	0,00	0,00	4,89%	0,00%	0,00%
SB/ML		10.1 D	2,65	1,01	0,00	0,00	0,11	0,00%	0,00%	10,89%
		10.2 D	3,78	1,04	0,15	0,00	0,83	3,97%	0,00%	79,81%
		10.3 D	3,63	1,24	0,27	0,00	0,48	7,44%	0,00%	38,71%
		10.4 D	3,00	3,55	1,53	0,00	0,00	1,02%	0,00%	0,00%

Valeurs de percolation du nitrate de l'interface : système de collage-dent

TS	N° DENT	INTERFACE	L. DENT (mm)	L. AMEL (mm)	P. DC (mm)	P. DO (mm)	P. AMEL (mm)	% PDC	% PDO	% PA
Compo	1	1.1 M	3,88	0,86	0,64	0,10	0,86	16,49%	2,58%	100,00%
		1.2 M	3,91	0,89	0,45	0,00	0,78	11,51%	0,00%	87,64%
		1.3 M	3,77	1,34	0,25	0,00	1,34	6,63%	0,00%	100,00%
		1.4 M	3,90	0,97	0,54	0,00	0,97	13,85%	0,00%	100,00%
LF		1.1 D	3,56	1,06	1,47	0,00	0,67	41,29%	0,00%	63,21%
		1.2 D	3,59	0,83	1,63	0,00	0,83	45,40%	0,00%	100,00%
		1.3 D	3,54	1,00	1,84	1,54	1,00	51,98%	43,50%	100,00%
		1.4 D	3,96	1,06	1,79	0,11	1,06	45,20%	2,78%	100,00%
Compo	2	2.1 M	4,01	1,08	0,97	0,00	0,37	24,19%	0,00%	34,26%
		2.2 M	3,57	1,18	0,95	0,00	0,64	26,61%	0,00%	54,24%
		2.3 M	3,55	1,35	0,99	0,00	0,30	27,89%	0,00%	22,22%
		2.4 M	3,35	0,86	0,85	1,17	0,86	25,37%	34,93%	100,00%
LF		2.1 D	3,35	1,80	1,47	0,00	0,17	43,88%	0,00%	9,44%
		2.2 D	3,78	1,21	1,76	0,00	0,92	46,56%	0,00%	76,03%
		2.3 D	3,62	1,19	1,78	0,00	0,64	49,17%	0,00%	53,78%
		2.4 D	3,87	0,90	1,86	0,03	0,90	48,06%	0,78%	100,00%
Compo	3	3.1 M	3,01	0,88	1,24	0,00	0,63	41,20%	0,00%	71,59%
		3.2 M	2,93	0,95	1,35	0,00	0,65	46,08%	0,00%	68,42%
		3.3 M	2,91	0,92	1,26	0,00	0,44	43,30%	0,00%	47,83%
		3.4 M	3,18	0,90	1,38	0,00	0,69	43,40%	0,00%	76,67%
LF		3.1 D	3,77	0,97	1,99	0,12	0,89	52,79%	3,18%	91,75%
		3.2 D	3,39	1,41	1,76	0,00	0,44	51,92%	0,00%	31,21%
		3.3 D	2,96	1,16	1,32	0,25	0,43	44,59%	8,45%	37,07%
		3.4 D	3,71	1,09	1,89	0,00	0,42	50,94%	0,00%	38,53%
Compo	4	4.1 M	3,17	1,13	0,81	0,00	1,13	25,55%	0,00%	100,00%
		4.2 M	3,17	1,05	0,73	0,00	1,05	23,03%	0,00%	100,00%
		4.3 M	3,22	1,11	1,27	0,00	1,11	39,44%	0,00%	100,00%
		4.4 M	2,58	0,97	1,11	0,00	0,97	43,02%	0,00%	100,00%
LF		4.1 D	2,87	1,66	1,62	0,13	1,66	56,45%	4,53%	100,00%
		4.2 D	2,51	1,35	1,15	1,36	1,35	45,82%	54,18%	100,00%
		4.3 D	2,79	1,59	0,68	0,00	1,59	24,37%	0,00%	100,00%
		4.4 D	2,43	1,83	1,19	0,00	1,83	48,97%	0,00%	100,00%
Compo	5	5.1 M	2,72	0,62	0,99	0,00	0,62	36,40%	0,00%	100,00%
		5.2 M	2,68	0,65	0,85	0,00	0,27	31,72%	0,00%	41,54%
		5.3 M	2,64	0,79	0,58	0,00	0,28	21,97%	0,00%	35,44%
		5.4 M	2,71	0,80	0,78	0,00	0,55	28,78%	0,00%	68,75%
LF		5.1 D	3,01	0,77	1,73	0,12	0,16	57,48%	3,99%	20,78%
		5.2 D	3,06	0,74	1,92	0,09	0,12	62,75%	2,94%	16,22%
		5.3 D	2,96	0,65	1,80	0,20	0,13	60,81%	6,76%	20,00%
		5.4 D	2,89	0,93	1,83	0,22	0,38	63,32%	7,61%	40,86%

10s	6	6.1 M	2,71	0,75	1,77	0,00	0,63	65,31%	0,00%	84,00%
		6.2 M	3,00	0,95	1,86	0,16	0,63	62,00%	5,33%	66,32%
		6.3 M	3,21	0,96	2,06	0,15	0,81	64,17%	4,67%	84,38%
		6.4 M	3,52	0,82	1,89	1,50	0,82	53,69%	42,61%	100,00%
20s		6.1 D	4,08	1,07	2,69	0,15	1,07	65,93%	3,68%	100,00%
		6.2 D	3,99	1,11	1,80	0,15	0,81	45,11%	3,76%	72,97%
		6.3 D	3,72	1,27	1,89	0,13	1,27	50,81%	3,49%	100,00%
		6.4 D	3,35	1,14	1,70	0,36	1,14	50,75%	10,75%	100,00%
10s	7	7.1 M	3,64	0,73	1,40	0,47	0,73	38,46%	12,91%	100,00%
		7.2 M	2,19	0,85	0,00	0,00	0,85	0,00%	0,00%	100,00%
		7.3 M	3,61	0,72	1,16	0,00	0,72	32,13%	0,00%	100,00%
		7.4 M	3,46	0,57	1,56	1,38	0,57	45,09%	39,88%	100,00%
20s		7.1 D	2,95	1,07	0,88	1,63	1,07	29,83%	55,25%	100,00%
		7.2 D	3,45	0,75	1,32	0,00	0,75	38,26%	0,00%	100,00%
		7.3 D	2,36	1,04	0,72	0,00	0,59	30,51%	0,00%	56,73%
		7.4 D	3,82	0,99	1,67	1,08	0,99	43,72%	28,27%	100,00%
10s	8	8.1 M	3,12	0,81	1,33	1,79	0,81	42,63%	57,37%	100,00%
		8.2 M	3,13	1,51	0,70	0,75	0,41	22,36%	23,96%	27,15%
		8.3 M	3,25	1,13	1,64	0,00	0,58	50,46%	0,00%	51,33%
		8.4 M	3,24	1,06	1,57	0,00	0,49	48,46%	0,00%	46,23%
20s		8.1 D	2,90	1,14	1,63	0,00	0,07	56,21%	0,00%	6,14%
		8.2 D	3,05	0,80	1,47	0,81	0,80	48,20%	26,56%	100,00%
		8.3 D	2,84	1,03	1,41	0,00	0,00	49,65%	0,00%	0,00%
		8.4 D	2,98	1,25	1,57	0,00	0,00	52,68%	0,00%	0,00%
10s	9	9.1 M	2,84	1,37	1,52	0,00	0,24	53,52%	0,00%	17,52%
		9.2 M	2,76	1,19	1,60	0,00	0,40	57,97%	0,00%	33,61%
		9.3 M	3,53	0,83	1,61	0,00	0,31	45,61%	0,00%	37,35%
		9.4 M	2,57	1,42	0,70	0,70	1,10	27,24%	27,24%	77,46%
20s		9.1 D	2,13	1,44	0,84	0,00	0,68	39,44%	0,00%	47,22%
		9.2 D	2,48	1,19	0,83	0,00	0,31	33,47%	0,00%	26,05%
		9.3 D	2,78	1,07	1,01	0,00	0,64	36,33%	0,00%	59,81%
		9.4 D	2,84	1,23	1,04	0,00	0,63	36,62%	0,00%	51,22%
10s	10	10.1 M	3,08	0,93	1,55	0,00	0,18	50,32%	0,00%	19,35%
		10.2 M	2,92	0,85	1,31	0,14	0,43	44,86%	4,79%	50,59%
		10.3 M	3,07	1,13	1,53	0,00	0,93	49,84%	0,00%	82,30%
		10.4 M	2,98	0,97	1,49	0,00	0,51	50,00%	0,00%	52,58%
20s		10.1 D	2,93	1,39	0,76	0,00	1,39	25,94%	0,00%	100,00%
		10.2 D	2,87	1,04	1,01	0,07	1,04	35,19%	2,44%	100,00%
		10.3 D	2,94	0,81	0,99	0,00	0,65	33,67%	0,00%	80,25%
		10.4 D	2,90	0,78	1,36	0,00	0,78	46,90%	0,00%	100,00%

Les opinions émises dans les dissertations présentées doivent être considérées comme propres à leurs auteurs, sans aucune approbation ni improbation de la Faculté de Chirurgie Dentaire.

MARTI LIRA Pilar. Evaluation de l'étanchéité de l'assemblage d'une céramique usinée avec un système de collage : étude in vitro. 2017 97 p. : ill., graph., tabl. Réf. Biblio. : 80-86.

Sous la direction des Docteurs *Nelly PRADELLE* et *Catherine MESGOUEZ*

Th : Chir Dent. : Paris 7 : année 2017

RESUME en français :

Les céramiques dentaires sont actuellement des matériaux de choix pour la restauration prothétique des tissus dentaires. Depuis quelques années, nous assistons à un véritable essor des céramiques usinées, commercialisées sous forme de blocs et destinées à la technologie CFAO. Cependant, l'assemblage entre ces matériaux et la dent reste toujours un challenge, notamment dû à la multiplication des interfaces : céramique-colle, colle-système adhésif et système adhésif-dent. Aussi, la recherche et le développement évoluent également dans ce sens afin d'améliorer l'adhésion chimique et micromécanique ainsi que le vieillissement et de simplifier le protocole collage.

Ce travail expérimental aura pour but d'évaluer l'étanchéité de l'assemblage aux tissus dentaires de deux céramiques usinées CERASMART™ et Initial™ LRF avec deux systèmes de collage différents : le Multilink® Automix et le G-CEM LinkForce™.

L'objectif final serait de pouvoir déterminer la ou les interfaces concernées par les percolations afin de pouvoir proposer un protocole unique de collage, le plus étanche possible, quant au traitement de surface et système de collage à utiliser, quelle que soit la céramique employée.

TITRE en anglais : Evaluation of microleakage of CAD/CAM blocks with luting composites : in vitro study

DISCIPLINE : Odontologie Conservatrice - Endodontie

MOTS-CLES Français : Céramique (Fmesh), collage (Fmesh), étude (Fmesh), percolation (Fmesh), CFAO, adhésif (Fmesh), CERASMART, Initial LRF, Multilink Automix, G-CEM LinkForce

MOTS-CLES Anglais : Ceramic (MeSH), bonding (MeSH), study (MeSH), leakage (MeSH), CAD/CAM (MeSH), CERASMART, Initial LRF, Multilink Automix, G-CEM LinkForce