



**HAL**  
open science

# Inlays/onlays usinés par CFAO : critères d'évaluation in vitro des assemblages collés, complémentarité des études expérimentales

Alexis Goujat

## ► To cite this version:

Alexis Goujat. Inlays/onlays usinés par CFAO : critères d'évaluation in vitro des assemblages collés, complémentarité des études expérimentales. Biomatériaux. Université de Lyon, 2019. Français. NNT : 2019LYSE1001 . tel-02343177

**HAL Id: tel-02343177**

**<https://theses.hal.science/tel-02343177v1>**

Submitted on 2 Nov 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.



N°d'ordre NNT :

2019LYSE1001

**THESE de DOCTORAT DE L'UNIVERSITE DE LYON**  
délivrée par  
**l'Université Claude Bernard Lyon 1**  
**Ecole Doctorale N°205**  
**(ECOLE DOCTORALE INTERDISCIPLINAIRE SCIENCES-**  
**SANTE)**  
**Spécialité de doctorat : Biomatériaux**

Soutenue publiquement le 8/01/2019, par :  
**(M. Alexis Goujat)**

---

**Inlays/onlays usinés par CFAO : critères  
d'évaluation *in vitro* des assemblages  
collés, complémentarité des études  
expérimentales**

---

**Devant le jury composé de :**

Colon, Pierre  
Grosogeat, Brigitte  
Minoux, Maryline  
Seux, Dominique  
Tavernier, Bruno  
Brioude, Arnaud  
Jacquot, Bruno

PU-PH Université Paris Diderot  
PU-PH Université Claude Bernard Lyon1  
PU-PH Université de Strasbourg  
PU-PH Université Claude Bernard Lyon1  
PU-PH Université Paris Diderot  
PU Université Claude Bernard Lyon1  
MCU-PH Université Aix-Marseille

Président  
Directrice de thèse  
Rapporteure  
Co-directrice de thèse  
Rapporteur  
Examineur  
Rapporteur

## REMERCIEMENTS

Au Professeur Arnaud Brioude,

Je vous remercie de m'avoir accueilli dans votre laboratoire durant ces trois années. Je vous remercie aussi d'avoir accepté d'être membre de mon jury de thèse. Je vous adresse mes profonds respects.

A mes Directrices de thèse (j'ai eu la chance d'en avoir deux) :

Le Professeur Brigitte Grogosgeat, je vous remercie d'avoir spontanément accepté de faire partie de votre équipe de recherche sur les biomatériaux et de m'avoir orienté vers le thème de la CFAO. Je vous remercie pour votre aide, votre expérience et vos encouragements qui m'ont permis de mener à bien mon activité de recherche. Recevez mes sincères respects.

Le Professeur Dominique Seux, je vous remercie d'avoir toujours été présente pour me soutenir et me transmettre vos conseils, vos connaissances et votre expérience depuis de nombreuses années. Ce fut un plaisir de travailler aussi avec vous en clinique. Recevez également mes sincères respects.

A mes rapporteurs,

Le Professeur Maryline Minoux, le Professeur Bruno Tavernier et le Dr Bruno Jacquot qui ont accepté spontanément d'évaluer mon travail. Je tiens à vous exprimer ma profonde gratitude et mes sincères remerciements.

Au Professeur Pierre Colon, je vous remercie d'avoir spontanément accepté de relire ce travail, de m'avoir transmis vos connaissances, vos compétences et vos remarques constructives. Recevez ma profonde gratitude.

Au Dr Hazem Abouelleil, je te remercie infiniment pour ton aide, pour ton implication dans mon activité de recherche et ta sympathie pendant ces trois années. Ce fut un plaisir de travailler avec toi, je te dois beaucoup.

Au Dr Maxime Ducret, je te remercie pour tes conseils, tes encouragements et de m'avoir initié à la CFAO.

Au Dr Nina Attik, merci pour ton aide précieuse, tes conseils, ton sérieux et ta bonne humeur.

Un grand merci aussi au Dr Marion Lucchini, au Dr Kerstin Gritsch, au Dr Béatrice Thivichon, au Dr Cyril Villat, au Pr Jean-Christophe Maurin et au Pr Jean-Jacques Morrier pour leur aide, leurs conseils et leur sympathie.

Je pense aussi à toutes les personnes du SCTD et de la Faculté dentaire de Lyon qui m'ont soutenu.

A mes parents, je vous remercie de m'avoir transmis la rigueur dans le travail. Merci pour votre soutien et votre accueil chez vous pour travailler dans le calme.

A mes beaux-parents, je vous remercie de vos encouragements répétés.

A ma femme Raphaëlle, tu m'as sans cesse soutenu, merci de m'avoir supporté et réconforté dans les moments difficiles, je ne serai pas arrivé jusque-là sans toi.

A mes enfants, Lorena et Célian, je suis désolé de ne pas avoir toujours été là pour vous, merci pour votre patience et votre compréhension.



# TABLE DES MATIERES

|  |           |
|--|-----------|
| <b>LISTE DES ABREVIATIONS.....</b>   | <b>1</b>  |
| <b>GENERALITES.....</b>  | <b>2</b>  |
| <b>INTRODUCTION.....</b>   | <b>8</b>  |
| <b>1- ADAPTATION DES INLAYS/ONLAYS USINES : LE CHOIX D'UNE METHODE EXPERIMENTALE.....</b>                                  | <b>12</b> |
| 1-1 Définition de l'adaptation marginale et de l'adaptation interne.....   | 12        |
| 1-2 Les méthodes d'évaluation et les paramètres ayant une influence sur les résultats de l'adaptation.....                 | 13        |
| <b>Article 1 : Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations : A systematic review of in vitro studies</b> |           |
| 1-3 Discussion et perspectives.....  | 28        |
| <b>2- PROPRIETES MECANQUES DES MATERIAUX DISPONIBLES POUR INLAYS/ONLAYS USINES.....</b>                                    | <b>31</b> |
| 2-1 Les matériaux de restauration.....   | 31        |
| 2-1-1 Les céramiques vitreuses.....  | 31        |
| 2-1-2 Les résines composites.....  | 33        |
| 2-2 Les propriétés mécaniques.....   | 34        |
| <b>Article 2 : Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials</b>                                     |           |
| 2-3 Discussion et perspectives.....  | 43        |
| <b>3- EVALUATION <i>IN VITRO</i> DES PROCEDURES D'ASSEMBLAGE DES INLAYS/ONLAYS COLLES.....</b>                             | <b>48</b> |
| 3-1 Les matériaux d'assemblage.....  | 49        |

|   |           |
|---|-----------|
| 3-1-1 Les colles sans potentiel d'adhésion.....   | 49        |
| 3-1-2 Les colles avec potentiel d'adhésion.....   | 50        |
| 3-1-3 Les colles auto-adhésives.....  | 50        |
| 3-2 L'interface matériau d'assemblage-matériau de restauration.....   | 50        |
| 3-2-1 Matériaux de restauration en résine composite à charges dispersées.....   | 52        |
| <b>Article 3 : Relationship between surface treatment and microstructure of two types of composite resin CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance</b>           |           |
| 3-2-2 Matériaux de restauration en céramique vitreuse enrichie en leucite.....  | 76        |
| <b>Article en cours d'écriture : Relationship between surface treatment and microstructure of two types of ceramic CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance</b> |           |
| 3-3 Discussion et perspectives.....   | 79        |
| <br>  |           |
| <b>4- DISCUSSION-SYNTHESE.....</b>  | <b>84</b> |
| <br>  |           |
| <b>CONCLUSION.....</b>  | <b>86</b> |
| <br>  |           |
| <b>REFERENCES.....</b>  | <b>87</b> |

## **LISTE DES ABREVIATIONS**

**10-MDP** : 10-méthacryloyloxydecyl dihydrogène phosphate

**ADA** : Association dentaire américaine

**AMD** : Absolute marginal discrepancy

**CFAO** : Conception et fabrication assistées par ordinateur

**CVIMAR** : Ciment verre ionomère modifié par adjonction de résine

**HAS** : Haute autorité de santé

**HP/HT** : Haute pression/haute température

**LT** : Low Translucency

**MEB** : Microscopie électronique à balayage

**MG** : Marginal Gap

**MO** : Medium Opacity

**mO** : Microscopie optique

**MPS** : 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane

**PICN** : Polymer infiltrated ceramic network

**PRISMA** : Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses

**RPC** : Restauration partielle collée

**STL** : Stereo lithography

**TEGDMA** : Triéthylène glycol diméthacrylate

**TC** : Thermocyclage

**UDMA** : Urethane diméthacrylate

**YAG** : Yttrium aluminium garnet

## GENERALITES

Les inlays/onlays sont des restaurations indirectes permettant de remplacer des pertes de substance dentaire moyennes à importantes ne nécessitant ni une couronne, ni un tenon. Un inlay ne recouvre aucune cuspidé alors qu'un onlay recouvre au moins une cuspidé (**Figure 1**).

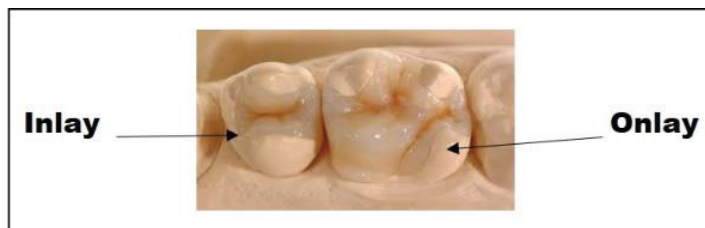


Figure 1 : Représentation d'un inlay et d'un onlay

En technique directe, le principal défaut des matériaux composites réside dans leur contraction de polymérisation. Cette contraction est d'autant plus forte que le volume de matériau à apporter est important. La conséquence clinique est un risque de décohésion à l'interface entre la couche hybride et le substrat dentinaire avec un risque de percolation bactérienne et des sensibilités post-opératoires (Soares et al., 2018). Ces contraintes de polymérisation peuvent aussi entraîner des fêlures ou des fractures au niveau de l'émail bordant la restauration. Le paramètre lié au volume de perte de substance dentaire est donc l'élément primordial à prendre en compte lors du choix du type de restauration entre directe ou indirecte et notamment la présence ou non des crêtes marginales. En effet, la perte d'une crête marginale entraîne une diminution de la résistance biomécanique de la dent d'environ 50 % et la perte de 2 crêtes marginales entraîne une diminution de la résistance de la dent d'environ 63 % (Reeh et al., 2009). Lorsque la perte de substance dentaire se fait au détriment des deux parois proximales et/ou d'une cuspidé (SISTA 1/4, 2/3 ou 2/4), ou lorsqu'une technique directe ne peut être réalisée pour des raisons techniques ou esthétiques, une restauration de type inlay/onlay est indiquée à condition que le contexte occlusal soit favorable. Par rapport à une couronne périphérique, les inlays/onlays permettent une économie tissulaire et une réintervention plus facile en cas d'échec. Par rapport à une technique directe, ils permettent de restaurer de manière optimale les points de contact, l'anatomie occlusale et le profil d'émergence

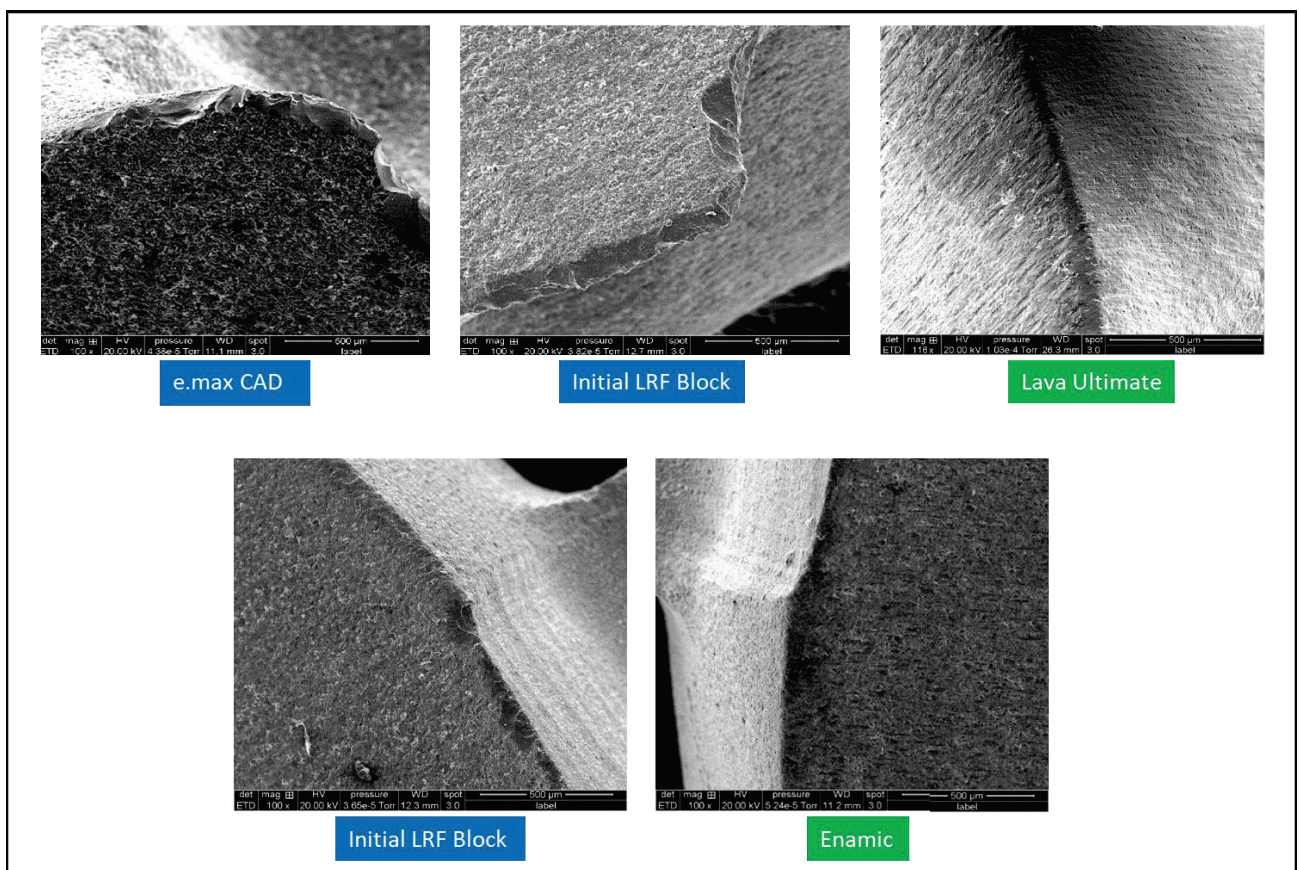
(D'Archangelo et al., 2015). En ce sens, ils sont particulièrement indiqués lorsque plusieurs dents sur un quadrant doivent être restaurées. Ces restaurations peuvent être réalisées en alliage précieux et assemblées par scellement. Elles peuvent être également réalisées en céramique ou en composite et assemblées par collage (Restauration partielle collée ou RPC).

Les principes de préparation de ces restaurations en céramique ou en composite diffèrent totalement de celles pour matériaux métalliques. Pour les inlay/onlays métalliques scellés avec un ciment oxyphosphate de zinc, les préparations doivent être rétentives en réalisant une faible divergence et une opposition des parois. Elles doivent avoir également des angles de transition aigus, un biseau sur toute la périphérie et des moyens de rétention secondaires (Smith et al., 1974). Grâce à l'adhésion, les préparations pour inlays/onlays collés en céramique et en composite sont devenues moins mutilantes. Elles nécessitent simplement une divergence des parois internes supérieure ou égale à  $10^\circ$ , d'arrondir les crêtes vives et les angles internes et des limites cavo-superficielles nettes sans biseau (afin d'éviter une finesse excessive des bords du matériau) (Veneziani et al., 2017).

Ces restaurations peuvent être mises en forme de manière conventionnelle (méthode de la coulée à cire perdue pour les alliages à base d'or, procédé de pressée pour les céramiques et de stratification pour les composites) ou par conception et fabrication assistées par ordinateur (CFAO) (céramique ou composite sous forme de bloc). En CFAO, ces restaurations sont usinées à l'aide d'une machine-outil à commande numérique (Alghazzawi, 2016). Ces machines, bien que sophistiquées, présentent des trajets limités et les fraises ont une forme déterminée et un diamètre minimum (Hopp et al., 2013). Actuellement, les conditions d'usinage (vitesse de rotation des fraises, pression exercée, type de fraise) sont les mêmes pour tous les matériaux (Lebon et al., 2016).

L'usinabilité est une propriété importante en CFAO par soustraction. Elle n'était pas étudiée pour les matériaux mis en forme de manière conventionnelle. L'usinabilité peut être définie de manière générale comme l'aptitude de la matière d'une pièce à subir une opération d'enlèvement de matière (Tsitrou et al., 2007).

Un matériau doté d'une bonne usinabilité est un matériau qui : nécessite une puissance de coupe faible, s'usine rapidement, reproduit une forme géométrique complexe avec un bon état de surface et sans microfractures des bords et qui n'entraîne pas d'usure prématurée des outils. Les céramiques s'usinent moins bien que les composites engendrant une usure plus importante des fraises d'usinage, un écaillage des bords de la restauration et des rugosités de surface. Les contraintes, engendrées par les fraises d'usinage (leurs déplacements au sein du bloc et l'échauffement qu'elles procurent) aboutissent à des microfractures des bords fins de la restauration d'autant plus nombreuses et profondes que le matériau est fragile (Awada et Nathanson, 2015, Coldea et al., 2015). Une analyse des bords d'inlays après usinage, en microscopie électronique à balayage (MEB) au sein de notre laboratoire, a confirmé ces résultats (**Figure 2**). L'usinage entraîne des efforts et des vibrations sur l'outil et la machine qui pourraient avoir une incidence sur la forme et les dimensions de la restauration (Lebon et al. 2015).



**Figure 2 : Images en MEB montrant l'effet de l'usinage sur des inlays en composite (Enamic®, Lava Ultimate®) et en céramique vitreuse (e.max CAD®, Initial LRF Block®) (A. Goujat, H. Abouelleil 2016)**

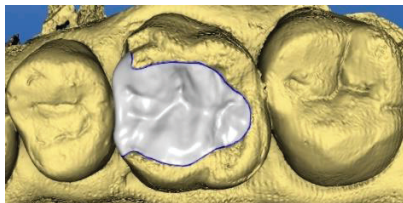


Cliniquement, le nombre d'étapes permettant d'aboutir à la mise en place d'un inlay/onlay (en céramique ou en composite) est important et chaque étape peut être la source d'une cause d'échec. Les photographies présentées ci-dessous (cas clinique, A. Goujat) illustrent ces différentes étapes clés.



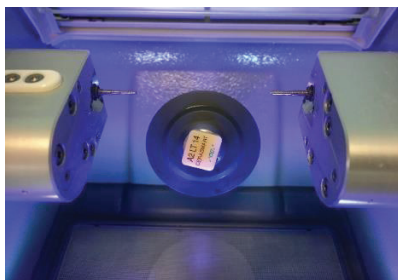
*Vue préopératoire d'une première molaire maxillaire droite*

**Quel matériau de restauration choisir ?**



*Conception de la restauration (Cerec SW 4.3)*

**Quel choix concernant le paramétrage de l'espacement interne dans le logiciel ? (Entre 0 et 120 µm)**



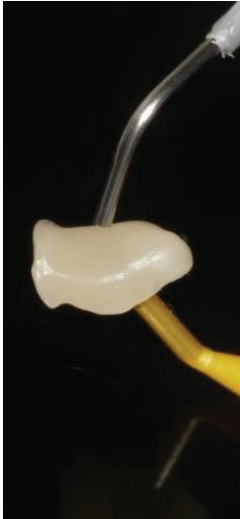
*Usinage de la restauration*

**Quel type d'usinage choisir ? (un ou deux temps, nombre d'axe de la machine-outil, forme et diamètre des fraises d'usinage)**



*Essayage de la restauration*

**Comment peut-on évaluer la qualité de l'adaptation ?  
Est-elle la même sur l'ensemble de la restauration ?**



*Sablage*



*Silanol*

Traitement des surfaces prothétiques

**Quel type de traitement de surface faut-il appliquer ? (Sablage, acide fluorhydrique, les deux combinés, laser YAG...)**

**Sablage : quelle pression et quelle taille de particules d'alumine faut-il choisir ? A quelle distance faut-il sabler et pendant combien de temps ?**

**Acide fluorhydrique : quelle concentration, quel temps d'application et de rinçage faut-il utiliser ?**

**Silane : quel type de silane faut-il choisir ? Faut-il le chauffer ?**



Traitements des surfaces dentaires : sablage de la cavité

**Sablage : quelle pression et quelle taille de particules d'alumine faut-il choisir ? A quelle distance faut-il sabler et pendant combien de temps ?**

**D'autres traitements sont-ils possibles ? (Ponce humide, aéropolissage...)**



Mise en place de la colle sur l'intrados de la restauration

**Quel type de colle faut-il choisir ? (Chémopolymérisable, photopolymérisable ou duale, sans/avec potentiel d'adhésion, auto-adhésive, composite de restauration)**





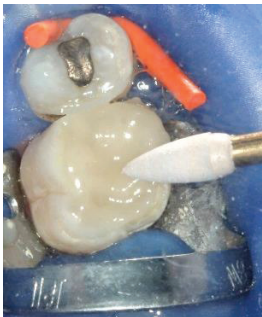
Elimination des excès

**Faut-il réaliser une « flash-polymérisation » ?**



Photopolymérisation

**Quelle puissance de la lampe et quel temps d'insolation par face doit-on adopter ?**



Polissage du joint

**Quelle méthode faut-il utiliser pour le polissage du joint ?**

## INTRODUCTION

Les RPC indirectes sont devenues incontournables aujourd'hui dans notre arsenal thérapeutique en raison des progrès des matériaux et des techniques de collage. Elles permettent de restaurer des pertes de substance d'une manière beaucoup moins invasive qu'auparavant contribuant ainsi à maintenir le comportement biomécanique de la dent (Edelhoff et al., 2002). Développée initialement dans le secteur de l'aéronautique et de l'automobile, dans l'objectif de simplifier et standardiser la réalisation de formes répétitives, la CFAO connaît une ascension importante en odontologie depuis ces dix dernières années (van Noort, 2012). Elle apporte un confort de travail avec une mise en œuvre rapide et améliore la communication avec le patient. De plus, elle permet la dématérialisation des tâches tout au long de la chaîne prothétique en évitant de nombreuses imprécisions inhérentes aux techniques conventionnelles.

Les inlays/onlays réalisés en alliages à base de métaux précieux coulés présentent une excellente étanchéité du fait de la possibilité de brunissage de ces matériaux (Moon et Modjeski, 1976) et de l'obtention, en conséquence, d'un film extrêmement fin de ciment de l'ordre de 20 à 40  $\mu\text{m}$  (Christensen, 1966).

La CFAO offre aujourd'hui un choix important de biomatériaux permettant de réaliser des restaurations esthétiques, biocompatibles et biomimétiques en céramique et en composite (Spitznagel et al., 2018 ; Lambert et al., 2017). Ces matériaux esthétiques usinables ont une microstructure et une composition chimique permettant aux inlays/onlays d'être assemblés par collage. Le collage va impliquer la formation de deux interfaces : une entre les tissus dentaires et la colle et une entre la colle et la surface du bloc. Le matériau d'assemblage va permettre de créer et maintenir l'étanchéité. Il va aussi participer à la rétention de la pièce prothétique. A la différence du scellement, le collage va permettre d'obtenir des valeurs d'adhérence élevées aux tissus dentaires par un ancrage micromécanique et une liaison chimique. Ces deux phénomènes reposent sur le principe fondamental de l'adhésion (von Fraunhofer, 2012). Par conséquent, l'étanchéité résultante va maintenir l'intégrité pulpaire. Le collage permet de renforcer les structures dentaires résiduelles et d'augmenter les propriétés mécaniques intrinsèques du matériau de restauration. Enfin, le collage permet de mieux répartir les contraintes occlusales sur l'ensemble des surfaces

d'assemblage. Ces colles sont composées de polymères qui ont un indice de réfraction et une couleur proches des tissus dentaires calcifiés contribuant ainsi à un rendu esthétique final amélioré. Cependant, la mise en forme de ces restaurations esthétiques entraîne une adaptation marginale moins bonne (entre 70 et 201  $\mu\text{m}$ , Boitelle et al., 2014) que les alliages précieux avec en conséquence un film de colle plus épais et une exposition aux fluides buccaux plus importante. Ceci est d'autant plus délicat que le positionnement des limites de préparation des inlays/onlays peut entraîner une exposition plus élevée des joints aux agressions mécaniques, chimiques et thermiques par rapport à une couronne périphérique. Le vieillissement du joint est donc une caractéristique essentielle et spécifique de ces restaurations collées. Ces colles doivent donc posséder des propriétés mécaniques et une résistance à la solubilité élevées. Les ciments verres ionomères modifiés par adjonction de résine (CVIMAR) ont été proposés pour assembler les inlays/onlays mais ils ont montré une usure prématurée du joint (Manhart et al., 2004).

L'assemblage d'une restauration collée constitue une spécificité toute particulière par rapport au scellement. Le collage exige la réalisation de plusieurs étapes de préparation à la fois des tissus dentaires et de l'intrados prothétique. Nous avons choisi de nous intéresser à la préparation de la surface des blocs. Pour certains auteurs (Awad et al., 2017 ; Peumans et al., 2016), elle semble être, avec le matériau d'assemblage, l'interface la plus délicate compte tenu de la diversité microstructurale des blocs en céramique et le haut degré de conversion des blocs en composite réduisant le nombre de doubles liaisons disponibles pour le collage.

L'objectif de ce travail a été de montrer comment un certain nombre de techniques d'évaluation *in vitro* peuvent se compléter pour constituer le socle de recommandations cliniques. Pour cela, cette thèse s'est construite autour de trois questions scientifiques :

|  |
|--|
| <b>1- Quelles méthodes expérimentales et quels paramètres pouvons-nous sélectionner pour évaluer l'adaptation marginale et interne des inlays/onlays mises en forme par CFAO ?</b> |
|--|

Cette première question a donné lieu à l'article 1 : **Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations : A systematic review of in vitro studies (accepté en mai 2018).**

**2- La microstructure et les propriétés mécaniques du matériau de restauration peuvent-elles avoir une incidence sur la qualité de l'adaptation des inlay/onlays usinés ?**

Nous avons tout d'abord évalué et comparé les propriétés mécaniques de trois blocs en résine composite avec un bloc en céramique vitreuse. Nous avons ensuite évalué l'adaptation interne d'inlays/onlays usinés à partir de ces mêmes matériaux. Cette deuxième question a donné lieu à l'article 2 : **Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials (publié en 2017)**.

**3- La qualité de l'interface matériau de restauration-matériau d'assemblage est-elle influencée par la microstructure du bloc utilisé ?**

Nous avons étudié la qualité de cette interface en considérant le type de traitement de surface de l'intrados prothétique, le type de colle et le vieillissement de l'interface en mesurant les valeurs d'adhérence à l'aide d'un test en microtraction. Deux blocs en résine composite à charges dispersées et deux blocs en céramique vitreuse enrichie en leucite ont été utilisés.

Cette étude réalisée avec les deux blocs en résine composite a fait l'objet de l'article 3 : **Relationship between surface treatment and microstructure of two types of composite resin CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance (soumis dans Dental Materials, juillet 2018)**.

Cette étude avec les deux blocs en céramique va donner lieu à un article : **Relationship between surface treatment and microstructure of two types of ceramic CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance (en cours d'écriture)**.

L'étude de la longévité d'une restauration indirecte est complexe compte tenu du nombre important de paramètres à prendre en considération. Nous avons souhaité, au travers de la **Figure 3**, synthétiser l'ensemble de ces paramètres.

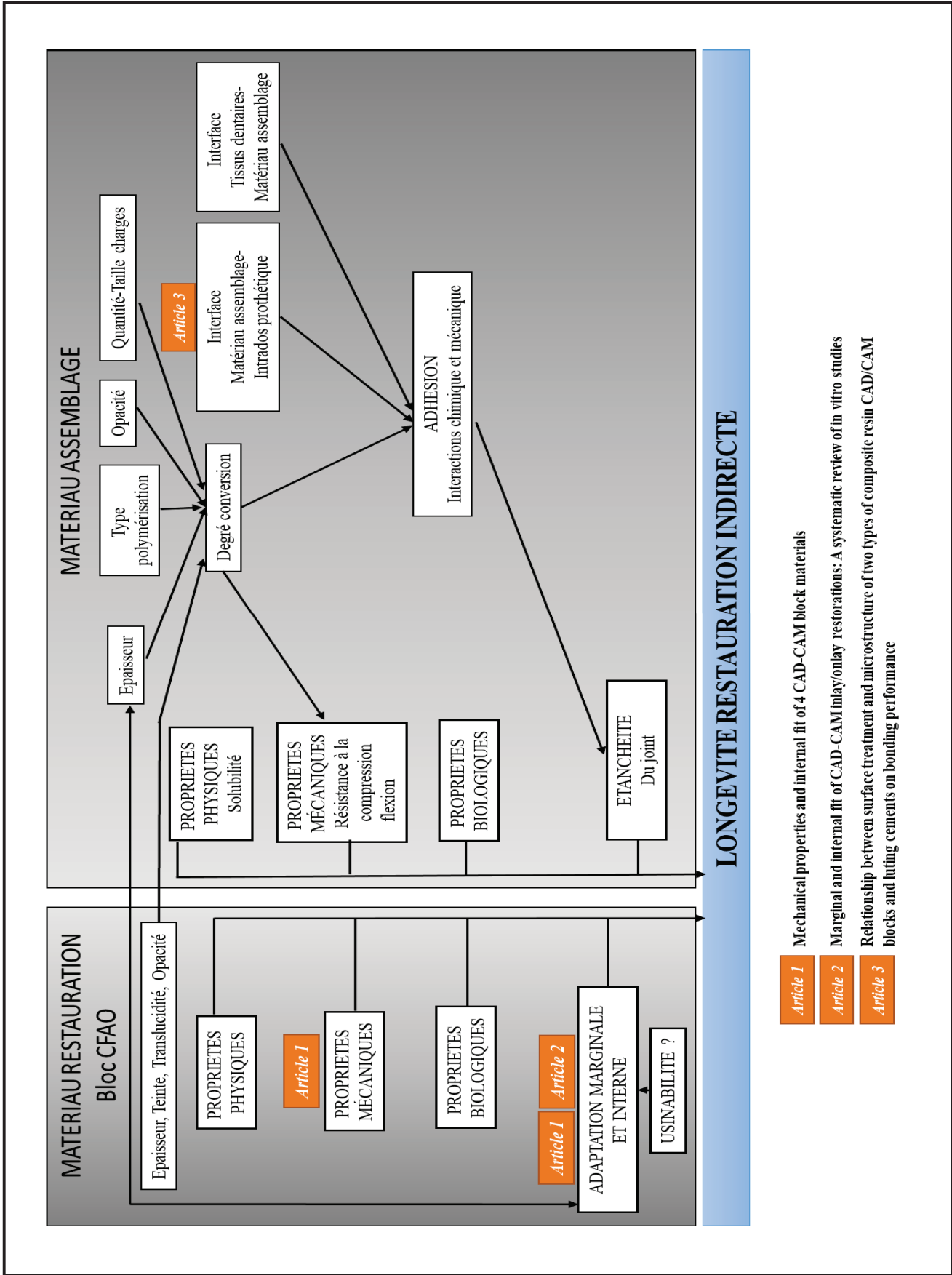


Figure 3 : Les paramètres ayant une influence sur la longévité d'une restauration indirecte

# 1- ADAPTATION DES INLAY/ONLAYS USINES : LE CHOIX D'UNE METHODE EXPERIMENTALE

## 1-1 Définition de l'adaptation marginale et de l'adaptation interne

L'interface entre l'intrados de la prothèse et la partie préparée de la dent support constitue le joint dento-prothétique. Cet espace tridimensionnel est l'un des principaux facteurs qui déterminent l'intégration bio-fonctionnelle, l'esthétique et la longévité de la restauration.

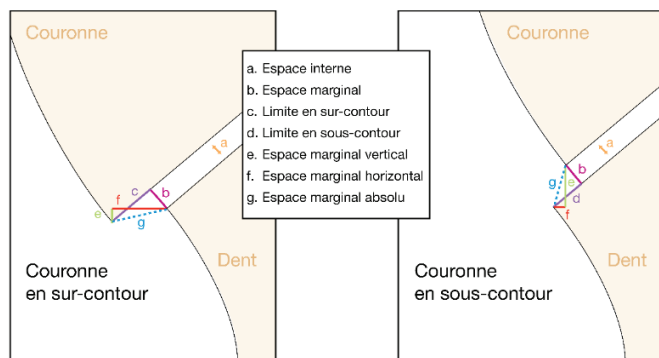


Figure 4 : Terminologie concernant l'adaptation marginale d'après Holmes (1989)

Holmes, en 1989, a mis au point une terminologie uniformisée afin de faciliter les comparaisons entre les études évaluant l'adaptation des restaurations prothétiques (Figure 4).

Il distingue :

- Espace interne (internal gap) : c'est la distance mesurée perpendiculairement entre la surface interne de la pièce prothétique et la paroi de la surface dentaire. L'espace interne peut être divisé en un espace axial et un espace occlusal.
- Espace externe ou marginal (marginal gap MG) : c'est la plus petite distance entre les tissus dentaires et la restauration prothétique au niveau de l'ouverture marginale. En situation de sous-contour, c'est la distance mesurée perpendiculairement du bord de la pièce prothétique à la surface dentaire. Par contre, en situation de sur-contour, il correspond à la distance mesurée perpendiculairement du bord de la limite cervicale du pilier dentaire à la surface de la prothèse.

- Espace marginal vertical (vertical marginal discrepancy) : c'est la distance entre le bord prothétique et la limite de la préparation mesurée parallèlement à l'axe du pilier.
- Espace marginal horizontal (horizontal marginal discrepancy) : c'est le défaut marginal mesuré perpendiculairement à l'axe du pilier. Il correspond à la distance entre la restauration prothétique et la préparation mesurée perpendiculairement à l'axe de la préparation.
- Espace marginal absolu (absolute marginal discrepancy AMD) : c'est une combinaison entre l'ouverture marginale et l'erreur de contour. Il s'agit de l'hypoténuse de l'espace marginal vertical et l'espace marginal horizontal. Il représente la distance entre l'angle cavo-superficiel de la préparation et le bord marginal prothétique.

En 1970, l'Association dentaire américaine (ADA) a fixé le seuil de l'adaptation marginale cliniquement acceptable à 40  $\mu\text{m}$ . En 1971, McLean et von Fraunhofer ont examiné plus de 1000 couronnes pendant 5 ans et ont montré qu'une valeur de l'adaptation marginale inférieure ou égale à 120  $\mu\text{m}$  est considérée comme cliniquement acceptable. Il est important de noter que ces deux valeurs ont été déterminées avec un matériau d'assemblage à base d'oxyphosphate de zinc. Avec un joint collé, une valeur inférieure à 100  $\mu\text{m}$  est cliniquement acceptable (Kramer et al., 2000). Concernant l'adaptation interne, une valeur supérieure à 70  $\mu\text{m}$  réduit la résistance à la fracture de la restauration mais le ciment de scellement utilisé était un oxyphosphate de zinc (Sachs et al., 2014). Avec un joint collé, une valeur comprise entre 50 et 100  $\mu\text{m}$  est recommandée (Molin et al., 1996). Cependant, il n'existe actuellement aucune étude clinique permettant de proposer une valeur de référence pour l'adaptation marginale et interne des restaurations collées.

## **1-2 Les méthodes d'évaluation et les paramètres ayant une influence sur les résultats de l'adaptation**

Nous avons réalisé, pour les inlays/onlays usinés, une revue systématique de la littérature qui a permis de synthétiser les méthodes d'évaluation disponibles et l'ensemble des paramètres *in vitro* pouvant avoir une influence sur les résultats de l'adaptation. Ce travail a fait l'objet de l'article suivant :

**Article 1 : Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations : A systematic review of in vitro studies**

GOUJAT A, ABOUELLEIL H, COLON P, JEANNIN C, PRADELLE N, SEUX D, GROSGOGEAT B. *J Prosthet Dent.* (accepted May 2018, corrected proof August 2018)

**Résumé :** Différents paramètres peuvent influencer l'adaptation des inlays/onlays usinés par CFAO. Cependant, il n'existe aucune revue systématique de la littérature permettant d'identifier et de discuter ces paramètres. Le but de cette revue systématique de la littérature a été de synthétiser tous les paramètres pouvant influencer l'adaptation marginale et interne des inlays/onlays usinés par CFAO. Une recherche électronique a été réalisée par deux évaluateurs indépendants sur des études publiées en anglais entre le 1<sup>er</sup> Janvier 2007 et le 20 Septembre 2017 dans les bases de données PubMed/MEDLINE, Scopus et Web of Science et en accord avec les recommandations PRISMA. Les paramètres retenus, dans les articles sélectionnés, ont été le type de système CFAO, les valeurs de l'espacement virtuel, la version du logiciel de conception, le type de bloc, le type de collage, le type de restauration, la taille des échantillons et le type de vieillissement, la méthode d'évaluation de l'adaptation et le nombre de points de mesure par échantillon. Sur 162 articles identifiés, 23 ont rempli les critères d'inclusion. Neuf articles ont comparé l'adaptation avec différents types de matériau, deux articles ont comparé différents types de préparation cavitaire, neuf études ont comparé l'adaptation avant et après vieillissement et collage, une étude a comparé l'empreinte optique réalisée en intra et extra-orale, une étude a comparé deux types de machines-outils, une étude a comparé quatre types de caméra optique. Le risque de biais, pour les études retenues, a été élevé dans 7 études, moyen dans 15 et bas dans une étude. La grande hétérogénéité des études n'a pas permis de réaliser une méta-analyse. La plupart des études retenues ont montré des valeurs acceptables pour l'adaptation marginale. Les performances d'un système CFAO sont dépendantes du matériau de restauration. Une préparation non rétentive entraîne une meilleure adaptation qu'une préparation rétentive. La plupart des études ont montré qu'un vieillissement thermomécanique affecte la qualité de l'adaptation marginale. Le collage augmente l'espace marginal. Aucune différence significative pour l'adaptation marginale d'onlays n'a été trouvée entre une empreinte optique intra-orale et extra-orale sur un modèle en plâtre. Le nombre d'axe de la machine-outil, le type de caméra optique et la région mesurée ont montré des différences statistiquement significatives en rapport avec l'adaptation marginale et interne. Les valeurs d'adaptation mesurées dans les études n'ont pas permis de reproduire les valeurs pré-enregistrées de l'espacement virtuel dans le logiciel de conception. Des précisions sont attendues concernant l'influence de l'adaptation sur le type de préparation cavitaire, le type de matériau de restauration, le choix des paramètres intrinsèques dans le logiciel de conception, le type et la forme des fraises d'usinage et le comportement du matériau durant l'usinage. L'adaptation des inlays/onlays devrait être évaluée cliniquement.



## SYSTEMATIC REVIEW

## Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies

<sup>b7</sup> Alexis Goujat, MSD,<sup>a</sup> Hazem Abouelleij, MSD,<sup>b</sup> Pierre Colon, PhD,<sup>c</sup> Christophe Jeannin, PhD,<sup>d</sup>  
Nelly Pradelle, PhD,<sup>e</sup> Dominique Seux, PhD,<sup>f</sup> and Brigitte Grosogeat, PhD<sup>g</sup>

## ABSTRACT

**Statement of problem.** Different parameters can influence the adaptation of computer-assisted design and computer-assisted manufacturing (CAD-CAM) inlay/onlay restorations. However, systematic reviews to identify and discuss these parameters are lacking. <sup>b3</sup>

**Purpose.** The purpose of this systematic review was to summarize the scientific literature investigating all parameters that can influence both the marginal and internal adaptation of CAD-CAM inlay/onlay restorations.

**Material and methods.** An electronic search was conducted by 2 independent reviewers for studies published in English between January 1, 2007 and September 20, 2017 on the PubMed/MEDLINE, Scopus, and Web of Science databases and in accordance with the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses statement. Factors investigated in the selected articles included the type of CAD-CAM system, virtual space parameters, version of the software, type of block, luting procedure, type of restoration, sample size and aging procedure, evaluation method, and number of measurement points per specimen.

**Results.** A total of 162 articles were identified, of which 23 articles met the inclusion criteria. Nine studies investigated adaptation with different restorative materials, 2 evaluated adaptation according to the type of preparation design, 9 compared adaptation before/after thermomechanical loading, and 2 before/after cementation, 1 study investigated marginal adaptation based on whether the optical scan was made intraorally or extraorally, 1 compared adaptation with 5 and 3 axis CAM systems, and 1 assessed adaptation with 4 different intraoral scanners. The risk of bias was high for 7, medium for 15, and low for 1 of the studies reviewed. The high level of heterogeneity across the studies excluded meta-analysis. <sup>b4</sup>

**Conclusions.** Most of the studies reported clinically acceptable values for marginal adaptation. The performance of a CAD-CAM system is influenced by the type of restorative material. A nonretentive cavity preparation exhibited better adaptation than a retentive preparation. Most studies showed that thermomechanical loading affected the quality of marginal adaptation. Cementation increased marginal discrepancies. No statistically significant difference was found for marginal fit of onlays between intraoral and extraoral optical scans using a stone die. The number of milling axes, the type of digital camera, and the region measured were statistically significant in relation to marginal/internal adaptation. Values of adaptation recorded failed to reproduce the preestablished spacer parameters in the software. Clarification is needed concerning adaptation according to the type of preparation design, the type of material, the choice of intrinsic parameters for the CAD process, the type and shape of milling burs, and the behavior of the material during milling. Adaptation of CAD-CAM inlay/onlays should be evaluated under clinical conditions. (J Prosthet Dent 2018;■■■■)

Funding: This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

<sup>a</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>b</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Prosthodontics, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>c</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Rothschild Hospital, Paris, France.

<sup>d</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Prosthodontics, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>e</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Rothschild Hospital, Paris, France.

<sup>f</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>g</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University, Lyon, France; and Faculty of Odontology, Department of Dental Biomaterials, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.



### Clinical Implications

Practitioners should be aware that the type of cavity preparation, the choice of the restorative material, the optical scan, and the parameters related to the CAD process may influence the adaptation of inlay/onlay restorations.

Computer-assisted design and computer-assisted manufacturing (CAD-CAM) and intraoral digital scanners have become popular as alternatives to conventional impression making and casting methods, especially with the introduction of a new range of digitalization tools and scanners.<sup>1-3</sup> The fabrication process comprises scanning the abutment tooth, designing the prosthesis, and milling the restoration in a centralized milling center or with a laboratory or chairside process.<sup>4</sup> The potential for CAD-CAM to enhance prosthesis accuracy is based on the omission of several fabrication steps, and CAD-CAM may offer similar or better results than conventional methods.<sup>5</sup> Inlay/onlay restorations represent a more conservative approach than complete coverage crowns and can be made with less retention form because of advances in the quality of luting procedures.<sup>6</sup> In addition, polymerization shrinkage for indirect composite resin restorations is limited to the cement space.<sup>7</sup> The performance of CAD-CAM inlay/onlays is satisfactory with a success rate of 88.7% for ceramics over a period of 10 years<sup>8</sup> and 84.78% for composite resins over a period of 5 years.<sup>9</sup>

Current materials used for inlay/onlay restorations are glass ceramic blocks and composite resin blocks. Glass ceramics include feldspathic porcelain (Mark II; VITA Zahnfabrik), leucite-reinforced ceramics (Empress CAD; Ivoclar Vivadent, Initial LRF Block; GC Dental Products), lithium disilicate (e.max CAD; Ivoclar Vivadent), and zirconia-lithium monosilicate-reinforced glass ceramic blocks (Suprinity; VITA Zahnfabrik, Celtra Duo; Dentsply Sirona).<sup>10</sup> CAD-CAM technology has enabled the use of new composite resin blocks with dispersed fillers (Lava Ultimate; 3M ESPE, CERASMART; GC Dental Products) and a polymer-infiltrated ceramic network material (Enamic; VITA Zahnfabrik).<sup>10-13</sup> These new materials are polymerized under high pressure and high temperature. Therefore, this process yields higher mechanical and biological properties than conventionally polymerized composite resins.<sup>12,13</sup> Moreover, these new composite resin blocks have improved resistance to fracture and machinability due to a low elastic modulus close to dentin.<sup>12,14-16</sup>

Several factors affect the longevity of an indirect restoration, including the quality of the marginal and internal adaptation. Poor marginal adaptation can lead to

**Table 1.** PubMed/MEDLINE search methodology

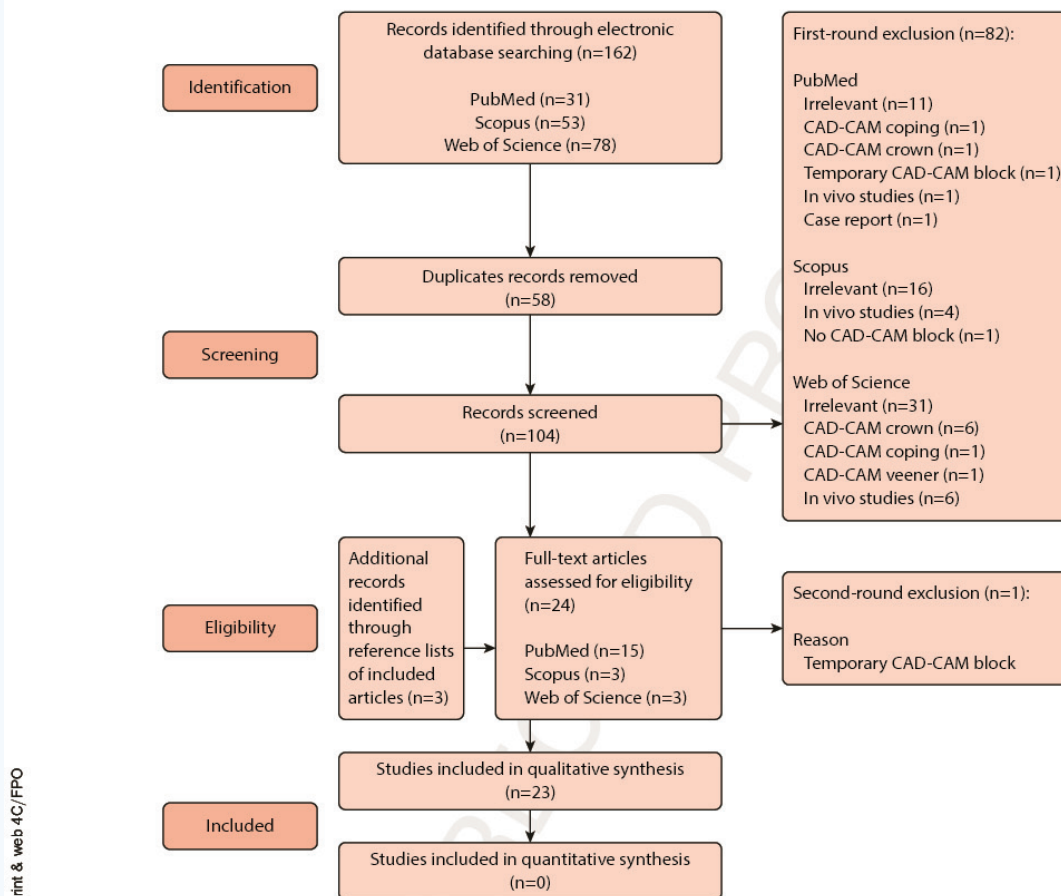
((fit[Text Word] OR gap[Text Word] OR internal[Text Word] OR marginal[Text Word] OR adaptation[Text Word] OR accuracy[Text Word] OR discrepancy[Text Word]) AND (resin[Text Word] OR composite[Text Word] OR ceramic[MeSH Terms]) AND (CAD [Text Word] OR computer-aided[Text Word]) AND (inlay\* [MeSH Terms] OR onlay\*[Text Word])

microleakage, dissolution of the luting cement, secondary caries, and gingival inflammation.<sup>17-27</sup> In addition, poor internal fit can increase cement thickness, alter retention, affect occlusion, reduce the fracture resistance of the restorations, and also result in poor marginal fit.<sup>9,27,28</sup> Marginal and internal adaptation is of particular importance for inlay/onlay restorations, as their margins are exposed to mechanical, physical, and thermal stresses.

The authors are unaware of a systematic review describing marginal and internal adaptation of CAD-CAM inlay/onlay restorations. Thus, the purpose of this study was to review *in vitro* studies and especially those in relation to CAD-CAM technology which can influence both marginal and internal adaptation of these restorations.

### MATERIAL AND METHODS

The protocol for this systematic review (CRD42017076069) was registered in the international prospective register of systematic reviews (<https://www.crd.york.ac.uk/PROSPERO/>). This systematic review was performed according to the Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses statement.<sup>29</sup> An electronic search was performed, using 3 electronic databases (PubMed/MEDLINE, Scopus, and Web of Science) for studies published between January 1, 2007 and September 20, 2017. A search strategy was prepared for each database using 4 levels: level 1 considering the adaptation quality, level 2 considering the type of material, level 3 considering CAD-CAM technology, and level 4 considering the type of restoration. The search strategy included the following medical subject headings (MeSH): 'Ceramic', 'Inlay\*', and the following text words: 'fit', 'gap', 'marginal', 'internal', 'adaptation', 'discrepancy', 'resin', 'composite', 'CAD', 'computer-aided', and 'onlay'. The PubMed/MEDLINE search is presented in Table 1. Inclusion criteria included articles published in English concerning *in vitro* studies, with only inlay and/or onlay (partial-coverage crown) restorations, and evaluating marginal and/or internal fit in micrometers or in percentage of continuous margin (%gap free) on natural or artificial teeth. Interim CAD-CAM blocks, implant abutments, reviews, abstracts, short communications, books, and animal studies were excluded. Initially, 2 independent reviewers (A.G., D.S.) reviewed titles and abstracts. After considering the inclusion and exclusion criteria, full texts were selected for both reading and final selection. All differences in choices between the 2 authors were analyzed by a third reviewer (H.A.), and



**Figure 1.** PRISMA flow diagram of literature search and selection process. PRISMA, Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses.

agreement was established through discussion. The factors extracted from the selected studies and subsequently analyzed were, in order, authors and years, CAD-CAM systems, virtual space parameters, versions of software, types of block, types of restoration, sample size and aging procedures, numbers of measurement points per specimen, marginal and/or internal fit recorded, luting procedures, and evaluation methods. Because of the high degree of heterogeneity in terms of different studies and methodologies, a meta-analysis was not appropriate.

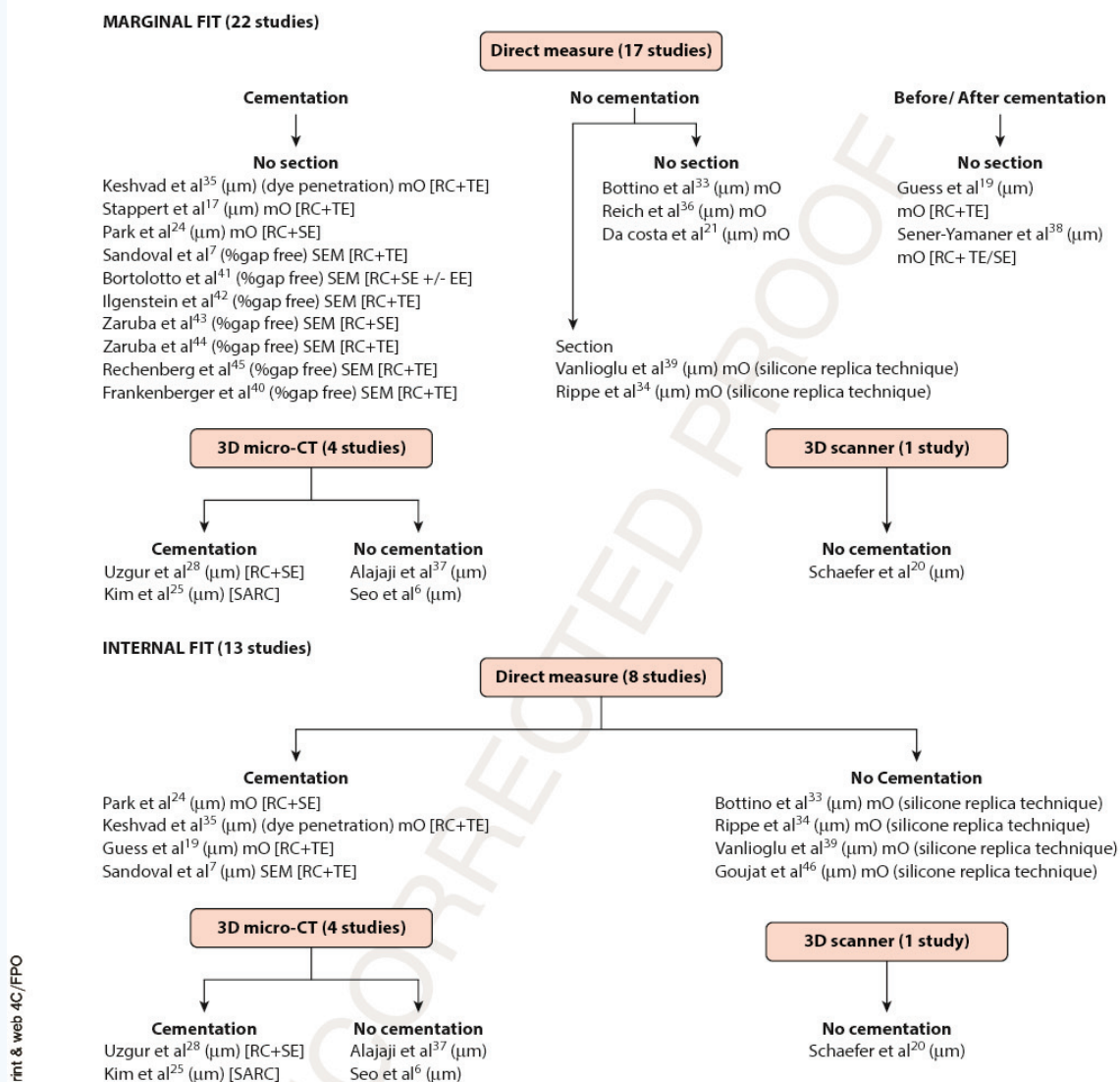
Two authors (A.G., D.S.) independently evaluated the risk of bias of each included study using an adaptation of the methods applied in 2 previous systematic reviews of in vitro studies.<sup>30,31</sup> Descriptions of the following parameters were used to assess each article's risk of bias (Supplemental Table 1, available online): randomization of the teeth for experimental groups, blinding of the operator, number of measurement points per specimen (>50, according to Groten et al<sup>32</sup>), presence of a control

group, statistical analysis carried out, gap measurement by a single operator, and luting space parameter specified. A "yes" was assigned where the parameter was reported in the text and a "no" if the information was absent. The risk of bias was classified according to the sum of "yes" received as follows: 1 to 3=high, 4 to 5=medium, 6 to 7=low risk of bias.

## RESULTS

The electronic search identified 162 articles, 31 from PubMed/MEDLINE, 53 from Scopus, and 78 from Web of Science databases. After duplicated articles had been removed and the inclusion and exclusion criteria considered, 23 articles remained.<sup>6,7,17,19-21,24,25,28,33-46</sup> Details of the search strategy are presented in a flow diagram (Fig. 1). The parameters recorded for all included studies are described in Supplemental Tables 2, 3 (available online) and Figure 2.





**Figure 2.** Type of methodology used for evaluation of marginal/internal fit CAD-CAM inlay/onlays. CAD-CAM, computer-assisted design and computer-assisted manufacturing; EE, enamel etch; mO, optical microscopy; SARC, self-adhesive resin cement; SEM, scanning electron microscopy; RC+SE, resin cement+self-etch; RC+TE, resin cement+total etch.

The values for the marginal fit of the studies selected ranged between  $36\mu\text{m}$ <sup>35</sup> and  $222.5\mu\text{m}$ ,<sup>33</sup> and the values for the internal fit ranged between  $23\mu\text{m}$ <sup>35</sup> and  $406.5\mu\text{m}$ .<sup>6</sup> The %gap-free unit values for marginal fit ranged between 43%<sup>7</sup> and 92%<sup>40</sup> in dentin and 51%<sup>41</sup> and 98.4%<sup>42</sup> in enamel; the values for the internal fit ranged between 71%<sup>7</sup> and 89%<sup>7</sup> in dentin. Marginal fit was calculated between the restoration border and the preparation margin. When the specimens were sectioned, the marginal gap<sup>47</sup> was evaluated and 2 studies<sup>34,37</sup> also considered the absolute marginal discrepancy<sup>47</sup>; thus,

some restorations can be either overextended or underextended. Overextension, which is the less favorable situation, may lead to plaque accumulation.

Nine articles evaluated marginal and internal fit with different restorative materials<sup>24,28,33,34,38,41,42,44,46</sup> and 5<sup>24,33,34,42,46</sup> showed that the performance of a CAD-CAM system relative to marginal/internal fit was influenced by the type of restorative material. For marginal fit, 3 studies<sup>28,38,41</sup> found no differences between a polymer-based and a glass-ceramic material, whereas 3 others showed significantly better adaptation for polymer-based

materials,<sup>33,42</sup> more specifically at the cervical margin.<sup>34</sup> For internal fit, 3 studies<sup>28,34,46</sup> demonstrated no significant difference between the 2 types of material, whereas 2 showed a significantly better adaptation for the polymer-based material<sup>33,42</sup> but, for Bottino et al,<sup>33</sup> only on the pulp wall. When 2 polymer-based blocks were compared, 1 study showed a significant difference for internal fit<sup>46</sup> and 1 showed a significant difference for both marginal and internal fit.<sup>24</sup>

Two studies reported that a more retentive preparation resulted in a higher overall internal gap<sup>6</sup> and a higher overall internal/marginal gap<sup>25</sup> than a non-retentive preparation. Two studies evaluated marginal adaptation before and after cementation<sup>19,38</sup> and concluded that resin cement with either self or total etch<sup>38</sup> and with total etch only<sup>19</sup> increased marginal discrepancies. In these 2 studies, the adhesive was not light polymerized before the restorations were seated.

Nine studies evaluated the quality of the marginal adaptation in micrometers<sup>17,19</sup> or in % of continuous margin<sup>7,40-45</sup> after aging. A significant reduction of continuous margin appeared after thermomechanical loading (TML) in 6 studies,<sup>7,40,41,43-45</sup> whereas 2 did not show a statistically significant difference for marginal adaptation before/after TML<sup>17,19</sup> and 1 found that TML can significantly improve marginal adaptation.<sup>42</sup>

One study<sup>20</sup> compared 4 digital cameras (iTero, cara TRIOS, CEREC AC with Bluecam, and Lava COS) and concluded that differences among acquisition systems were statistically significant. iTero provided the best adaptation for marginal fit and CEREC AC with Bluecam provided the best adaptation for internal fit. Direct digitalization was preferred in 15 studies<sup>6,7,20,21,24,25,28,34,36,39-42,44,46</sup> and indirect digitalization was used in 8 studies.<sup>17,19,33,35,37,38,43,45</sup> Only 1 study investigated adaptation whether the optical scan was made intraorally or extraorally from a gypsum die and found no statistically significant difference between the 2 techniques.<sup>21</sup> One study demonstrated that a 5-axis milling machine provided a better occlusal marginal gap and better axial internal gap than a 3-axis milling machine.<sup>37</sup>

The number of measuring points per specimen, when specified, ranged between 6<sup>34</sup> and 600<sup>37</sup> for marginal fit and 7<sup>35</sup> and 320<sup>24</sup> for internal fit. Some studies gave only a mean marginal/internal gap value,<sup>19,28,35</sup> while others gave the mean corresponding values of each region,<sup>17,21,24,33,34,37-39</sup> or at best, values of each reference point selected.<sup>6,25,36,46</sup>

Seven studies<sup>6,24,25,33,34,38,46</sup> showed that the region measured was statistically significant in relation to marginal/internal adaptation. These studies used an ANOVA test followed by a Tukey test except 1 study which used a Dunnett T3 test.<sup>25</sup> For marginal fit, only 1 study<sup>38</sup> gave values for the gingival, axial, and occlusal area in a direct measurement and showed that the larger gaps were obtained at the gingival margin. For

internal fit, Rippe et al<sup>34</sup> showed that the highest values of gap were obtained on the pulp wall, regardless of the type of materials. Furthermore, 4 studies in which values were recorded at each reference point showed that the larger gaps were obtained on the pulp and angle wall.<sup>6,24,25,46</sup>

Among the 23 studies selected, 3 specified the "luting space" value<sup>33,34,46</sup> and 8 specified both "luting space" and "adhesive gap" values in the software.<sup>6,21,24,25,28,36-38</sup> The choice of the "luting space" value was set between 30 and 140  $\mu\text{m}$  and the "adhesive gap" value was set between 20 and 50  $\mu\text{m}$ . All studies demonstrated that the values of adaptation recorded failed to reproduce the preestablished spacer parameters, with larger spacing showing throughout.

## DISCUSSION

No consensus has been reached for a marginal discrepancy value that is clinically acceptable.<sup>27</sup> Some authors have suggested it to be lower than 100  $\mu\text{m}$ <sup>21,37,48,49</sup> but others felt that a gap lower than 120  $\mu\text{m}$ <sup>22,27,50-52</sup> is a suitable threshold value. Most of the studies reported marginal gap values within this range (<120  $\mu\text{m}$ ). For internal adaptation, values between 70 and 120  $\mu\text{m}$  have been proposed.<sup>27,53</sup> Studies reported that an internal gap of 50 to 100  $\mu\text{m}$  could result in the most favorable resin cement performance.<sup>54-56</sup>

To evaluate marginal/internal fit, a 2D analysis can be performed, but a limited number of measuring points and sections are possible. Therefore, results may not be representative of the whole fit of the restoration.<sup>35,57-60</sup> 3D analysis as microcomputed tomography<sup>25,54,56,61-65</sup> and the triple-scan protocol<sup>20,59,66-69</sup> can be used to evaluate marginal and internal fit. These 2 techniques provide multiple point measurements,<sup>6,20,25,28,67,70</sup> which cannot be achieved with a 2D measurement. Hence, they can be considered to have high validity and reliability.<sup>20,67,68</sup> A recent study showed that a triple-scan protocol produced a smaller marginal fit than the replica method with less data dispersion.<sup>68</sup>

The range of restorative CAD-CAM material can influence the marginal and internal adaptation of a restoration.<sup>61,63,71,72</sup> This review showed that the performance of a CAD-CAM system relative to marginal/internal fit inlay/onlay restorations is influenced by the type of restorative material. Low hardness and modulus of elasticity have been shown to result in a greater amount of material being removed during grinding.<sup>73</sup> Conversely, other studies have reported that less brittle materials have lower edge chipping, better machinability,<sup>74</sup> and better adaptation.<sup>33,34</sup> The type of milling bur and its behavior according to the microstructure and the composition of the material should be further investigated.<sup>61,75</sup> In addition, removal of the material induces



vibrations and mechanical loads, which can reflect on the surface dimensions and shape of the restoration.<sup>75</sup>

Inlay/onlays have a more complex geometry than crowns. This parameter is fundamental in explaining variations of adaptation in some areas and between a nonretentive and a retentive inlay/onlay preparation.<sup>6,19,25,70</sup> The type of milling device could affect the results of adaptation,<sup>2,23,37,70,71,76</sup> especially if the restoration has a complex shape, deep groove regions, and internal angles. When 2 different milling units were compared with the same scan system and CAD software, 4-axis milling units presented a lower accuracy of fit than 5-axis units,<sup>23,76</sup> more particularly in occlusal marginal gap and axial internal gap.<sup>37</sup> With a 5-axis unit, steep walls, small angles, and undercuts can be machined from different directions.<sup>2,70</sup> The bur size and shape of the milling unit can influence the adaptation of a restoration.<sup>2,4,25,61,67,70,77</sup> Overmilling of any surface details less than the diameter of the milling bur will result in a less accurate restoration,<sup>2,70</sup> especially at the line angles of the preparation.<sup>56,66</sup> A small diameter of 0.6 mm should be used when complex shapes are milled,<sup>77</sup> as for inlay/onlay restorations.

The complex geometry of an inlay/onlay restoration can also influence the accuracy of the intraoral scan.<sup>25,61,70</sup> Furthermore, the technology used by the scanner itself can influence the accuracy of the restoration,<sup>4,20,78-81</sup> whereas few studies have shown any difference.<sup>5,68</sup> Another influencing parameter is the luting space setting in the software. Almost 50% of the studies selected did not specify the virtual space parameter. It was shown that cement space settings had a statistically significant effect on the marginal fit of CAD-CAM restorations.<sup>22,26,68</sup> As the marginal fit improved, the cement space decreased.<sup>22</sup> In addition, studies on crowns have also demonstrated that marginal and internal accuracy failed to reproduce the preestablished spacer parameters.<sup>82,83</sup> Unlike direct digitalization, indirect digitalization needs a conventional impression with elastomeric materials to produce a gypsum cast. This methodology may thus lead to several potential sources of error because of dimensional deformations along the process chain.<sup>18,84-86</sup> While Da Costa et al<sup>21</sup> did not find a statistically significance difference for the marginal fit of onlays, 4 studies on crowns reported that direct digitalization demonstrated a better adaptation than indirect digitalization.<sup>18,81,86,87</sup>

This review had limitations. The high heterogeneity of the included studies prevented quantitative analyses of the data. Some parameters have been discussed based on few studies or even one, and although 33 studies were included, only one<sup>19</sup> presented a low risk of bias according to the study quality assessment criteria used. Therefore, any general conclusions need to be drawn cautiously.

In vitro studies evaluating the adaptation of inlay/onlays are scarce compared with studies on crowns. Clarification is needed concerning adaptation of inlay/onlays according to the type of preparation design, the type of material, the choice of intrinsic parameters for the CAD process, the type and shape of milling burs, and the behavior of the material during milling. In vivo studies for inlay/onlays are even fewer<sup>88-92</sup> and used the United States Public Health Service criteria to assess the quality of marginal adaptation. Moreover, the internal adaptation was not evaluated. In vivo, the replica technique can be used, and a 3D digital capture in 3 steps has recently been proposed to offer a more comprehensive assessment of restoration fit than a methodology in 2 dimensions.<sup>59</sup>

## CONCLUSIONS

Based on this systematic review, the following conclusions were drawn:

1. Most of the studies reported a clinically acceptable range for marginal adaptation (<120  $\mu\text{m}$ )
2. The performance of a CAD-CAM system relative to marginal/internal fit is influenced by the type of restorative material.
3. A nonretentive cavity preparation exhibited better adaptation than a retentive preparation.
4. Most studies showed that TML affected the quality of marginal adaptation. Cementation increased marginal discrepancies.
5. No statistically significant difference was found for the marginal fit of onlays between an intraoral and extraoral optical scan using a gypsum die.
6. Five-axis milling machines produced restorations with better fit than 3-axis milling machines.
7. The adaptation of a partial-coverage restoration depended on the digital scan technique used.
8. The region measured was statistically significant in relation to marginal/internal adaptation, with larger gaps at the gingival margin and on the pulp and angle wall.
9. For most studies, the values of adaptation recorded failed to reproduce the preestablished spacer parameters in the software, with larger spacing showing throughout.

## REFERENCES

1. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12.
2. Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016;602:72-84.
3. Fukazawa S, Odaira C, Kondo H. Investigation of accuracy and reproducibility of abutment position by intraoral scanners. *J Prosthodont Res* 2017;614:450-9.
4. De Paula Silveira AC, Chaves SB, Hilgert LA, Ribeiro AP. Marginal and internal fit of CAD-CAM-fabricated composite resin and ceramic crowns scanned by 2 intraoral cameras. *J Prosthet Dent* 2017;117:386-92.

5. Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 2015;114:554-9.
6. Seo D, Yi Y, Roh B. The effect of preparation designs on the marginal and internal gaps in CEREC partial ceramic crowns. *J Dent* 2009;37:374-82.
7. Sandoval MJ, Rocca GT, Krejci I, Mandikos M, Dietschi D. In vitro evaluation of marginal and internal adaptation of class II CAD/CAM ceramic restorations with different resinous bases and interface treatments. *Clin Oral Investig* 2015;19:2167-77.
8. D'Arcangelo C, Zarow M, De Angelis F, Vadini M, Paolantonio M, Giannoni M, et al. Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Investig* 2014;18:615-24.
9. Zimmer S, Göhlich O, Rüttermann S, Lang H, Raab WH, Barthel CR. Long-term survival of CEREC restorations: a 10-year study. *Oper Dent* 2008;33:484-7.
10. Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58:208-16.
11. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-42.
12. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-4.
13. 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;95:487-95.
14. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative material. *J Prosthet Dent* 2015;114:587-93.
15. Phan AC, Tang ML, Nguyen JF, Ruse ND, Sadoun MJ. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate-mechanical properties and monomer release. *Dent Mater* 2014;30:350-6.
16. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016;32:275-83.
17. Stappert CF, Chitmongkoluk S, Silva NR, Att W, Strub JR. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dent Mater* 2008;24:1248-57.
18. Ahrberg D, Lauer HC, Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2016;20:291-300.
19. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent* 2014;42:199-209.
20. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaptation of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent* 2014;42:677-83.
21. Da Costa JB, Peloggia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent* 2010;35:324-9.
22. Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2016;116:890-5.
23. Zeltner M, Sailer I, Mühleemann S, Özcan M, Hämmerle CH, Benic GI. Randomized controlled within-subject evaluation of digital and conventional workflows for the fabrication of lithium disilicate single crowns. Part III: marginal and internal fit. *J Prosthet Dent* 2017;117:354-62.
24. Park SH, Yoo YJ, Shin YJ, Cho BH, Baek SH. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restor Dent Endod* 2016;41:37-43.
25. Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y, et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand* 2015;73:107-13.
26. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci* 2015;23:515-22.
27. Kim DY, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Comparison and evaluation of marginal and internal gaps in cobalt-chromium alloy copings fabricated using subtractive and additive manufacturing. *J Prosthodont Res* 2018;62:56-64.
28. Uzgur R, Ercan E, Uzgur Z, Çolak H, Yalçın M, Özcan M. Cement thickness of inlay restorations made of lithium disilicate, polymer-infiltrated ceramic and nano-ceramic CAD/CAM materials evaluated using 3D x-ray micro-computed tomography. *J Prosthodont* 2016. <https://doi.org/10.1111/jopr.12521>. [Epub ahead of print].
29. Moher D, Shamseer L, Clarke M, Ghersi D, Liberati A, Petticrew M, et al. Preferred reporting items for systematic review and meta-analysis protocols (PRISMA-P) 2015 statement. *Syst Rev* 2015;4:1.
30. Rosa WL, Piva E, Silva AF. Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis. *J Dent* 2015;43:765-76.
31. Sarkis-Onofre R, Skupien JA, Cenci MS, Moraes RR, Pereira-Cenci T. The role of resin cement on bond strength of glass-fiber posts luted into root canals: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Oper Dent* 2014;39:31-44.
32. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 2000;83:40-9.
33. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strength. *Oper Dent* 2015;40:83-91.
34. Rippe MP, Monaco C, Volpe L, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Different methods for inlay production: effect on internal and marginal adaptation, adjustment time, and contact point. *Oper Dent* 2017;42:436-44.
35. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilnejad F, Alihemmati M, Van Noort R. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 2011;20:535-40.
36. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent* 2008;33:644-50.
37. Alajaji NK, Bardwell D, Finkelman M, Ali A. Micro-CT evaluation of ceramic inlays: comparison of the marginal and internal fit of five and three axis CAM systems with a heat press technique. *J Esthet Restor Dent* 2017;29:49-58.
38. Sener-Yamaner ID, Sertgöz A, Toz-Akalin T, Özcan M. Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. *J Adhes Sci Technol* 2017;31:55-70.
39. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25:262-4.
40. Frankenberger R, Hehn J, Hajtő J, Krämer N, Naumann M, Koch A, et al. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 2013;17:177-83.
41. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I. Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. *Clin Oral Investig* 2007;11:35-43.
42. Igenstein I, Zitzmann NU, Bühler J, Wegehaupt FJ, Attin T, Weiger R, et al. Influence of proximal box elevation on the marginal quality and fracture behavior of root-filled molars restored with CAD/CAM ceramic or composite onlays. *Clin Oral Investig* 2015;19:1021-8.
43. Zaruba M, Göhring TN, Wegehaupt FJ, Attin T. Influence of a proximal margin elevation technique on marginal adaptation of ceramic inlays. *Acta Odontol Scand* 2013;71:317-24.
44. Zaruba M, Kasper R, Kazama R, Wegehaupt FJ, Ender A, Attin T, et al. Marginal adaptation of ceramic and composite inlays in minimally invasive mod cavities. *Clin Oral Investig* 2014;18:579-87.
45. Rechenberg DK, Göhring TN, Attin T. Influence of different curing approaches on marginal adaptation of ceramic inlays. *J Adhes Dent* 2010;12:189-96.
46. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* 2018;119:384-9.
47. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-8.
48. Kramer N, Lohbauer U, Frankenberger R. Adhesive luting of indirect restorations. *Am J Dent* 2000;13:60-76.
49. Roperto R, Assaf H, Soares-Porto T, Lang L, Teich S. Are different generations of CAD/CAM milling machines capable to produce restorations with similar quality? *J Clin Exp Dent* 2016;8:423-8.
50. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
51. Belsler UC, MacEntee MI, Richter WA. Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 1985;53:24-9.
52. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 2007;20:383-8.
53. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013;29:174-80.
54. Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 2014;112:249-56.
55. Lins L, Bemfica V, Queiroz C, Canabarro A. In vitro evaluation of the internal and marginal misfit of CAD/CAM zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2015;113:205-11.
56. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the internal fit of lithium disilicate crowns using micro-CT. *J Prosthodont* 2015;24:381-6.
57. Sakrana AA. In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci* 2013;21:575-80.
58. Dauti R, Cviki B, Franz A, Schwarze UY, Lilaj B, Rybaczek T, et al. Comparison of marginal fit of cemented zirconia copings manufactured after digital impression with lava C.O.S and conventional impression technique. *BMC Oral Health* 2016;16:129-37.



59. Park JM, Hämmerle CH, Benic GI. Digital technique for in vivo assessment of internal and marginal fit of fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 2017;118:452-4.
60. Oka Y, Sasaki J, Wakabayashi K, Nakano Y, Okamura SY, Nakamura T, et al. Fabrication of a radiopaque fit-testing material to evaluate the three-dimensional accuracy of dental prostheses. *Dent Mater* 2016;32:921-8.
61. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119-26.
62. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent* 2015;114:223-8.
63. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent* 2014;8:437-44.
64. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancopé K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent* 2014;112:1134-40.
65. Carrera CA, Lan C, Escobar-Sanabria D, Li Y, Rudney J, Aparicio C. The use of micro-CT with image segmentation to quantify leakage in dental restorations. *Dent Mater* 2015;31:382-90.
66. Dahl BE, Rønold HJ, Dahl JE. Internal fit of single crowns produced by CAD-CAM and lost-wax metal casting technique assessed by the triple-scan protocol. *J Prosthet Dent* 2017;117:400-4.
67. Bae SY, Park JY, Jeong ID, Kim HY, Kim JH, Kim WC. Three-dimensional analysis of marginal and internal fit of copings fabricated with poly-etherketoneketone (PEKK) and zirconia. *J Prosthodont Res* 2016;61:106-12.
68. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent* 2018;119:75-81.
69. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont* 2014;23:610-7.
70. Kirsch C, Ender A, Attin T, Mehl A. Trueness of four different milling procedures used in dental CAD/CAM systems. *Clin Oral Investig* 2017;21:551-8.
71. Hamza TA, Ezzat HA, El-Hossary MM, Katamish HA, Shokry TE, Rosenstiel SF. Accuracy of ceramic restorations made with two CAD/CAM systems. *J Prosthet Dent* 2013;109:83-7.
72. Abdullah AO, Tsitrou EA, Pollington S. Comparative in vitro evaluation of CAD/CAM vs conventional provisional crowns. *J Appl Oral Sci* 2016;24:258-63.
73. Coldea A, Fischer J, Swain MV, Thiel N. Damage tolerance of indirect restorative materials (including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater* 2015;31:684-94.
74. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35:897-902.
75. Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent* 2016;19:45-62.
76. Bosch G, Ender A, Mehl A. A 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. *J Prosthet Dent* 2014;112:1425-31.
77. Kim CM, Kim SR, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Trueness of milled prostheses according to number of ball-end mill burs. *J Prosthet Dent* 2016;115:624-9.
78. Jung YR, Park JM, Chun YS, Lee KN, Kim M. Accuracy of four different digital intraoral scanners: effects of the presence of orthodontic brackets and wire. *Int J Comput Dent* 2016;19:203-15.
79. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent* 2016;116:4551-5.
80. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 2015;19:2027-34.
81. Lim JH, Park JM, Kim M, Heo SJ, Myung JY. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. *J Prosthet Dent* 2018;119:225-32.
82. Kocaoglu H, Kilinç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2017;117:102-8.
83. Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. 3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings - comparison with spacer design settings. *Int J Comput Dent* 2016;19:27-43.
84. Güth JH, Keul C, Stimmelmayer M, Beuer F, Edelhoff D. Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. *Clin Oral Investig* 2013;17:1201-8.
85. Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, De Bruyn H. Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2015;35:115-21.
86. Rudolph H, Salmen H, Moldan M, Kuhn K, Scharwardt V, Wöstmann B, et al. Accuracy of intraoral and extraoral digital data acquisition for dental restorations. *J Appl Oral Sci* 2016;24:85-94.
87. Vecsei B, Joós-Kovács G, Borbély J, Herrmann P. Comparison of the accuracy of direct and indirect three-dimensional digitizing processes for CAD/CAM systems - An in vitro study. *J Prosthodont Res* 2017;61:177-84.
88. Federlin M, Hiller KA, Schmalz G. Effect of selective enamel etching on clinical performance of CAD/CAM partial ceramic crowns luted with a self-adhesive resin cement. *Clin Oral Investig* 2014;18:1975-84.
89. Schenke F, Federlin M, Hiller KA, Moder D, Schmalz G. Controlled, prospective, randomized, clinical evaluation of partial ceramic crowns inserted with RelyXUnicem with or without selective enamel etching. Results after 2 years. *Clin Oral Investig* 2012;16:451-61.
90. Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations-midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent* 2009;37:627-37.
91. Bernhart J, Schulze D, Wrbas KT. Evaluation of the clinical success of Cerec 3D inlays. *Int J Comput Dent* 2009;12:265-77.
92. Roggendorf MJ, Kunzi B, Ebert J, Roggendorf HC, Frankenberger R, Reich SM. Seven-year clinical performance of CEREC-2 all-ceramic CAD/CAM restorations placed within deeply destroyed teeth. *Clin Oral Investig* 2012;16:1413-24.

**Corresponding author:**

Dr Alexis Goujat  
Faculty of Odontology  
Department of Restorative Dentistry  
Lyon 1 University  
11, rue Guillaume Paradin  
Lyon 69372  
FRANCE  
Email: alexis.goujat@orange.fr

**Acknowledgments**

The authors would like to express their gratitude to L. Scalone for the English language verification.

Copyright © 2018 by the Editorial Council for *The Journal of Prosthetic Dentistry*.



**Supplemental Table 1.** Quality assessment and risk of bias considering aspects reported in *Material and Methods* section

| Author, Year of Publication              | Teeth Randomization | Blinding of the Operator | Number of Measurement Point (>50) per Specimen for Marginal Fit | Control Group | Statistical Analysis Carried Out | Gap Measurement by a Single Operator | Luting Space Parameter ( $\mu\text{m}$ ) | Risk of Bias |
|--|---------------------|--------------------------|---|---------------|----------------------------------|--------------------------------------|--|--------------|
| Bottino et al (2015) <sup>33</sup>       | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | Medium       |
| Rippe et al (2017) <sup>34</sup>         | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | Medium       |
| Park et al (2016) <sup>24</sup>          | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | High         |
| Uzgur et al (2016) <sup>28</sup>         | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | High         |
| Guess et al (2014) <sup>19</sup>         | Yes                 | No                       | Yes   | Yes           | Yes                              | Yes                                  | Yes                                      | Low          |
| Alajaji et al (2017) <sup>37</sup>       | No                  | No                       | Yes   | Yes           | Yes                              | Yes                                  | Yes                                      | Medium       |
| Da Costa et al (2010) <sup>21</sup>      | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | Yes                                      | Medium       |
| Kim et al (2015) <sup>25</sup>           | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | Medium       |
| Stappert et al (2008) <sup>7</sup>       | No                  | No                       | Yes   | Yes           | Yes                              | No                                   | No                                       | High         |
| Seo et al (2009) <sup>5</sup>            | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | Medium       |
| Sener-Yamaner et al (2017) <sup>38</sup> | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | Medium       |
| Schaefer et al (2014) <sup>20</sup>      | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | No                                       | High         |
| Goujat et al (2017) <sup>46</sup>        | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | Yes                                      | High         |
| Keshvad et al (2011) <sup>35</sup>       | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Reich et al (2008) <sup>36</sup>         | Yes                 | No                       | No  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | Yes                                      | Medium       |
| Vanlioglu et al (2012) <sup>39</sup>     | No                  | No                       | No  | Yes           | Yes                              | No                                   | No                                       | High         |
| Frankenberger et al (2013) <sup>40</sup> | No                  | Yes                      | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Sandoval et al (2015) <sup>7</sup>       | Yes                 | Yes                      | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Bortolotto et al (2007) <sup>41</sup>    | Yes                 | No                       | NA  | Yes           | Yes                              | No                                   | No                                       | High         |
| Ilgenstein et al (2015) <sup>42</sup>    | Yes                 | No                       | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Zaruba et al (2013) <sup>43</sup>        | Yes                 | No                       | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Zaruba et al (2014) <sup>44</sup>        | Yes                 | Yes                      | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |
| Rechenberg et al (2010) <sup>45</sup>    | Yes                 | Yes                      | NA  | Yes           | Yes                              | Yes                                  | No                                       | Medium       |

NA, not applicable.

**Supplemental Table 2.** Data collected from studies evaluating marginal/internal fit ( $\mu\text{m}$ )

| Author, Year of Publication              | CAD-CAM System                                    | Space Parameters $\mu\text{m}$    | Software Version | Type of Block  | Restoration/ Sample Size/ Aging                  | Number of Measuring Points per Specimen                           | Mean Internal Fit $\mu\text{m}$ ( $\pm\text{SD}$ ) or (95% CI)  | Mean Marginal Fit $\mu\text{m}$ ( $\pm\text{SD}$ ) or (95% CI)   |
|--|---|-----------------------------------|------------------|--|--|---|---|--|
| Bottino et al (2015) <sup>33</sup>       | CEREC MC XL                                       | Luting space 80                   | NS               | Enamic (EN); VITA Mark II (VM)                                   | Inlay/20 (10x2)                                  | 16 (marginal); NS (internal)                                      | EN: 124 ( $\pm 18$ ) to 130.1 ( $\pm 26$ ); VM: 210.6 ( $\pm 75$ ) to 137.8 ( $\pm 40$ )  | EN: 163.1 ( $\pm 53$ ) to 159.6 ( $\pm 36$ ); VM: 222.5 ( $\pm 46$ ) to 208.9 ( $\pm 54$ )                                     |
| Rippe et al (2017) <sup>34</sup>         | Lava COS CEREC                                    | Luting space 45, luting space 40  | NS               | e.max CAD (EM); Lava Ultimate (LU)                               | Inlay/30 (10x3)                                  | 6 (marginal); 19 (internal)                                       | EM: 66.7 ( $\pm 19.9$ ) to 207.2 ( $\pm 61.3$ ); LU: 76.7 ( $\pm 24.6$ ) to 233.8 ( $\pm 80.5$ )  | EM: 171.8 ( $\pm 56.6$ ) to 177.8 ( $\pm 68.9$ ); LU: 105.9 ( $\pm 40.3$ ) to 145.3 ( $\pm 106.5$ )                            |
| Park et al (2016) <sup>34</sup>          | CEREC Bluecam                                     | Luting space 140, adhesive gap 20 | 4.0              | Lava Ultimate (LU); Exp Resin Comp. (ERC)                        | Onlay/10   | NS (marginal); 320 (internal)                                     | LU: 90.76 ( $\pm 8.35$ ) to 186.54 ( $\pm 10.52$ ); ERC: 118.86 ( $\pm 11.25$ ) to 222.50 ( $\pm 10.38$ )   | LU: 48.72 ( $\pm 4.07$ ); ERC: 55.27 ( $\pm 6.40$ )  |
| Keshvad et al (2011) <sup>35</sup>       | CEREC inLab                                       | NS                                | NS               | ProCAD   | Inlay/25(marginal); 10(internal)                 | 12 (marginal); 7 (internal)                                       | 23 ( $\pm 9$ )  | 36 ( $\pm 11$ )  |
| Guess et al (2014) <sup>19</sup>         | CEREC InLab 3D                                    | NS                                | 3.01             | e.±max CAD   | Onlay/8-24 (marginal); 16 (internal)/TMF         | 400-500 (marginal); 66 (internal)                                 | 103.37 (96.66-110.08)   | 50.09 (47.18-52.99) to 54.05 (52.26-55.84)   |
| Reich et al (2008) <sup>36</sup>         | CEREC 3D MC XL                                    | Luting space 40, adhesive gap 20  | 3.0              | CEREC blocs  | Onlays/16  | 385   | —   | 70 ( $\pm 32$ ) (60-79) to 94 ( $\pm 30$ ) (78-110)  |
| Uzgun et al (2016) <sup>28</sup>         | 3 shape   | Luting space 40, adhesive gap 20  | NS               | e.max CAD (EM); Enamic (EN); CERASMART (CER)                     | Inlay/30 (10x3)                                  | NS  | EM: 60.58 (9.22); EN: 77.53 ( $\pm 12.13$ ); CER: 54.85 ( $\pm 6.94$ )  | EM: 67.54 ( $\pm 10.16$ ); EN: 84.09 ( $\pm 3.94$ ); CER: 95.18 ( $\pm 10.58$ )  |
| Alajaji et al (2017) <sup>37</sup>       | E4D   | Luting space 100, adhesive gap 25 | NS               | e.max CAD  | Inlay/30   | 600 (marginal); 240 (internal)                                    | 104.98 ( $\pm 14.05$ ) to 216.81 ( $\pm 34.34$ )  | 51.08 ( $\pm 12.46$ ) to 79.93 ( $\pm 19.41$ ) [AMD 58.75 ( $\pm 9.95$ ) to 99.83 ( $\pm 16.68$ )]                             |
| Da Costa et al (2010) <sup>31</sup>      | CEREC 3D  | Luting space 50, adhesive gap 50  | NS               | VITA Mark II   | Onlay/12   | 12  | —   | 91 ( $\pm 19.71$ ) to 147.5 ( $\pm 25.88$ )  |
| Kim et al (2015) <sup>35</sup>           | CEREC 3 Bluecam CEREC MC                          | Luting space 30, adhesive gap 20  | 3.85             | Empress CAD  | Retentive (R)-none retentive (NR) onlay/16 (8x2) | R: 16 (marginal), 76 (internal); NR: 16 (marginal), 66 (internal) | R: 160 ( $\pm 37.8$ ) to 306.8 ( $\pm 52.7$ ); NR: 135 ( $\pm 80.5$ ) to 235.9 ( $\pm 53.2$ )   | R: 82.6 ( $\pm 29.9$ ) to 142.6 ( $\pm 54.2$ ); NR: 81 ( $\pm 39.7$ ) to 93.3 ( $\pm 37.1$ )                                   |
| Stappert et al (2008) <sup>17</sup>      | CEREC 3   | NS                                | NS               | ProCAD   | Onlay/16/TML                                     | 450   | —   | Luted: 27.5 ( $\pm 36.2$ ) to 68.9 ( $\pm 23.03$ ); aged: 51.4 ( $\pm 11.34$ ) to 94 ( $\pm 37.7$ )                            |
| Seo et al (2009) <sup>6</sup>            | CEREC 3D  | Luting space 30, adhesive gap 30  | 3.05             | ProCAD   | Onlay/60(20x3)                                   | 20 (marginal); 61-105 (internal)                                  | 50.5 ( $\pm 46.5$ ) to 406.5 ( $\pm 176.1$ )  | 35.4 ( $\pm 32.2$ ) to 128.4 ( $\pm 69.5$ )  |
| Sener-Yamaner et al (2017) <sup>38</sup> | CEREC 3D MC XL                                    | Luting space 30, adhesive gap 30  | 4.2.1            | e.max CAD (EM); Lava Ultimate (LU)                               | Inlay/40 (20x2)                                  | 18  | —   | EM: 56.75 ( $\pm 17.69$ ) to 107.53 ( $\pm 17.58$ ); LU: 60.74 ( $\pm 16.02$ ) to 109.45 ( $\pm 14.03$ )                       |
| Schaefer et al (2014) <sup>30</sup>      | iTero (ITE), TRIOS (TRI), CEREC (CBC), Lava (COS) | NS                                | NS               | e.max CAD  | Onlay/20 (4x5)                                   | NS  | ITE: 92 ( $\pm 9$ ) (81-104); TRI: 106 ( $\pm 7$ ) (117-139); CBC: 84 ( $\pm 16$ ) (63-104); COS: 92 ( $\pm 10$ ) (80-105)  | ITE: 90 ( $\pm 14$ ) (71-108); TRI: 128 ( $\pm 9$ ) (117-139); CBC: 146 ( $\pm 17$ ) (125-167); COS: 109 ( $\pm 11$ ) (96-123) |
| Vanlioglu et al (2012) <sup>39</sup>     | NS  | NS                                | NS               | e.max CAD  | Onlay/20   | 40  | 132.77 ( $\pm 31.32$ ) to 196.49 ( $\pm 31.32$ )  | 112.14 ( $\pm 15.64$ ) to 119.65 ( $\pm 38.16$ )   |
| Goujat et al (2017) <sup>46</sup>        | CEREC 3D MC XL                                    | Luting space 120                  | 4.3              | e.max CAD (EM); Enamic (EN); Lava Ultimate (LU); CERASMART (CER) | Inlay/60 (15x4)                                  | 9   | EM: 122 ( $\pm 35$ ) to 217 ( $\pm 46$ ); EN: 119 ( $\pm 55$ ) to 234 ( $\pm 51$ ); LU: 158 ( $\pm 79$ ) to 231 ( $\pm 51$ ); CER: 127 ( $\pm 39$ ) to 205 ( $\pm 40$ ) | —  |

AMD, absolute marginal discrepancy; CAD-CAM, computer-assisted design and computer-assisted manufacturing; CI, confidence interval; NS, not specified; SD, standard deviation; TMF, thermomechanical fatigue; TML, thermomechanical loading.

**Supplemental Table 3.** Data collected from studies evaluating marginal/internal fit (%gap free)

| Author, Year of Publication              | CAD-CAM System | Space Parameters $\mu\text{m}$ | Software Version | Type of Block                         | Restoration/ Sample Size/Aging | Number of Measuring Points per Specimen | Mean Internal Fit (Marginal Quality-%Gap Free) % ( $\pm$ SD) or (95% CI) After Aging | Mean Marginal Adaptation (Marginal Quality-%Gap Free) % ( $\pm$ SD) or (95% CI) After Aging                 |
|--|----------------|--------------------------------|------------------|---------------------------------------|--------------------------------|---|--|---|
| Frankenberger et al (2013) <sup>40</sup> | NS             | NS                             | NS               | Empress CAD                           | Inlay/48 (8x6)/TML             | –                                       | –  | Dentin 92 ( $\pm$ 7)  |
| Sandoval et al (2015) <sup>7</sup>       | CEREC 3D       | NS                             | 3.10             | Empress CAD                           | Inlay/32 (8x4)/ML              | –                                       | Dentin 71 ( $\pm$ 29) to 89 ( $\pm$ 14)  | Dentin 43 ( $\pm$ 32) to 63 ( $\pm$ 15); enamel 62 ( $\pm$ 6) to 63 ( $\pm$ 15)                             |
| Bortolotto et al (2007) <sup>41</sup>    | CEREC 3D       | NS                             | 2.60             | VITA Mark II (VM) Paradigm (P)        | Inlay/24 (12x2)/TML            | –                                       | –  | Enamel (VM): 51 ( $\pm$ 10.5) to 66.2 ( $\pm$ 10.3); P: 58.8 ( $\pm$ 14.6) to 80.2 ( $\pm$ 14.3)            |
| Ilgenstein et al (2015) <sup>42</sup>    | CEREC Bluecam  | NS                             | 4.03             | VITA Mark II (VM); Lava Ultimate (LU) | Onlay/48 (24x2)/TML            | –                                       | –  | Enamel (VM): 69.8 (61.4-78.1); LU: 98.4 (97.2-99.6)   |
| Zaruba et al (2013) <sup>43</sup>        | CEREC 3D       | NS                             | 3.60             | VITA Mark II                          | Inlay/40 (10x4)/TML            | –                                       | –  | Dentin 75.6 ( $\pm$ 6.6); enamel 87.8 ( $\pm$ 4.3) to 90 ( $\pm$ 6.4)                                       |
| Zaruba et al (2014) <sup>44</sup>        | CEREC          | NS                             | 3.80             | Empress CAD (EM); Paradigm (P)        | Inlay/40 (10x4)/TML            | –                                       | –  | Dentin (P): 79.8 ( $\pm$ 27), EM: 79.9 ( $\pm$ 16.1); enamel (P): 73.8 ( $\pm$ 17.2), EM: 85.6 ( $\pm$ 8.8) |
| Rechenberg et al (2010) <sup>45</sup>    | CEREC          | NS                             | 2.70             | VITA Mark II                          | Inlay/40 (6x8)/TML             | –                                       | –  | Dentin 57.0 ( $\pm$ 17) to 89.9 ( $\pm$ 4.9); enamel 54.7 ( $\pm$ 11.9) to 72.5 ( $\pm$ 6.1)                |

CAD-CAM, computer-assisted design and computer-assisted manufacturing; CI, confidence interval; ML, mechanical loading; NS, not specified; SD, standard deviation; TML, thermomechanical loading.

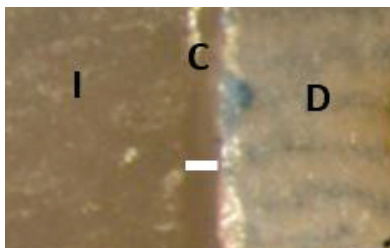
Cette revue de la littérature, concernant les méthodes d'évaluation de l'adaptation, nous a permis de mettre en évidence :

### - Les mesures directes en 2D

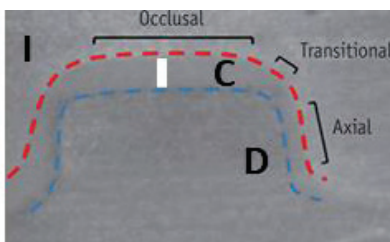
L'adaptation marginale peut être évaluée en mesurant l'espace entre la restauration et la dent ou l'épaisseur du joint de colle à l'aide de microphotographies réalisées avec un microscope optique (**Figure 5**) ou un microscope électronique à balayage.

Il est possible d'évaluer l'adaptation marginale et interne après avoir collé la restauration et réalisé une section transversale de l'échantillon (**Figure 6**).

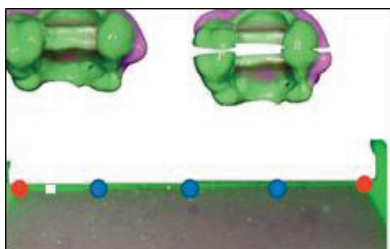
Enfin, l'adaptation marginale et interne peuvent être mesurée à l'aide de la technique de la réplique en silicone. Un film de silicone fluide est inséré entre l'intrados de la restauration et la préparation dentaire. Après section transversale du film silicone, son épaisseur est mesurée sur des microphotographies réalisées avec un microscope optique (**Figure 7**).



**Figure 5 : Mesure de l'espace (joint de colle) entre la dent et la restauration sans section (adaptation marginale, Sener-Yamaner 2017 ; I : inlay, C : colle, D : dent)**



**Figure 6 : Mesure de l'épaisseur du joint de colle après section (adaptation interne, Park 2016 ; I : inlay, C : colle, D : dent)**



**Figure 7 : Mesure de l'épaisseur du film silicone (adaptation interne, Rippe, 2017)**

### - Les mesures en 3D

La technique du triple-scan permet de mesurer l'adaptation par superposition de fichiers STL issus de trois scannages successifs : un scan de l'intrados prothétique, un scan de la préparation dentaire et un scan de la prothèse en place dans la préparation. Le troisième scan va permettre de repositionner virtuellement les deux premiers scans l'un par rapport à l'autre et les mesures de l'espace sont effectuées par un logiciel.

La microtomographie à RX (micro-CT) permet aussi d'évaluer l'adaptation à partir de reconstruction d'images en coupe de l'objet en 3D (**Figure 8**).

Ces deux méthodes permettent d'évaluer l'adaptation interne moyenne de l'ensemble de l'espace entre la dent et la restauration (Kim et al., 2015) et le volume totale de l'espace interne (Yildirim et al., 2017). Il est également possible avec une reconstruction informatique de différencier, par des codes couleurs, les zones les plus adaptées avec celles les moins adaptées.

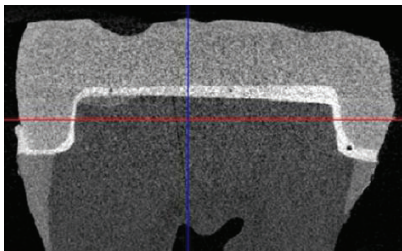


Figure 8 : Mesure de l'épaisseur du joint de colle (Micro-CT, adaptation marginale et interne, Uzgur 2016)

Cette revue de la littérature, nous a permis également de synthétiser les paramètres qui ont une influence sur les résultats de l'adaptation des inlays/onlays usinés :

### - Le type de matériau (céramique ou composite)

Certaines études ont montré une meilleure adaptation des matériaux en résine composite par rapport aux matériaux en céramique (Bottino et al., 2015).

### - Le type de préparation

Une préparation rétentive présente une adaptation moins bonne qu'une préparation non rétentive (Kim et al., 2015). De plus, les résultats ont montré des valeurs d'adaptation interne différentes d'une région à l'autre de la restauration.

#### **- Le collage de la restauration et le cyclage thermique et mécanique**

Il a été montré que l'épaisseur du joint dento-prothétique est plus élevée après collage qu'avant (Guess et al., 2014).

La plupart des études ont montré qu'un vieillissement thermomécanique affecte la qualité de l'adaptation marginale (Frankenberger et al., 2013)..

#### **- Le type de caméra optique**

Une étude a montré que le type de technologie de numérisation utilisé par la caméra pour l'empreinte optique à une incidence sur les résultats (Schaefer et al., 2014).

#### **- Le nombre d'axe de la machine-outil**

Il a été montré qu'une machine-outil à 5 axes permet d'obtenir une restauration mieux adaptée qu'une machine-outil à 4 axes (Alajaji et al., 2017).

**En résumé : pour évaluer l'adaptation, il existe des techniques en 2D qui mesurent l'espace ou le joint collé à des points de références présélectionnés et des techniques en 3D (Triple-scan, micro-CT) qui mesurent l'ensemble de l'interface dent-matériau. Le matériau de restauration, le type de préparation, le vieillissement, le collage ou non de la restauration et les paramètres propres à la CFAO (type de caméra optique, nombre d'axe de la machine-outil) ont une influence sur l'adaptation des inlays/onlays usinés.**

### **1-3 Discussion et perspectives**

La principale limite méthodologique des techniques d'évaluation quantitative de l'adaptation concerne le nombre de points de mesure utilisé. Cette revue systématique de la littérature a montré que le nombre de points peut varier de 6 à 600 points pour l'adaptation marginale et de 35 à 320 points pour l'adaptation interne. Une technique en 3D permet d'obtenir un nombre de points de mesure beaucoup plus important qu'une technique en 2D. Avec le micro-CT, il est possible de réaliser un nombre élevé de coupes virtuelles de l'échantillon ce qu'il n'est pas possible de réaliser sur un échantillon physique. Toutefois, en raison d'un nombre faible de publications sur ces techniques 3D, nous avons choisi d'utiliser, pour évaluer l'adaptation interne d'inlays, la technique

de la réplique en silicone. Cette méthodologie est très documentée dans la littérature scientifique. Il s'agit d'une méthode non destructive et reproductible. Elle peut aussi être utilisée in vivo.

Certaines études nous semblent moins pertinentes dans la mesure où les résultats donnent seulement une valeur moyenne globale de l'adaptation interne ou une valeur moyenne par région. Nous avons choisi, dans notre étude, de mesurer l'adaptation interne à différents points de référence répartis sur l'ensemble de l'intrados de la restauration afin de déterminer les zones les plus adaptées de celle les moins adaptées. De plus, une seule étude sur 23 a mesuré l'AMD qui permet d'évaluer plus précisément l'adaptation marginale. Cette mesure a une importance non négligeable puisqu'elle prend en compte le fait qu'une restauration soit en sur ou sous contour. Une situation qui peut avoir des conséquences sur la pérennité de la restauration.

Un paramètre qui nous semble important est le type de matériau en rapport avec son usinabilité qui semble avoir une influence sur l'épaisseur du joint et donc sur la qualité de l'adaptation de la restauration.

Cette revue de la littérature a mis en avant une grande hétérogénéité entre les études rendant les comparaisons difficiles et d'autant plus que certains paramètres importants comme le choix de l'espacement virtuel n'a pas toujours été renseigné. En plus des paramètres cités précédemment, il a été montré dans une étude très récente, sur des onlays, que l'usinage (en un versus deux temps) et le diamètre des fraises d'usinage sont deux paramètres ayant une incidence sur les résultats de l'adaptation. (Zimmermann et al., 2018). Enfin, d'autres paramètres ont été identifiés par le biais d'études sur des couronnes ou des chapes et sont logiquement à prendre en considération pour des inlays/onlays. La **Figure 9** synthétise l'ensemble des paramètres influençant l'adaptation.



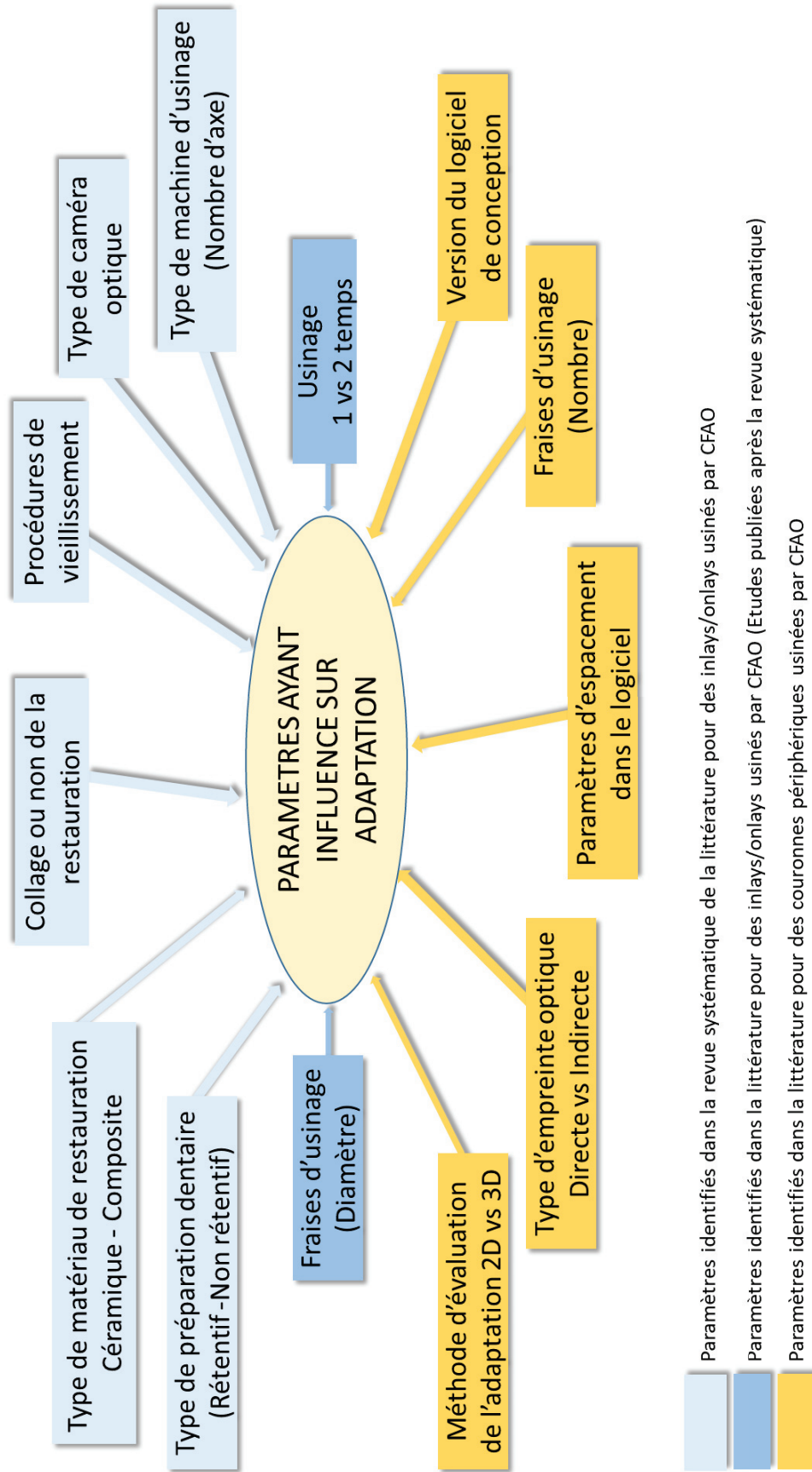


Figure 9 : Paramètres ayant une influence sur l'adaptation



## 2- PROPRIETES MECANQUES DES MATERIAUX DISPONIBLES POUR INLAYS/ONLAYS USINES

Nous assistons aujourd'hui à une véritable diversification des matériaux usinables qui ont permis de faire évoluer conjointement tous les composants de la chaîne CFAO. De l'unique bloc feldspathique Mark II® des années 90, nous sommes passées à des céramiques enrichies avec différents types de cristaux. Grâce à cette technologie, de nouveaux matériaux comme les polymères infiltrés dans une matrice en vitrocéramique (Enamic®) ont été conçus. La CFAO a permis aussi d'optimiser des matériaux existants comme les composites à charges dispersées. Pour les inlays/onlays, nous disposons de matériaux en céramique vitreuse et en résine composite.

### 2-1 Les matériaux de restauration

#### 2-1-1 Les céramiques vitreuses

Ces céramiques sont constituées d'une matrice vitreuse à base d'oxydes ternaires alcalins ( $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{K}_2\text{O}$ ,  $\text{Li}_2\text{O}$ ,  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{SiO}_2$ ) et d'au moins 30 % en volume de charges cristallines.

##### Enrichies avec des cristaux de feldspaths (sanidine)

Ces céramiques possèdent 20 % en volume de cristaux. La phase vitreuse est donc prépondérante dans ce matériau lui conférant une translucidité importante et des propriétés optiques élevées. Ces blocs sont totalement frittés avant usinage. Après usinage, il est possible de réaliser un simple polissage ou un maquillage de la restauration. Les propriétés optiques peuvent encore être améliorées car certains blocs existent en multicouches.

Blocs disponibles : *Vitablocs® (Vita)*, *Cerec Blocs®* et *Cerec Blocs PC® (Sirona)*.

##### Enrichies avec des cristaux de leucite

Ces céramiques présentent une phase vitreuse encore importante (35-45 % en volume) (Li et al., 2014). Elles conservent donc des propriétés optiques intéressantes et des propriétés mécaniques améliorées. Ces blocs sont déjà frittés et un polissage ou un maquillage est également possible. Le

bloc Empress CAD® existe aussi en multicouches permettant d'imiter les dégradés de teinte (translucidité et saturation) caractéristiques d'une dent naturelle.

Blocs disponibles : *Initial LRF Block® (GC)*, *Empress CAD®* et *Empress CAD Multi® (Ivoclar Vivadent)*.

#### Enrichies avec des cristaux de disilicate de lithium

La phase cristalline, dans ces céramiques, est nettement plus développée, ce qui renforce les propriétés mécaniques. Ces blocs sont sous une forme pré-cristallisée de cristaux de métasilicate de lithium (couleur bleutée) permettant de réaliser un usinage plus rapide avec une usure moindre des fraises d'usinage. Après usinage, la restauration subit une cristallisation finale (transformation des cristaux de métasilicate en disilicate et germination) permettant une densification totale du matériau et l'obtention de propriétés mécaniques élevées (Denry et Holloway, 2010).

Un polissage ou un maquillage est possible pour améliorer le rendu esthétique car la phase vitreuse est moins présente et il n'existe pas de blocs dégradés en teinte. Il existe cependant un grand choix de translucidité/opacité (5 au total) et de teinte (20 au total).

Bloc disponibles : *l'e.max CAD® (Ivoclar Vivadent)* est le seul bloc disponible actuellement.

#### Enrichies avec des cristaux de silicate de lithium et zircon

Le pourcentage de la phase cristalline n'est pas connu mais ces céramiques possèdent 10 % en poids de zircon (Elsaka et Elnaghy, 2016). La zircon permet de s'opposer à la propagation d'une fissure et confère à ce matériau des propriétés mécaniques élevées. Les cristaux de silicate sont plus petits que le disilicate, ce qui va avoir une conséquence positive sur la phase vitreuse permettant d'obtenir un résultat esthétique élevé (translucidité plus élevée que l'e.max CAD®).

Blocs disponibles : *le Suprinity® (Vita, bloc pré-fritté)* et *le Celtra Duo® (Dentsply, déjà cristallisé avant usinage)*. Ces blocs existent en deux degrés de translucidité et 7 teintes.

Un maquillage de la restauration est toujours possible après usinage.

## 2-1-2 Les résines composites

### Les composites avec des nanocharges de céramique dispersées

Ces matériaux sont constitués d'une phase organique (UDMA et/ou TEGDMA) et d'une phase minérale (nanocharges de céramique). Ces deux phases sont reliées par un agent de couplage de type silane. Ces composites, fabriqués industriellement présentent plusieurs avantages par rapport aux composites de laboratoire (Ankyu et al., 2018 ; Mainjot et al., 2016) :

- Obtention d'une structure plus homogène avec moins de défauts et de porosités,
- Augmentation importante du taux de charge (jusqu'à 86 % en poids contre 70 % pour un composite de laboratoire),
- Une polymérisation sous haute pression/haute température (HP/HT) qui a permis d'augmenter le degré de conversion (jusqu'à 95 % voir plus contre 70 % pour un composite de laboratoire).

Par conséquent, ces matériaux présentent des propriétés mécaniques plus élevées (jusqu'à 300 MPa en flexion), une meilleure résistance à l'usure et une meilleure biocompatibilité. Ils possèdent un module d'élasticité proche de la dentine, tolèrent bien l'usinage sur de faibles épaisseurs et sont bien entendu réparables en cas de fracture. L'inconvénient de ces matériaux est le résultat esthétique plus faible qu'une vitrocéramique. Il n'existe pas de blocs dégradés en teinte et un maquillage devra être réalisé avec des composites fluides teintés qui sembleraient s'user rapidement.

Blocs disponibles : *Lava Ultimate® (3M ESPE)*, *Cerasmart® (GC)*, *SHOFU block HC® (Shofu)*, *Brilliant Crios® (Coltène)*, *Ambarino High-Class® (Creamed)*, *Grandio blocs® (Voco)*, *Tetric CAD® (Ivoclar Vivadent)*, ...

### Les polymères infiltrés dans une matrice en vitrocéramique (Polymer Infiltrated Ceramic Network : PICN)

Les raisons qui ont abouti à former un tel matériau sont les suivantes :

- Amélioration de la résistance à la fracture et de l'usinabilité par rapport à une céramique pure,
- Réparation plus aisée en cas de fracture par rapport à une céramique pure.

Un réseau de vitrocéramique (85 %) (leucite + zircone) est synthétisé dans un premier temps puis infiltré secondairement par des monomères d'UDMA polymérisés sous HT/HP (Della Bona et al., 2014).

Ce matériau présente des propriétés mécaniques intéressantes (140 MPa en flexion) et une résistance à l'usure supérieure aux composites à charges dispersées. Son module d'élasticité est proche de celui de la dentine. Lorsqu'il va remplacer une perte tissulaire essentiellement dentinaire, la dent et le matériau vont se déformer de manière similaire pendant les mouvements fonctionnels ce qui semble être intéressant pour la pérennité de l'ensemble dent-joint-matériau de restauration. Ce bloc existe en version monochromatique (maquillage possible) et un bloc en dégradé de teinte vient de faire son apparition.

Blocs disponibles : *Enamic®* et *Enamic Multi®* (Vita).

## 2-2 Les propriétés mécaniques

Les céramiques vitreuses présentent une résistance en compression très élevée et une résistance en flexion qui varie en fonction de la quantité de cristaux. Plus les cristaux sont gros et nombreux, plus ils confèrent au matériau des propriétés mécaniques intéressantes. La présence de cristaux dans la céramique va bloquer la propagation d'une fissure. Les valeurs en flexion varient entre 120 MPa (feldspaths) et 420 MPa (disilicate) et les valeurs de ténacité se situent entre 1.5 MPa.m<sup>1/2</sup> (leucite) et 1.79 MPa.m<sup>1/2</sup> (disilicate) (Myasaki et Hotta, 2011 ; Alkadi et Ruse 2016). Ces matériaux possèdent un module d'élasticité (50-69 GPa) se rapprochant de celui de l'émail (**Tableau 1**) et une dureté élevée entre 350 et 600 HV dans les valeurs de l'émail.

Les composites usinables présentent des valeurs de résistance en flexion supérieures à 200 MPa ce qui semble permettre la réalisation de restaurations unitaires relativement volumineuses comme dans le cas d'onlays. La microdureté Vickers des composites usinables se situe entre 64 et 83 HV (à l'exception de celle de l'Enamic®, 216 HV), valeurs correspondant à celles de la dentine.

|         | Résistance flexion<br>(MPa) | Module élasticité<br>(GPa) | Dureté<br>(GPa) (HV) | Ténacité<br>(MPa.m <sup>1/2</sup> ) |
|---------|-----------------------------|----------------------------|----------------------|-------------------------------------|
| Email   | 60-90                       | 48-115                     | 2.7-6.4 (275-652)    | 0.52-1.5                            |
| Dentine | 213-280                     | 8.7-25                     | 0.12-0.67 (12-68)    | 1.8-3.1                             |

**Tableau 1 : Propriétés mécaniques de l'émail et de la dentine humaine (Cui et al., 2017)**

Le **tableau 2** synthétise l'ensemble des blocs disponibles pour réaliser des inlays/onlays.

| CERAMIQUE VITREUSE         |   | COMPOSITE  |   |
|----------------------------|---|--|---|
|                            | Ceramiques vitreuses renforcées<br>Cristaux (Feldspaths, Leucite)   | Ceramiques vitreuses renforcées<br>Cristaux (Disilicate lithium, Silicate lithium-zirconie)  | Résines composites avec<br>nanocharges de céramique dispersées  |
| <b>Microstructure</b>      | Phase vitreuse +<br>Cristaux (30-45% vol)   | Phase vitreuse +<br>Cristaux (65-70% vol)  | Matrice (UDMA +/- TEGDMA)<br>Nanocharges (Silice, Zirconie)   |
| <b>R. Flexion (MPa)</b>    | 120-160   | 220-240 (Si+ZrO <sub>2</sub> ) 360-400 (Disilicate)  | 200-240   |
| <b>M. élasticité (GPa)</b> | 45-60   | 50 (CeltraDuo) - 70 (e.max CAD, Suprinity)   | 30  |
| <b>Propriétés optiques</b> | Excellentes   | Bonnes   | Moyennes  |
| <b>Aptitude collage</b>    | Excellente  | Excellente   | Excellente  |
| <b>Indications</b>         | Facette-inlay-onlay-overlay<br>Couronne:<br>(ANT Feldspaths)<br>(ANT et POST leucite)                                 | Facette-inlay-onlay-overlay<br>Couronne, Couronne sur implant<br>Disilicate: en plus, Bridge<br>(3 éléments ANT et POST → 2ème PM ?)       | Facette-Inlay-Onlay-Overlay<br>Couronne-Couronne sur implant<br>(sauf Lava Ultimate)  |
| <b>Avantages</b>           | Recul clinique<br>Très esthétique (ant+++)<br>Blocs polychromatiques  | Recul clinique (Disilicate)<br>Très esthétique<br>Propriétés mécaniques<br>Large choix pour Disilicate<br>(teinte, translucidité, opacité) | Mise en œuvre rapide<br>Usinage rapide<br>Possibilité réparation<br>Propriétés mécaniques   |
| <b>Blocs disponibles</b>   | Feldspaths: Vitablocs (Vita)<br>Cerecblocs (Sirona)<br>Leucite: Empress CAD<br>(Ivoclar/Vivadent)<br>Initial LRT (GC) | Disilicate: e.max CAD (Ivoclar Vivadent)<br>Silicate + ZrO <sub>2</sub> : CeltraDuo (Dentsply<br>Suprinity (Vita)                          | Lava Ultimate (3M ESPE), Tetric CAD (Ivoclar Vivadent)<br>Cerasmart (GC), Ambarino High class (Creamed)<br>Shofu block HC (Shofu), Brilliant Crios (Coltene)<br>Grandio (Voco)... |



Tableau 2 : Ensemble des blocs disponibles pour réaliser des inlays/onlays esthétiques

Nous avons comparé les propriétés mécaniques de trois blocs en résine composite (Cerasmart®, GC ; Lava Ultimate®, 3M ESPE et Enamic®, Vita) à un bloc en céramique vitreuse (e.max CAD®, Ivoclar Vivadent). Nous avons ensuite étudié l'adaptation interne d'inlays usinés à partir de ces blocs. Ce travail a fait l'objet de l'article suivant :

## **Article 2 : Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials**

GOUJAT A, ABOUELLEIL H, COLON P, JEANNIN C, PRADELLE N, SEUX D, GROSGOGEAT B. *J Prosthet Dent.* 2018 Mar;119(3):384-389.

**Résumé :** Des matériaux usinables récents à base de polymères ont été commercialisés pour réaliser des inlays : des céramiques infiltrées de polymères (PICN) et des résines composites avec des nanocharges de céramique. Peu de données existent concernant leurs propriétés mécaniques. L'adaptation interne est un facteur important pour le succès clinique et la longévité d'une restauration et peu de données existent sur l'adaptation d'inlays fabriqués à partir de ces matériaux. Le but de cette étude *in vitro* est de comparer et évaluer les propriétés mécaniques (résistance en flexion, module en flexion, dureté, ténacité) et l'adaptation interne de ces blocs récents avec un bloc en céramique vitreuse enrichie au disilicate de lithium. Les matériaux qui ont été testés dans cette étude sont une céramique infiltrée de polymères (Enamic, Vita), deux résines composites avec des nanocharges de céramique (Lava Ultimate, 3M ESPE et Cerasmart, GC Dental Products) et une céramique enrichie au disilicate de lithium (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent). Les propriétés mécaniques ont été évaluées selon la norme ISO DIS 6872:2013. Des barreaux (18x3x3 mm) ont été préparés et soumis à un test de flexion 3 points avec une machine de traction à une vitesse de 0.5 mm/min. En complément, des cavités identiques ont été préparées sur 60 molaires mandibulaires humaines extraites (n=15) puis scannées afin de recevoir des inlays mésio-occluso-distaux usinés avec les quatre matériaux testés auparavant à l'aide de la machine d'usinage CEREC inLab. La technique de la réplique en silicone et un stéréomicroscope (x20) ont été utilisés pour mesurer l'adaptation interne des inlays au niveau de 9 points de référence présélectionnés. Les données ont été analysées statistiquement à l'aide d'un test one-way ANOVA et la comparaison multiple post hoc de Tukey ou le test Games-Howell ( $\alpha=.05$ ). La valeur moyenne de la résistance en flexion des blocs testés a varié de 148.7  $\pm$ 9.5 MPa (Vita Enamic) à 216.5  $\pm$ 28.3 MPa (Cerasmart). La valeur moyenne du module en flexion a varié de 23.3  $\pm$ 6.4 GPa (Vita Enamic) à 52.8  $\pm$ 10.5 GPa (IPS e.max CAD). La valeur moyenne de la dureté Vickers a varié de 0.66  $\pm$ 0.02 GPa (Cerasmart) à 5.98  $\pm$ 0.69 GPa (IPS e.max CAD). La moyenne de la ténacité a varié de 1.2  $\pm$ 0.17 MPa.m<sup>1/2</sup> (Cerasmart) à 1.8  $\pm$ 0.29 MPa.m<sup>1/2</sup> (IPS e.max CAD). Les valeurs pour l'adaptation interne ont varié de 119  $\pm$ 55  $\mu$ m à 234  $\pm$ 51  $\mu$ m. La valeur moyenne de l'espace interne a été plus élevée pour le Lava Ultimate (p<.05) que pour l'IPS e.max CAD et le Cerasmart mais pas pour l'Enamic. Le facteur « matériau » a été statistiquement significatif en rapport avec les propriétés mécaniques évaluées dans cette étude. Le coefficient de corrélation de Pearson a été négatif entre les résultats de la résistance en flexion et ceux de l'adaptation interne des matériaux testés (R<sup>2</sup>=0.941; P <.05). Les propriétés mécaniques des blocs testés ont été en accord avec la norme standard ISO des céramiques (ISO 6872:2008) pour les restaurations unitaires. L'IPS e.max CAD et le Cerasmart ont montré la meilleure résistance en flexion et la meilleure adaptation interne.



RESEARCH AND EDUCATION

Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials



Alexis Goujat, MSD,<sup>a</sup> Hazem Abouelleil, MSD,<sup>b</sup> Pierre Colon, PhD,<sup>c</sup> Christophe Jeannin, PhD,<sup>d</sup> Nelly Pradelle, PhD,<sup>e</sup> Dominique Seux, PhD,<sup>f</sup> and Brigitte Grosgeat, PhD<sup>g</sup>

ABSTRACT

**Statement of problem.** Recent polymer-based computer-assisted design and computer-assisted manufacturing (CAD-CAM) materials have been commercialized for inlay restorations, a polymer-infiltrated ceramic-network (PICN) and composite resin nanoceramics. Little independent evidence regarding their mechanical properties exists. Internal adaptation is an important factor for the clinical success and longevity of a restoration, and data concerning this parameter for inlays made with these blocks are scarce.

**Purpose.** The purpose of this in vitro study was to evaluate and compare the mechanical properties (flexural strength, flexural modulus, Vickers hardness, fracture toughness) and the internal adaptation of these recent polymer-based blocks with a lithium disilicate glass-ceramic block.

**Material and methods.** The materials tested in this study were a PICN material (Vita Enamic), 2 composite resin nanoceramics (Lava Ultimate; 3M ESPE and Cerasmart; GCDental Products), and a lithium disilicate glass-ceramic (IPS e.max CAD). Mechanical properties were evaluated according to ISO norm DIS 6872:2013. Bar-shaped specimens (18×3×3 mm) were prepared and submitted to a 3-point bend test using a universal testing machine at a cross-head speed of 0.5 mm/min. In addition, identical cavities were prepared in 60 human mandibular extracted molars (n=15) and optically scanned to receive mesioocclusodistal inlays milled with the 4 materials tested in a CEREC Inlab milling machine. The replica technique and a stereomicroscope (×20) were used to measure the internal fit of the inlays at 9 preselected locations. All data were statistically analyzed using 1-way ANOVA and the post hoc Tukey multiple comparison or Games-Howell test ( $\alpha=.05$ ).

**Results.** The mean flexural strength of the tested blocks ranged from 148.7 ±9.5 MPa (Vita Enamic) to 216.5 ±28.3 MPa (Cerasmart). The mean flexural modulus ranged from 23.3 ±6.4 GPa (Vita Enamic) to 52.8 ±10.5 GPa (IPS e.max CAD). The mean Vickers hardness ranged from 0.66 ±0.02 GPa (Cerasmart) to 5.98 ±0.69 GPa (IPS e.max CAD). The mean fracture toughness ranged from 1.2 ±0.17 MPa.m<sup>1/2</sup> (Cerasmart) to 1.8 ±0.29 MPa.m<sup>1/2</sup> (IPS e.max CAD). The values for internal discrepancy ranged from 119 ±55 μm to 234 ±51 μm. The mean internal discrepancy was significantly higher for Lava Ultimate ( $P<.05$ ) than IPS e.max CAD and Cerasmart but not for Vita Enamic. The factor "material" was statistically significant in relation to the mechanical properties evaluated in this study ( $P<.05$ ). The Pearson correlation was negative between the flexural strength results and the internal discrepancy of the materials tested ( $R^2=0.941$ ;  $P<.05$ ).

**Conclusions.** The mechanical properties of the CAD-CAM block materials tested were within the acceptable range for fabrication of single restorations according to the ISO standard for ceramics (ISO 6872:2008). IPS e.max CAD and Cerasmart were observed to have superior flexural strength and better internal fit. (J Prosthet Dent 2018;119:384-9)

Supported by GC Europe, Ivoclar Vivadent AG, Vita Zahnfabrik, and 3M ESPE.

<sup>a</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>b</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Prosthodontics, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>c</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Rothschild Hospital, Paris, France.

<sup>d</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Prosthodontics, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>e</sup>Associate Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Rothschild Hospital, Paris, France.

<sup>f</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Restorative Dentistry, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

<sup>g</sup>Professor, Laboratory of Multimaterials and Interfaces, UMR CNRS 5615, Lyon 1 University; Faculty of Odontology, Department of Dental Biomaterials, Lyon Civil Hospices, Lyon, France.

### Clinical Implications

Novel polymer-based computer-aided design and computer-aided manufacturing restorative materials with a high flexural strength may provide restorations with improved internal adaptation.

Computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) in dentistry have experienced rapid expansion over the last 10 years. Software and milling devices have greatly improved, especially with the recent introduction of a new range of digitalization tools/scanners.<sup>1</sup> Moreover, CAD-CAM technology has enabled the use of polycrystalline ceramics and the development of new materials containing polymeric matrix.<sup>2,3</sup> CAD-CAM generated restorations for posterior teeth fabricated from a variety of materials showed acceptable clinical outcomes.<sup>4</sup> The survival rate of CEREC-generated restorations was reported to be 97% for 5 years and 90% for 10 years.<sup>5</sup>

Currently, a wide range of block materials with different compositions and physical properties is available. Dense ceramics are characterized by high hardness and wear resistance values; yet, they cannot withstand elastic deformation because their Young moduli are much higher than that of dental tissues.<sup>2</sup> Recently, a polymer-infiltrated ceramic network (PICN; Vita Enamic; Vita Zahnfabrik) material and composite resin nanoceramics blocks (Cerasmart; GC Europe Lava Ultimate; 3M ESPE) have been introduced as alternatives to dense ceramics.<sup>2</sup> Vita Enamic is composed of a porous ceramic network (86%), which is then infiltrated with a polymer by capillary action.<sup>6</sup> Composite resin nanoceramics blocks consist of a polymeric matrix reinforced by ceramic fillers, either nanofillers (Lava Ultimate; 3M ESPE) or nanohybrid fillers (Cerasmart; GC Europe). Industrial fabrication of these blocks under high temperature and high pressure has led to a higher volume fraction filler and higher conversion rates (85%) than with indirect composite resin fabricated in dental laboratories, thus significantly improving their mechanical properties.<sup>2,7-9</sup>

These recently introduced materials are characterized by having a greater modulus of resilience than dental ceramics, and although they are less resistant to wear, they cause less wear to the opposing dentition.<sup>10</sup> Moreover, manufacturers claim these materials are less susceptible to fracture and chipping (better machinability) because their Young moduli are close to that of dentin.<sup>2,10-13</sup> Additionally, they are easier to repair and polish than glass-ceramics.<sup>2,14-18</sup> Several studies have claimed that a lower modulus of elasticity may result in better machinability and more accurate adaptation, thus

establishing correlation between mechanical properties and internal fit.<sup>12,19,20</sup>

With adequate bonding and sufficient mechanical properties, the clinical success of a restoration depends on good internal adaptation.<sup>21-24</sup> Poor internal adaptation reduces the material's mechanical behavior in terms of resistance to fracture.<sup>22-24</sup>

Although many studies have evaluated the marginal and internal adaptation of crowns, few studies have done so for inlays and onlays with machinable ceramic materials.<sup>22,25-29</sup> Therefore, the purpose of this in vitro study was to determine and compare the mechanical properties and internal fit of 2 CAD-CAM composite resin nanoceramics (Cerasmart, Lava Ultimate) and a PICN material (Vita Enamic) with a machinable lithium disilicate glass-ceramic (IPS e.max CAD). Mechanical testing included flexural strength, flexural modulus, fracture toughness, and Vickers hardness, whereas for internal fit, the replica technique and stereomicroscopy of mesio-occlusodistal (MOD) inlays were used. A correlation was sought between mechanical properties and the internal fit of the tested materials.

### MATERIAL AND METHODS

The 4 materials tested in this study and their compositions are listed in Table 1. The IPS e.max CAD specimens used in this study were not fritted. Flexural strength and modulus evaluation were done according to International Organization for Standardization (ISO) standard 6872.<sup>30</sup> Bar-shaped specimens (18×3×3 mm; n=16) were subjected to a 3-point bend test, using a universal testing machine at a cross-head speed of 0.5 mm/min. The flexural strength was calculated in megapascals (MPa) from the following formula<sup>30</sup>:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bh^2}, \quad (1)$$

where  $P$  is the breaking load (newtons),  $L$  is the test span (millimeters; center-to-center distance between support rollers),  $b$  is the specimen's width (millimeters), and  $h$  is the specimen's thickness (millimeters).

The flexural modulus ( $E_f$ ) was calculated in gigapascals (GPa) from the following formula<sup>30</sup>:

$$E_f = \frac{SI^3}{4bh^3}, \quad (2)$$

where  $I$  is the span length (20 mm),  $b$  is the specimen's width (millimeters),  $h$  is the specimen's thickness (millimeters),  $S$  is the stiffness (N/m), and  $S=F/d$  ( $d$  is the deflection corresponding to load  $F$  at a point in the straight-line portion of the trace).

The test procedure for fracture toughness was carried out using the single edge V-notch beam method (simplified



**Table 1.** Type, manufacturer, composition, and lot number of tested CAD-CAM materials

| Type                                       | Brand         | Manufacturer        | Shade Size     | Batch   | Monomer                        | Filler  | %Mass |
|--|---------------|---------------------|----------------|---------|--------------------------------|---|-------|
| Composite resin nanoceramic                | Cerasmart     | GC Europe           | A2LT/14        | 14092   | Bis-MEPP, UDMA, DMA            | Silica (20 nm), barium glass (300 nm)   | 71    |
| Composite resin nanoceramic                | Lava Ultimate | 3M ESPE             | A2LT/14L       | N721602 | Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA, TEGDMA | SiO <sub>2</sub> (20 nm), ZrO <sub>2</sub> (4–11 nm), aggregated ZrO <sub>2</sub> /SiO <sub>2</sub> cluster | 80    |
| Polymer infiltrated ceramic network (PICN) | Vita Enamic   | Vita Zahnfabrik     | EC42-M2T/EM-14 | 39440   | UDMA, TEGDMA                   | Feldspar ceramic enriched with aluminum oxide   | 86    |
| Glass ceramic                              | IPS e.max CAD | Ivoclar Vivadent AG | A2LT/C14       | T38584  | —                              | Crystalline lithium disilicate  | —     |

Bis-EMA, ethoxylated bisphenol-A dimethacrylate; bis-GMA, bisphenol A diglycidylether methacrylate; Bis-MEPP, 2,2-bis(4-methacryloxyphenyl)propane; TEGDMA, triethylene glycol dimethacrylate; UDMA, urethane dimethacrylate.

version) as described in ISO standard 6872,<sup>30</sup> revised third edition, for ceramic materials, and ISO standard 10477,<sup>31</sup> for polymer-based crown and bridge materials. Bar-shaped specimens (18×3×3 mm) were used for each material type (n=10). The final V-notch depth was between 0.8 and 1.2 mm. Fracture toughness ( $K_{Ic}$ ) was calculated for each specimen as follows: the span length was 15 mm, the S-to-W ratio was therefore 5, and the equation used was<sup>30</sup>:

$$K_{Ic} = \frac{F}{b\sqrt{w}} \cdot \frac{S_1 - S_2}{w} \cdot \frac{3\sqrt{a}}{2(1-\alpha)^{1.5}} Y \quad (3)$$

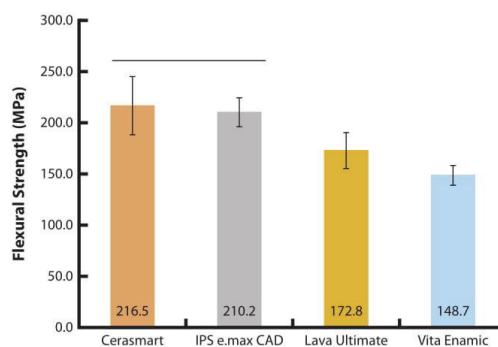
(note:  $S_2 = 0$  in 3-point testing)

$$Y = 1.9109 - 5.1552\alpha + 12.6880\alpha^2 - 19.5736\alpha^3 + 15.9377\alpha^4 - 5.1454\alpha^5, \quad (4)$$

where  $F$  is the fracture load,  $b$  is the bending bar's width,  $w$  is the bending bar's height,  $S$  is the roller span,  $\alpha$  is the  $a/w$ ,  $a$  is the notch depth, and  $Y$  is the stress intensity shape factor.

The Vickers hardness tests were performed with the polished surface of the specimens already prepared for the other mechanical tests. The load used was 9.8 N for 20 seconds.

In the second part of the study, the internal fit of these 4 CAD-CAM blocks was evaluated. Sixty human mandibular extracted molars with no visible cracks or decay were selected (following informed verbal consent and in compliance with French legislation, the local ethical committee, and the World Medical Association Declaration of Helsinki 2008). Identical MOD cavities were prepared by a single operator (A.G.), using a high-speed handpiece with water spray cooling and an optical aid (Keeler loupes; magnification ×2.5). A new bur (6847 KRD and 8847 KR, Komet) was used for every 5 preparations. Cavities were optically scanned (CEREC AC Bluecam; Dentsply Sirona), and virtual MOD inlays were created (CEREC Software 4.3; Cement space, 120 μm). Fifteen inlays of each group were milled using CEREC Inlab milling machine (MC XL model; Dentsply Sirona). Internal fit was measured using the replica technique<sup>20,23,32-34</sup> and stereomicroscopy (M165 C, ×20; Leica) at 9 preselected locations.

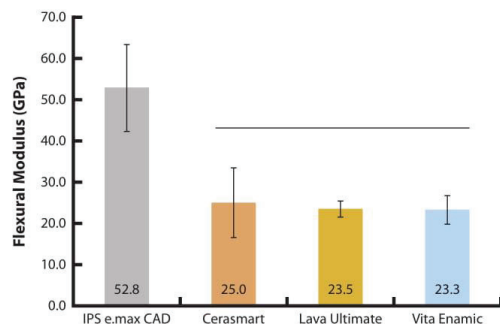


**Figure 1.** Mean flexural strength (MPa) ±SD. Straight horizontal line indicates statistically similar values ( $P > .05$ ).

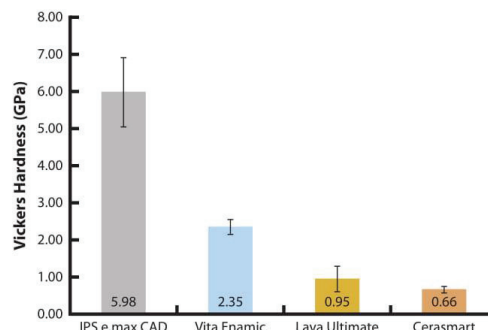
Statistical analysis was performed using 1 way ANOVA and Tukey multiple comparison or Games-Howell test whenever homogeneous variation of the data could not be assumed among the groups with statistical software (IBM SPSS Statistics v23; IBM Corp;  $\alpha = .05$ ). Results for the mechanical properties and internal fit were analyzed accordingly. The data obtained for the internal fit were further separated according to the region involved. Each region was analyzed similarly to detect significant differences among the 4 materials. The Pearson correlation was performed between each of the mechanical properties tested and the mean internal discrepancy of each of the block materials.

## RESULTS

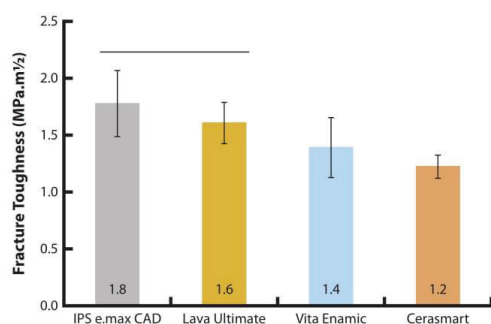
Results for the flexural strength, flexural modulus, fracture toughness, and Vickers hardness are presented in Figures 1 to 4. Cerasmart (216.5 ±28 MPa) and IPS e.max CAD (210.2 ±14 MPa) have significantly higher flexural strength results than Lava Ultimate or Vita Enamic ( $P < .05$ ). The highest flexural modulus values were for IPS e.max CAD (52.8 ±10.5 GPa), which was significantly higher than the other materials tested ( $P < .05$ ). The lowest Vickers hardness values were for the 2 composite resin nanoceramics Cerasmart (0.66 ±0.04 GPa) and Lava Ultimate (0.95 ±0.08 GPa), whereas IPS e.max CAD (5.98 ±0.94 GPa) was significantly higher ( $P < .05$ ). IPS e.max



**Figure 2.** Mean flexural modulus (GPa)  $\pm$ SD. Straight horizontal line indicates statistically similar values ( $P > .05$ ).



**Figure 3.** Mean Vickers hardness (GPa)  $\pm$ SD ( $P < .05$ ).



**Figure 4.** Mean fracture toughness ( $K_{1c}$ )  $\pm$ SD. Straight horizontal line indicates statistically similar values ( $P > .05$ ).

**Table 2.** Mean  $\pm$ SD ( $\mu$ m) internal discrepancy

|                           | Cerasmart | IPS e.max CAD  | Lava Ultimate  | Vita Enamic       |
|---------------------------|-----------|----------------|----------------|-------------------|
| <b>Pulpoaxial angles</b>  |           |                |                |                   |
| 129 $\pm 37^{ab}$         |           | 122 $\pm 35^a$ | 161 $\pm 64^b$ | 119 $\pm 55^{ab}$ |
| <b>Axiocervical angle</b> |           |                |                |                   |
| 205 $\pm 40$              |           | 217 $\pm 46$   | 231 $\pm 51$   | 234 $\pm 51$      |
| <b>Axial walls</b>        |           |                |                |                   |
| 129 $\pm 41$              |           | 126 $\pm 42$   | 158 $\pm 79$   | 129 $\pm 49$      |
| <b>Proximal seat</b>      |           |                |                |                   |
| 127 $\pm 39^a$            |           | 125 $\pm 35^a$ | 179 $\pm 45^b$ | 157 $\pm 38^b$    |
| <b>Pulpal floor</b>       |           |                |                |                   |
| 178 $\pm 31^{ab}$         |           | 178 $\pm 16^a$ | 220 $\pm 48^b$ | 208 $\pm 30^b$    |
| <b>Mean internal fit</b>  |           |                |                |                   |
| 151 $\pm 50^a$            |           | 151 $\pm 54^a$ | 186 $\pm 66^b$ | 165 $\pm 65^{ab}$ |

Same superscript letters identify statistically similar groups ( $P < .05$ ).

CAD (1.8 MPa.m<sup>1/2</sup>) and Lava Ultimate (1.6 MPa.m<sup>1/2</sup>) had significantly higher mean fracture toughness values than Vita Enamic or Cerasmart ( $P < .05$ ).

Results of the internal discrepancy for the 4 materials tested are shown in Table 2. The values ranged from 119  $\pm 55$   $\mu$ m to 234  $\pm 51$   $\mu$ m, and the mean internal discrepancy was significantly higher for Lava Ultimate than for IPS e.max CAD or Cerasmart ( $P < .05$ ) but not for Vita Enamic ( $P > .05$ ).

The Pearson correlation was negative between the flexural strength and the mean internal discrepancy for the materials tested ( $R^2 = 0.941$ ;  $P < .05$ ) (Fig. 5).

**DISCUSSION**

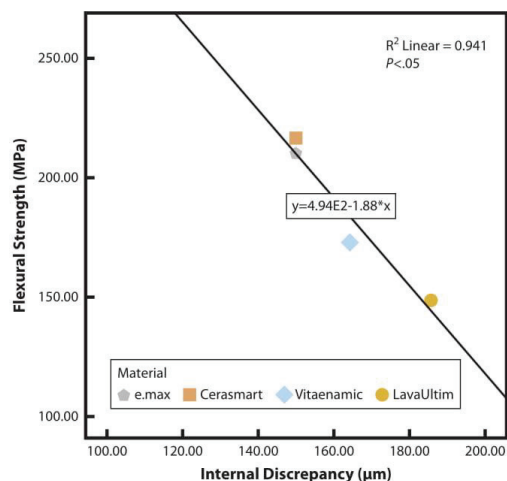
This study investigated the mechanical properties of a dense ceramic, a PICN material, and 2 composite resin nanoceramic blocks. Additionally, the internal adaptation of MOD inlays prepared from these materials was evaluated. Correlation between the mechanical properties and the machinability of each of these block materials was investigated.

The IPS e.max CAD specimens were not fritted, because the main purpose was to evaluate the impact of mechanical properties on its machinability, which normally takes place before fritting. Thus, the results obtained were less than those that could be expected with the definitive fritted restoration.

The polymer-based blocks exhibited high flexural strength and low flexural modulus. The fact that Cerasmart showed higher flexural strength than Lava Ultimate could be attributed to its uniform nanoparticle filler composition compared with the large size range of fillers for Lava Ultimate.<sup>9</sup> Two different composite resin nanoceramic materials do not necessarily behave similarly, and the structural composition seems to play an important role. The higher flexibility of composite resin nanoceramics is claimed to be due to the flexibility of the resin, which helps to reduce brittleness.<sup>8-10</sup> The flexural modulus results obtained in this study are in accordance with those in previous studies comparing composite resin nanoceramic blocks and ceramic based blocks.<sup>8,9,27</sup>

The Vickers hardness values obtained in this study suggest that the composite resin nanoceramic blocks will





**Figure 5.** Pearson correlation for flexural strength and mean internal discrepancy.

have lower wear resistance than hybrid or ceramic blocks.<sup>2,9</sup> The higher fracture toughness values of Cerasmart than of Lava Ultimate could be explained by the difference in type of fillers (zirconium-silicate), conferring more toughness to the material and rendering it more resistant to crack propagation.<sup>17</sup>

The flexural stress values were found to be negatively correlated with the mean internal discrepancy values, and higher flexural strength materials had lesser internal discrepancy values, hence better internal fit. Previous studies correlated the mechanical properties with machinability. Low hardness and modulus of elasticity have been shown to result in a greater amount of material being removed during grinding.<sup>11</sup> Conversely, other studies have reported that less brittle materials have lower edge chipping and better machinability.<sup>12,20,29</sup> This finding did not apply in the current study, most probably because of the higher resistance to crack propagation of lithium disilicate ceramic and because its higher flexural resistance rendered it less prone to chipping. Moreover, because the flexural resistance of Cerasmart was higher than that of Lava Ultimate, it seemed to better withstand grinding without chipping, even though both are composite resin nanoceramic materials.

Internal fit is important for the longevity of the restoration, but threshold values have not yet been determined.<sup>22</sup> In the present study, the replica technique was used to evaluate internal fit, and the reliability of this technique has been reported by several authors.<sup>22,25,32-34</sup> Many studies have evaluated the internal adaptation of CAD-CAM crowns.<sup>32,33,35,36,37</sup> However, studies concerning CAD-CAM inlays and onlays are scarce, and

materials tested in these studies were in most cases machinable ceramic materials and not polymer-based block materials.<sup>22,25,27-29</sup>

A systematic review showed that for ceramic inlays and onlays, the internal fit ranged between 23 and 230 µm.<sup>24</sup> A study in which the method and configurations had many similarities to the present work showed closely similar values for IPS e.max CAD.<sup>29</sup>

The present results show that larger discrepancies can be found internally on the occlusal seat and the proximal seats for Lava Ultimate and to a lesser extent with Vita Enamic. The fact that the other composite resin nanoceramic material failed to show the same tendency could be attributed to differences in the structural composition of the 2 materials.

The type of milling bur used and its particle size may affect restoration accuracy. Other variables such as the configuration of the virtual space in the software, the intrinsic properties of the CAD-CAM system, the choice of the rotary instrument in the milling machine and its speed may also influence the results.<sup>33,35,36</sup> Future studies are recommended to evaluate and compare the replica technique for the internal fit of composite resin and glass-ceramic inlays and onlays with a virtual 3-dimensional analysis.<sup>26,37,38</sup>

## CONCLUSIONS

Within the limitations of this in vitro study, the following conclusions were drawn:

1. The mean flexural strength of Cerasmart and IPS e.max CAD was significantly higher than that of Lava Ultimate or Vita Enamic.
2. The mean flexural modulus and Vickers hardness of IPS e.max CAD were significantly higher than those of Cerasmart, Lava Ultimate or Vita Enamic.
3. The mean fracture toughness of IPS e.max CAD and Lava Ultimate was significantly higher than that of Vita Enamic or Cerasmart.
4. The mechanical properties seem to depend more on the structural composition of the material than on their chemical composition
5. A negative correlation was found between the flexural strength and the internal discrepancy of the tested materials.

## REFERENCES

1. Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12.
2. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-4.
3. Denry I, Kelly JR. Emerging ceramic-based materials for dentistry. *J Dent Res* 2014;93:1235-42.
4. Batson ER, Cooper LE, Duqum I, Mendonça G. Clinical outcomes of three different crown systems with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent* 2014;112:770-7.
5. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 2013;26:115-20.

6. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-9.
7. Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater* 2012;28:529-34.
8. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1-11.
9. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33:705-10.
10. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114:587-93.
11. Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PCN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34-42.
12. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35:897-902.
13. Lebon N, Tapie L, Vennat E, Mawussi B. Influence of CAD/CAM tool and material on tool wear and roughness of dental prostheses after milling. *J Prosthet Dent* 2015;114:236-47.
14. Zaghloul H, Elkassas DW, Haridy MF. Effect of incorporation of silane in the bonding agent on the repair potential of machinable esthetic blocks. *Eur J Dent* 2014;8:44-52.
15. Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater* 2014;30:424-32.
16. Leung BT, Tsoi JK, Matinlinna JP, Pow EH. Comparison of mechanical properties of three machinable ceramics with an experimental fluorophlogopite glass ceramic. *J Prosthet Dent* 2015;114:440-6.
17. Curtis AR, Shortall AC, Marquis PM, Palin WM. Water uptake and strength characteristics of a nanofilled resin-based composite. *J Dent* 2008;36:186-93.
18. Chavali R, Nejat AH, Lawson NC. Machinability of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent* 2017;118:194-9.
19. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 2012;28:320-6.
20. Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strengths. *Oper Dent* 2015;40:83-91.
21. Preis V, Behr M, Hahnel S, Rosentritt M. Influence of cementation on in vitro performance, marginal adaptation and fracture resistance of CAD/CAM-fabricated ZLS molar crowns. *Dent Mater* 2015;31:1363-9.
22. Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent* 2014;42:199-209.
23. Karakaya S, Sengun A, Ozer F. Evaluation of internal adaptation in ceramic and composite resin inlays by silicon replica technique. *J Oral Rehabil* 2005;32:448-53.
24. Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853-74.
25. Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U. Marginal fit of heat-pressed vs. CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent* 2008;33:644-50.
26. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 2011;27:1119-26.
27. Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilnejad F, Alihemmati M, Van Noort RJ. Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 2011;20:535-40.
28. Da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. *Oper Dent* 2010;35:324-9.
29. Vanlioglu BA, Evren B, Yildiz C, Uludamar A, Ozkan YK. Internal and marginal adaptation of pressable and computer-aided design/computer-assisted manufacture onlay restorations. *Int J Prosthodont* 2012;25:262-4.
30. International Organization for Standardization. ISO-6872:2008. Dentistry ceramic materials. Geneva: International Organization for Standardization; 2008. Available at <http://www.iso.org/iso/store.htm>.
31. International Organization for Standardization. ISO-10477:1992. Dentistry polymer-based crown and bridge materials. Geneva: International Organization for Standardization; 1992. Available at <http://www.iso.org/iso/store.htm>.
32. Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 2008;9:25-32.
33. Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 2011;15:521-6.
34. Laurent M, Scheer P, Dejoui J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 2008;35:116-22.
35. Shim JS, Lee JS, Lee JY, Choi YJ, Shin SW, Ryu JJ. Effect of software version and parameter settings on the marginal and internal adaptation of crowns fabricated with the CAD/CAM system. *J Appl Oral Sci* 2015;23:515-22.
36. Yara A, Goto S, Ogura H. Correlation between accuracy of crowns fabricated using CAD/CAM and elastic deformation of CAD/CAM materials. *Dent Mater J* 2004;23:572-6.
37. Kim JH, Jeong JH, Lee JH, Cho HW. Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent* 2016;116:551-7.
38. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent* 2014;42:677-83.

**Corresponding author:**

Dr Alexis Goujat  
 Laboratory of Multimaterials and Interfaces (UMR CNRS 5615)  
 Faculty of Dentistry  
 11, rue Guillaume Paradin  
 69372 Lyon  
 FRANCE  
 Email: alexis.goujat@univ-lyon1.fr

**Acknowledgments**

The authors thank L. Viriot and B. Thivichon, Institute of Functional Genomics Lyon (UMR CNRS 5242), for assistance with stereomicroscopy and imaging studies and L. Scalone for the English language verification.

Copyright © 2017 by the Editorial Council for *The Journal of Prosthetic Dentistry*.

Dans les limites de cette étude *in vitro*, nous avons montré que les trois blocs en résine composite présentent un module en flexion, une dureté et une ténacité inférieurs au disilicate de lithium. Le Lava Ultimate® et l'Enamic® ont une résistance en flexion inférieure au disilicate alors que le Cerasmart® a une résistance en flexion plus élevée que les deux autres blocs composites et équivalente à celle du disilicate de lithium. Le Lava Ultimate® présente une adaptation interne moyenne moins bonne que l'e.max CAD® et le Cerasmart® et équivalente à l'Enamic®. Il n'existe pas de différences significatives entre l'e.max CAD® et le Cerasmart®.

**En résumé, la composition structurale du matériau joue un rôle important dans les résultats des tests mécaniques. La qualité de l'adaptation interne des inlays usinés est dépendante de la nature du matériau de restauration. Une corrélation négative a été trouvée entre l'adaptation interne et la résistance en flexion des blocs testés.**

## 2-3 Discussion et perspectives

### Les propriétés mécaniques

La résistance en flexion donne des résultats comparables à ceux de la littérature pour les blocs en composite à charges dispersées et pour l'Enamic® (Lauvahutanon et al., 2014 ; Awada et Nathanson, 2016 ; Coldea et al., 2013). Le Cerasmart® présente une résistance en flexion supérieure au Lava Ultimate® en raison, probablement, de sa microstructure composée de nanocharges de taille similaire en comparaison à des tailles de charges variables pour le Lava Ultimate®. Ces deux matériaux présentent des valeurs en flexion élevées et supérieures à certaines vitrocéramiques (Stawarczyk et al., 2015 ; Ruse et Sadoun, 2014).

Cette étude a confirmé que les matériaux composites présentent un module en flexion plus faible que les céramiques, probablement en raison de la présence d'une phase organique.

Nos résultats ont montré que la dureté des céramiques est supérieure aux résines composites. Le test de dureté par indentation est considéré comme un indicateur de la résistance à l'usure d'un matériau (Lauvahutanon et al., 2014 ; Sonmez et al., 2018). La taille des charges a une incidence sur la résistance à l'usure du matériau. Plus les charges sont petites et plus l'espace entre les charges est réduit ce qui entraîne une meilleure résistance à l'usure du matériau (Tsujimoto et al., 2016).



Ceci n'a pas pu être démontré dans notre étude puisque les résultats ont montré une dureté Vickers du Cerasmart® (microstructure homogène de nanocharges) plus faible que celle du Lava Ultimate® (microstructure avec des charges de taille variable). Des études sur la résistance à l'usure de ces blocs composites seraient à réaliser.

Enfin, nous avons montré que la ténacité des céramiques est la meilleure comparée à celle des matériaux composites. Cette ténacité élevée de l'e.max CAD® est dû à la présence d'une quantité importante de cristaux (70 % en volume). Ceux-ci vont bloquer ou du moins ralentir la progression d'une fissure au sein du matériau.

Les limitations de notre étude concernent l'utilisation d'une seule teinte et d'une seule translucidité de bloc notamment pour les céramiques. Ces blocs existent en différents niveaux de translucidité/opacité et de teinte. Une étude a comparé l'influence du niveau de translucidité d'un bloc e.max CAD® sur la résistance en flexion. Elle a montré des différences statistiquement significatives entre un bloc « Low Translucidity » (LT) et un bloc « Medium Opacity » (MO) (Fabian Fonzar et al., 2017). Par ailleurs, l'e.max CAD® n'a pas été post-fritté. Ce qui explique les valeurs plus faibles que nous avons obtenues par rapport à celle de la littérature et qui sont proches de celle du Cerasmart®, notamment pour la résistance en flexion et la ténacité.

L'étude des propriétés mécaniques de ces différents blocs a été réalisée sans procédure de vieillissement préalable. D'autres études seraient à envisager afin d'évaluer l'effet d'un stockage dans l'eau ou d'un thermocyclage sur la microstructure et donc les propriétés mécaniques de ces matériaux testés. Des études ont montré que les propriétés d'un matériau en composite sont altérées après vieillissement, ce qui ne semble pas être le cas des céramiques (Lauvahutanon et al., 2014 ; Sonmez et al., 2018 ; Egilmez et al., 2018). L'immersion dans l'eau d'un matériau composite entraîne une pénétration d'eau dans la matrice résineuse fragilisant le polymère. De plus, l'eau absorbée pourrait entraîner une hydrolyse de l'agent de couplage entre la résine et les charges (silane).

Pour apporter de la précision dans les valeurs obtenues de résistance en flexion, le module de Weibull devrait être évalué. Il s'agit d'une donnée statistique représentative de la distribution des défauts et donc de l'homogénéité du matériau. De petits échantillons géométriquement identiques découpés à partir d'un bloc, présentent une dispersion de résistance mécanique attribuée à la dispersion de la taille des défauts préexistants qu'ils contiennent. Une étude a montré une

homogénéité meilleure pour l'Enamic® par rapport à des composites à phases dispersées (Stawarczyk et al., 2015) alors que d'autres n'ont pas montré de différence entre des matériaux céramiques et composites (Sonmez et al., 2018).

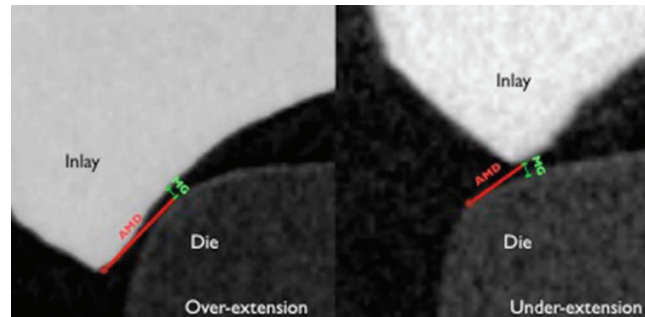
### L'adaptation

L'hypothèse avancée dans la littérature pour expliquer les différences d'adaptation marginale et interne par rapport à la nature du matériau est en relation avec un module d'élasticité plus faible des matériaux en composite. Ceci permettrait une meilleure usinabilité et donc une meilleure adaptation (Bottino et al., 2015 ; Rippe et al., 2017 ; Zimmerman et al., 2018 ; Azarbal et al., 2018 ; Fron Chabouis, 2016). Cette hypothèse n'a pas été retrouvée dans notre étude. Rippe et al. (2017) n'ont pas montré de différences concernant l'adaptation interne entre une céramique vitreuse et un composite mais ont montré une différence au niveau de l'adaptation marginale. Pour Uzgur et al. (2018), il n'y a pas de différence au niveau de l'adaptation interne entre l'e.max CAD® et le Cerasmart®. Ce qui corrobore nos résultats. De plus, ils n'ont pas trouvé de différence au niveau de l'adaptation marginale alors que ces matériaux n'ont pas la même usinabilité. Les conclusions, divergentes entre les études, pourraient être dû à des conditions expérimentales différentes, notamment la méthode d'évaluation de l'adaptation. L'incidence du type de matériau sur l'adaptation n'est donc pas clairement définie.

Pour réaliser les échantillons, notre choix s'est porté sur l'utilisation de soixante dents humaines (une par inlay). Les cavités ont été préparées selon les recommandations des fabricants de chaque bloc et les fraises ont été changées toutes les cinq préparations. Les échantillons n'ayant pas été collés, une alternative aurait été de réaliser une seule préparation standardisée qui aurait ensuite été scannée pour modéliser et usiner l'ensemble des inlays. En effet, il ne peut pas être exclu que certaines cavités aient présenté des erreurs de préparation. La qualité de la préparation peut avoir une incidence sur la qualité de l'adaptation marginale (Renne et al., 2012 ; Rippe et al., 2017).

Dans notre étude, l'adaptation marginale a aussi été évaluée mais les résultats n'ont pas été publiés. Une mesure directe de l'espace en microscopie optique (mO) a été réalisée mais il a été difficile de voir si les limites dentaires et prothétiques étaient dans le même plan ou en sur ou sous-extension. Par conséquent, le risque de calculer l'AMD au lieu du MG était grand (**Figure 10**).

Une étude avec le micro-CT permettrait d'évaluer avec précision le MG et l'AMD.

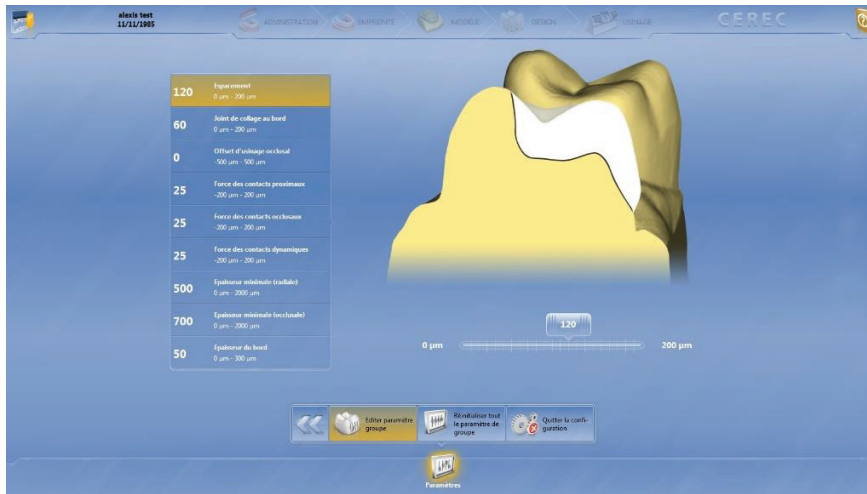


**Figure 10 : Représentation de l'espace marginale (MG) et de l'espace marginale absolue (AMD) (Alajaji 2017)**

Elle pourrait aussi permettre de calculer l'espace interne des inlays qui ont été utilisés dans notre étude et de comparer les résultats de l'adaptation interne avec ceux issus de la réplique en silicone. Une seule étude récente a montré, pour l'adaptation marginale sur des chapes en zircone, que le triple-scan donne des valeurs significativement plus basses avec des écarts-types plus petits que la technique de la réplique en silicone (Boitelle et al., 2018).

Une évaluation de l'adaptation d'inlays avant et après cristallisation de l'e.max CAD® est attendue. En effet, il a été démontré que la cristallisation après usinage augmente de manière significative l'espace marginale (Gold et al., 2018 ; Azarbal et al., 2018).

Pour l'adaptation interne, le paramétrage de l'espacement virtuel doit être renseigné (**Figure 11**). Il a été fixé à 120  $\mu\text{m}$  dans notre étude (valeurs variant de 0 à 120  $\mu\text{m}$ ).



**Figure 11 : Paramétrage de l'espace interne dans le logiciel de conception (Cerec sw 4.3)**

Il existe une différence significative entre le choix de la valeur d'espace interne et les valeurs d'espace mesurées (Boitelle et al., 2016 ; Kale et al., 2016). Cette différence pourrait être expliquée par une précision d'acquisition variable en fonction du type de scanner utilisé, par la géométrie complexe de certaines préparations pour inlays/onlays et par la forme et le diamètre variables des fraises d'usinage utilisés (Kocaagaoglu et al., 2017 ; Colpani et al., 2013). Les valeurs de l'adaptation marginale sont augmentées lorsque les valeurs de paramétrage de l'espace interne dans le logiciel diminuent (Kale et al., 2016). Il serait intéressant de comparer deux valeurs d'espace interne pour voir si une proportionnalité peut être établie avec les hiatus mesurés. Il a été proposé qu'une valeur de l'adaptation interne supérieure à 70 µm diminue la résistance à la fracture d'une céramique et qu'une valeur minimale serait de 50 µm pour une couronne (Kale et al., 2016). Les valeurs obtenues dans notre étude sont bien supérieures et le choix d'un espace interne plus petit dans le logiciel est à étudier.

### 3- EVALUATION *IN VITRO* DES PROCEDURES D'ASSEMBLAGE DES INLAYS/ONLAYS COLLES

L'étanchéité est un autre paramètre important qui influence la pérennité d'une restauration. L'utilisation d'un matériau d'assemblage à base de résine, pour la fixation des restaurations esthétiques dépourvues d'alliage, est aujourd'hui le matériau de choix. Les colles composites permettent d'améliorer significativement l'adhésion et l'étanchéité et donc la longévité d'une restauration, en comparaison à des ciments traditionnels (oxy phosphate de zinc, polycarboxylate de zinc, ciment verre-ionomère) (Ferracane et al., 2016).

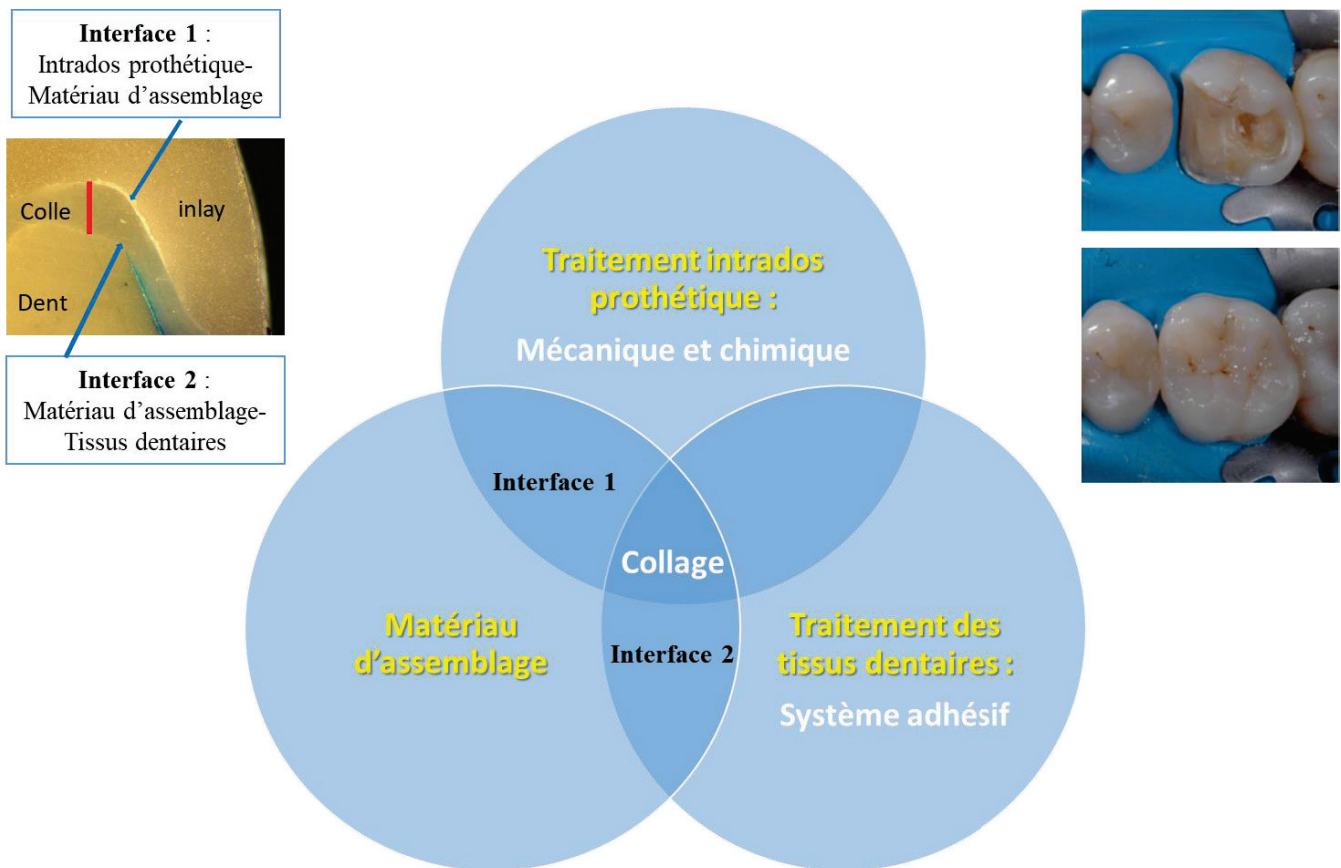


Figure 12 : Deux interfaces vont participer à l'assemblage d'une restauration indirecte



Le collage présente des avantages :

- Sur le plan mécanique, l'adhésion permet une économie tissulaire conséquente, puisqu'il n'est plus indispensable de créer des zones de contre-dépouilles nécessaires à la rétention du matériau. Par ailleurs, le joint collé a la capacité de mieux répartir les contraintes occlusales sur la totalité des surfaces d'assemblage, assurant ainsi un meilleur comportement biomécanique de la dent restaurée.
- Sur le plan biologique, l'étanchéité procurée par l'adhésion s'oppose à l'infiltration inter-faciale des fluides buccaux et de leur contenu bactérien, permettant ainsi une préservation de l'intégrité pulpaire.
- Sur le plan esthétique, l'emploi de bio-polymères, dont l'indice de réfraction et la couleur sont voisins de ceux des tissus dentaires calcifiés, contribue aujourd'hui à intégrer esthétiquement les RPC. Cette liaison adhésive est en rapport avec deux interfaces (**Figure 12**) : une interface entre le matériau d'assemblage et les tissus dentaires et une interface entre le matériau d'assemblage et le matériau de restauration. Cette deuxième interface, qui a été étudiée au laboratoire, est dépendante de traitements de surface de la restauration qui sont d'ordre chimique et mécanique.

### **3-1 Les matériaux d'assemblage**

Les colles, qui vont effectuer leur prise par polymérisation, sont les matériaux de choix. Leur durcissement par chémozopolymérisation, photopolymérisation ou les deux à la fois, leur confère des propriétés mécaniques supérieures aux ciments. En fonction de leur composition chimique, on distingue trois familles de colles : les colles sans et avec potentiel adhésif et les colles auto-adhésives. Elles sont toutes composées d'une matrice résineuse et la plupart contiennent aussi des charges.

#### **3-1-1 Les colles sans potentiel d'adhésion**

On pourrait aussi les appeler « composites de collage » car ce sont des résines composites. Elles ne collent pas naturellement et nécessitent des traitements de surface de l'intrados prothétique et de la surface dentaire. Selon la Haute autorité de santé (HAS) en 2009, ces matériaux présentent les meilleures performances en raison de leurs propriétés mécaniques élevées et de leur forte adhésion

à l'émail et à la dentine en association avec la mise en place d'un système adhésif. Elles bénéficient d'un recul clinique de plus de vingt ans.

Exemples : *Multilink Automix® (Ivoclar Vivadent)*, *Calibra® (Dentsply)*, *Panavia V5® (Kuraray)*, *RelyX Ultimate® (3M ESPE)*, *G-Cem LinkForce® (GC)*.

### 3-1-2 Les colles avec potentiel d'adhésion

Ce sont les mêmes matériaux que précédemment mais ils présentent en plus des groupements chimiques spécifiques portés par la matrice résineuse permettant d'adhérer à la fois à la surface prothétique et les tissus dentaires. Ces colles nécessitent toutefois un traitement des tissus dentaires. Un traitement de l'intrados prothétique est fortement conseillé.

Exemple : *Super-Bond C & B® (Sun Medical)*.

### 3-1-3 Les colles auto-adhésives

Elles ne nécessitent pas de traitement des surfaces dentaires. En effet, elles contiennent des groupements chimiques à base de phosphate MDP (methacryloyloxydecyl dihydrogène phosphate) qui sont capables de se lier chimiquement au calcium de l'hydroxyapatite et aux oxydes métalliques de l'intrados prothétique (Chen et al., 2017). Les propriétés rhéologiques de ces colles ne permettent pas de les utiliser dans des cas non rétentifs comme les facettes, les bridges collés et certains overlays. Comme pour les colles précédentes, un traitement de surface prothétique permet d'améliorer les performances adhésives de ces colles.

Exemples : *Speed CEMPlus® (Ivoclar Vivadent)*, *RelyX Unicem 2 Automix® (3M ESPE)*, *Bifix SE® (VOCO)*.

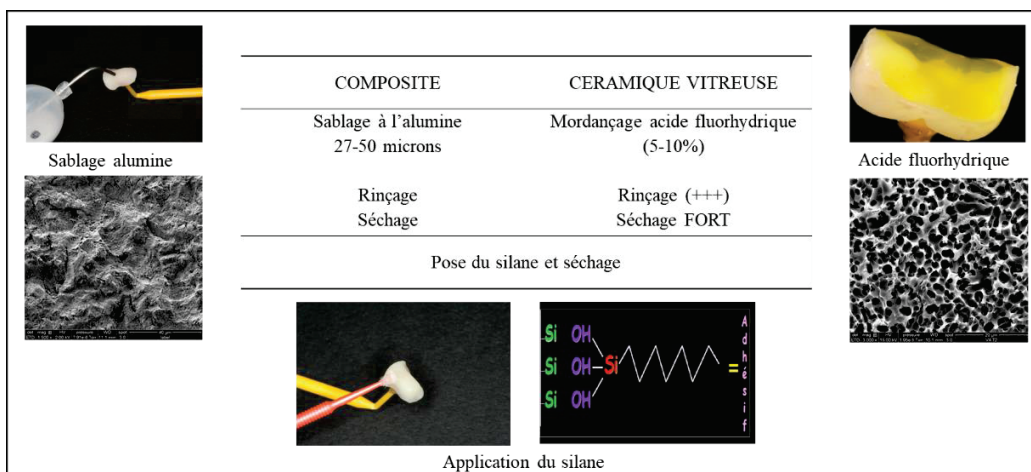
## 3-2 L'interface matériau d'assemblage-matériau de restauration

Cette interface va être le siège d'interactions chimiques et mécaniques permettant une adhésion forte entre la colle et l'intrados de la restauration.

- Pour les matériaux en composite, il est recommandé de réaliser un sablage à l'oxyde d'aluminium (taille des particules entre 27 et 50 µm). Ce sablage va permettre d'obtenir une surface rugueuse avec une augmentation de la surface développée ou la colle va pouvoir pénétrer dans les anfractuosités créées, constituant un véritable ancrage micromécanique. Une adhésion chimique n'est pas possible seule car les composites, sous forme de bloc, présentent un degré de conversion élevé ce qui est un avantage considérable sur le plan mécanique mais une faiblesse sur le plan du collage. En effet, il ne reste que très peu de monomères réactifs pouvant co-polymériser avec les groupements méthacrylates de la colle (Reymus et al., 2018 ; Eldafrawy et al., 2018). C'est pourquoi le sablage sera suivi de l'application d'un promoteur d'adhésion de type silane (Yoshiara et al., 2017). Il s'agit d'une molécule bi-fonctionnelle qui présente d'un côté des atomes de silicium qui vont pouvoir se lier avec la silice présente dans la phase minérale du matériau formant ainsi des ponts siloxanes (-Si-O-Si-) très résistants (Matinlinna et al., 2018). De l'autre côté, des groupements méthacrylates vont co-polymériser avec les groupements méthacrylate de la colle. Le silane va également permettre d'augmenter la mouillabilité de la colle.

- Pour les matériaux en céramique, il est recommandé de réaliser un mordantage à l'acide fluorhydrique (4-10 %). Cet acide va réagir avec la silice entraînant le plus souvent une dissolution de la phase vitreuse (Tian et al., 2014). La colle va pouvoir ainsi pénétrer dans les anfractuosités créées. Comme pour les composites, l'application d'un silane, après le mordantage, va créer une liaison chimique forte entre le verre de la céramique et la résine de collage.

Les différentes étapes de préparation de l'intrados prothétique sont résumées dans la **Figure 13**.



**Figure 13 : Les différentes étapes du traitement de l'intrados prothétique**

### 3-2-1 Matériaux de restauration en résine composite à charges dispersées

Une étude au laboratoire a été réalisée afin d'évaluer la qualité de la liaison adhésive entre des colles composites duales sans potentiel d'adhésion et des blocs en résine composite.

#### **Article 3 : Relationship between surface treatment and microstructure of two types of composite resin CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance**

ABOUELLEIL H, GOUJAT A, COLON P, JEANNIN C, PRADELLE N, ATTIK N, SEUX D, GROSGOGEAT B. *In reviewing in Dental Materials (July 2018)*



**Résumé :** L'objectif de cette étude a été d'évaluer l'influence de la microstructure de deux types de blocs en résine composite (Cerasmart (GC-Tokyo, Japan) (CS) et Lava Ultimate (3M ESPE-St Paul-MN, USA) (LU)) sur les performances adhésives en considérant trois paramètres : le type de traitement de surface, le type de résine de collage et le thermocyclage (TC). Les blocs CS et LU ont été coupés en deux, chacune des deux parties recevant un des deux traitements de surface suivant : un sablage (SB) ou l'application d'un acide fluorhydrique (HF). Après avoir appliqué un silane, les deux héli-blocs ont été collés ensemble à l'aide d'une colle composite, LinkForce (GC-Tokyo, Japan) (LF) ou Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) (ML), formant ainsi huit groupes différents avec l'utilisation de trois blocs par groupe (n=3). Les blocs collés ont ensuite été coupés pour former des barreaux d'1 mm d'épaisseur qui ont été thermocyclés pendant 5000 cycles puis soumis à un test de résistance en microtraction. En plus, trois groupes contrôles ont été préparés : (i) avec les mêmes traitements de surface utilisés précédemment et sans TC (n=2), (ii) sans aucun traitement de surface et TC (n=2) (iii) avec seulement l'application du silane avec TC (n=2). Le mode de fracture a été évalué en microscopie optique. Les surfaces traitées et les interfaces ont été analysées en microscopie électronique à balayage (MEB). Les résultats ont été traités statistiquement avec un test one-way ANOVA et un test non paramétrique pour des comparaisons par paire ( $\alpha=0.05$ ). Les paramètres « traitement de surface », « type de bloc » et « vieillissement » ont été statistiquement significatifs en rapport avec les valeurs en microtraction obtenues. Le SB procure une bonne adhésion pour les deux types de bloc (LU & CS) alors que l'HF donne des résultats statistiquement plus bas pour le LU. Le traitement de surface des blocs est un facteur essentiel pour une adhésion fiable. Des différences microstructurales qualitatives et quantitatives ont été montrées après l'application de l'HF. Le type de traitement de surface a eu une influence sur le mode de fracture obtenu. Les performances adhésives de ces blocs en résine composite sont fortement dépendantes de leur microstructure et du type de traitement de surface.

## ABSTRACT

*Objectives.* Evaluation of the influence of microstructure of two types of CAD/CAM composite resin block (Cerasmart (GC-Tokyo, Japan) (CS) and Lava Ultimate (3M ESPE-St Paul-MN, USA) (LU)) on bonding performance considering three parameters: surface treatment, luting composite and thermocycling (TC).

*Methods.* CAD/CAM CS and LU blocks were cut into two halves that then received one of two surface treatments: sandblasting (SB) or hydrofluoric acid (HF). After applying the appropriate silane treatment, each pair was then cemented together using one of two resin cements, either LinkForce (GC-Tokyo, Japan) (LF) or Multilink Automix (Ivoclar-Vivadent) (ML) which resulted in eight treatment permutations with three blocks in each (n=3). The luted blocks were then cut into micro bars of 1 mm thickness, thermocycled for 5000 cycles and then subjected to a microtensile bond strength ( $\mu$ TBS) test. Additionally, three control groups were prepared which constituted blocks: (i) with all treatments as above except TC (n=2), (ii) without any surface treatments but with TC (n=2) and (iii) only the silane treatment and with TC (n=2). The failure mode was evaluated optically. Treated surfaces and adhesive interfaces were investigated using scanning electron microscopy (SEM). Data were submitted to both Multivariant and one-way ANOVA and nonparametric tests for pairwise comparisons ( $\alpha=0.05$ ). *Results.* The factors 'material', 'surface treatment' and 'ageing' were statistically significant in relation to  $\mu$ TBS. SB promoted good adhesion for both resin blocks (LU & CS) whilst HF surface treatment produced results significantly lower in the case of LU. Surface treatment of the resin blocks was found to be a major factor in obtaining reliable adhesion. TC played an important role in determining the durability of the adhesive interface. Quantitative and qualitative differences were found as a result of HF surface treatment. The surface treatment method used impacted the mode of failure at the interface.

*Significance.* The bonding performance of CAD/CAM composite resin blocks has been shown to depend strongly on the procedure for surface treatment and the corresponding microstructure of the interface.



**Keywords:** Microstructure, CAD/CAM, Composite resin, Luting cement, Surface treatment, Failure mode, Image analysis

## 1. Introduction

Adoption of CAD/CAM technology is becoming more and more popular because of its ease of use and significant time gain it provide. Moreover, advances in the technology allow for more accurate and effective tooth restorations (1).

Since the advent of the technology, the composition of CAD/CAM blocks has rapidly evolved. Besides ceramic blocks, composite blocks have also been manufactured which are less prone to fracture, have better milling accuracy and cause less wear to opposite dentition (2–4). In addition, the industrial manufacturing of these blocks has allowed for an increase in filler content and a more homogenous microstructure compared to conventional resin composite materials. Lastly, new methods of polymerization under high-temperature and high-pressure (HT/HP) have been shown to significantly increase the degree of conversion. Therefore, these blocks have higher mechanical properties and better biocompatibility than conventional direct composites (2,4–7). These block types have been tested and found to perform adequately for restorative and prosthetic applications (8–10).

The success of an indirect restoration depends on the adhesive system, the degree of polymerization of the luting agent and an adequate surface treatment of the dentin tissue as well as the internal surface of the restoration (11). Surface treatment of a restoration can be achieved through both chemical and mechanical methods. Mechanical methods include sandblasting (i.e. air-abrasion) with aluminium-oxide particles (12–15) which increase surface energy and create micromechanical interlocking. Chemical methods include silica coating deposition, hydrofluoric acid (HF) etching and silanization. HF removes the glassy matrix containing silica and, therefore, increases the bonding surface area by creating micromechanical interlocks (13,16–18). Silane coupling agents contain one or more silanol groups which can react with silica to form strong siloxane (Si-O-Si) bonds as well as a functionalized organic group which can react with methacrylate-based resins (13,19). Due to the presence of glass filler particles inside composite CAD/CAM blocks, the application of a surface silane treatment is considered of major importance for the adhesion process (20,21). A mechanical method associated with the chemical treatment of the internal surface of the

restoration can be also performed which is known as tribochemical silica-coating (Co-Jet and Rocatec systems) (12,13,15,22). The deposition of silica makes it possible to obtain a very receptive surface to silane treatment. D'Arcangelo et al. reviewed surface treatment methods and considered that HF etching did not provide good bonding for composite blocks (22). Conversely, the manufacturer of Cerasmart proposed to treat the internal surface of the restoration with HF and a study by Lise et al. (23) showed that bonding performance of the resin luting composite can be improved for CAD/CAM resin blocks with the use of HF.

Several articles have shown that mechanical interlocking plays a more important role in the adhesion of composite blocks since, according to the authors, very few free monomers would be available for chemical polymerization (5,24). Others have still assumed that there would be unreacted carbon bonds available for adhesion (25).

Finally, despite the initial good interface obtained through the initial luting protocol, the ageing process which takes place inside the oral cavity could eventually lead to the loss of integrity at the interface. In this respect, thermal cycling (TC) performed in the lab seemed to reproduce to some extent, the environment of the oral cavity with the level of humidity and changing physical stresses it represents (26). Campos et al. found that TC had a significant effect in reducing bond strength values. A quick review of the literature reveals examples where an adhesive interface that apparently performed well after one week in water lost much of its adhesive qualities after 5000 or 10 000 thermal cycles (27,28).

Studies evaluating bond strength and surface treatment of CAD/CAM resin composite blocks are scarce. The aim of this study is to assess the quality of adhesion using a microtensile bond strength ( $\mu$ TBS) of two nano-ceramic composite resin blocks (Lava Ultimate and Cerasmart) combined with two luting materials (Multilink Automix and G-CEM LinkForce). To our knowledge, no studies have evaluated the bond strength of the recently introduced resin cement G-CEM LinkForce.

In this work, we have studied several parameters known to influence bond strength, including: influence of the type of composite blocks (Cerasmart and Lava ultimate), influence of the luting composite (Multilink and LinkForce), impact of TC on the adhesive interface, influence of surface treatment (hydrofluoric acid, HF or sandblasting, SB) and application of silane treatment only. The null hypothesis was that none of these parameters would affect the measured bond strength.

## 2. Materials and methods

### 2.1 Specimen preparation

All the materials used are listed in **Table 1** and the experimental protocol is summarized in **Figure 1**.

CAD/CAM Cerasmart (GC-Tokyo, Japan) (CS) and Lava Ultimate (3M ESPE-St Paul-MN, USA) (LU) blocks were chosen. Each block was cut into two halves and then identically polished using 600 grit silica paper on water polishing machine (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) for one minute. The bonding surface was then cleaned with alcohol (ethanol) using a brush, left to act for 20s, then rinsed thoroughly with water and dried with oil free air. The pairs of each CAD/CAM block were randomly assigned according to the type of resin block, type of resin cement used and the type of surface treatment:

The two surfaces of each pair received one of two mechanical surface treatments, either:

SB: sandblasted using aluminium oxide particles of 27  $\mu\text{m}$  diameter (SD2-Sèvres, France) at a pressure of 2 bar from a distance of 1 cm during 10 seconds and then thoroughly rinsed and air dried.

Or HF: the two surfaces of each pair were etched using Hydrofluoric acid (IPS Ceramic Etching Gel 5%, Ivoclar Vivadent-Schaan, Lichtenstein ) for 60 seconds, then rinsed for another 60 seconds with water and then dried with oil free air.

The silane appropriate to the type of luting composite was then applied onto the two surfaces of each pair for 1 minute and then air dried under strong flow for 1 minute for both G Multi-primer (GC) ( $\text{Si}_{\text{GMP}}$ ) and Monobond Plus (Ivoclar Vivadent) ( $\text{Si}_{\text{MP}}$ ).

Each pair was then cemented together using one of the two resin cements, either G-CEM LinkForce (GC) (LF) or Multilink Automix (Ivoclar Vivadent) (ML). The resin cement was applied on one surface of the two specimens via a self-mixing tip (using a new nozzle each time). The two halves of each block were then luted together under a weight of 200g to obtain an interface thickness of 40 microns and light-cured from each side for 40 seconds (EliPar S10 LED, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA). The resulting eight treatment groups (3 blocks each) were:

|  |  |
|--|--|
| CS-LF-HF + Silane ( $\text{Si}_{\text{GMP}}$ ) | LU-LF-HF + Silane ( $\text{Si}_{\text{GMP}}$ ) |
| CS-LF-SB + Silane ( $\text{Si}_{\text{GMP}}$ ) | LU-LF-SB + Silane ( $\text{Si}_{\text{GMP}}$ ) |
| CS-ML-HF + Silane ( $\text{Si}_{\text{MP}}$ )  | LU-ML-HF + Silane ( $\text{Si}_{\text{MP}}$ )  |

CS-ML-SB + Silane (Si<sub>MP</sub>)

LU-ML-SB + Silane (Si<sub>MP</sub>)

The luted blocks were then cut into micro bars of 1 mm thickness using a water cooled electric saw (Isomet, Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA). The blocks were then subjected to thermocycling (TC) for 5000 cycles between 5 and 55 °C with a dwelling time of 30 seconds.

In parallel, eight groups of CAD/CAM CS and LU blocks (2 blocks each) were selected and prepared according to the same protocol as above, however, the luted blocks (microbars) were not subjected to TC in order to evaluate the impact of ageing on  $\mu$ TBS results.

A further four control groups (2 blocks each) were prepared where only the corresponding silane was applied (with TC):

CS-LF + Silane (Si<sub>GMP</sub>)

LU-LF + Silane (Si<sub>GMP</sub>)

CS-ML + Silane (Si<sub>MP</sub>)

LU-ML + Silane (Si<sub>MP</sub>)

And finally, four control groups (2 blocks each) were also prepared where no surface treatment was applied (with TC):

CS-LF

LU-LF

CS-ML

LU-ML

Microbars of each sandwich specimen were then separated from their base and stored in distilled water prior to testing. The external microbars of each block were discarded as they did not correspond to the required measurements. The average number of microbars that could be obtained from a single block was about 35.

## 2.2 Microtensile bond strength test

The obtained beams were then subjected to a tensile load using a universal testing machine for microtensile bonding resistance at a crosshead speed of 0.5 mm/min. Microtensile bond strength ( $\mu$ TBS) was calculated in MPa using the following formula:

$$\sigma = F/A$$

where  $\sigma$  is the  $\mu$ TBS,  $F$  is the maximum force at failure in Newton and  $A$  is the area of bonding in mm<sup>2</sup>. Microbars that failed prematurely were included in the data and given the value of 2 MPa.

### **2.3 Topography by Optical Microscopy and Scanning Electron Microscopy (SEM). Failure mode analysis.**

Some specimens were used to examine the impact of surface treatment on both materials tested (2000x) and to reveal the morphology of the interface area (5000x). Furthermore, SEM images (10000x) of the HF surface treatment on 3 samples of each block (the ratio between the formed pores were calculated) and analyzed using Image-J software (v. 1.51) to quantify: number, average perimeter ( $\mu\text{m}$ ), sum of areas ( $\mu\text{m}^2$ ) and sum of perimeters ( $\mu\text{m}$ ) of all pores created by HF etching. Failure modes were evaluated with an optical microscope at 4x magnification. The failure mode was classified as either: a-cohesive in the CAD/CAM block, b-mixed (both adhesive and cohesive fractures) or c-adhesive (between the CAD/CAM block and the resin cement). Some samples were analyzed with SEM to confirm the failure mode and to analyze the surface morphology.

### **2.4 Statistical analysis**

The statistical analysis was performed using software SPSS (Version 17.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

As a majority of  $\mu\text{TBS}$  groups did not exhibit normal data distribution, results were treated using one-way analysis of variance (ANOVA) and post hoc Games-Howell at the 99% significance level. Multivariate analysis of variance was performed to evaluate the factors: block type, luting composite and surface treatment, as well as interactions between the three factors.

The SEM images surface treatment quantitative analysis (image J) was performed using nonparametric tests (Mann-Whitney) for pairwise comparisons at the 95% significance level.

## **3. Results**

The results obtained for the microtensile bond strength are presented in **Figures 2 and 3** according to TC and surface treatments respectively.

SEM images obtained for the surface treatment are presented in **Figure 4** and SEM images for the adhesive interface are presented in **Figure 5**.

Examples of the fractured samples of different groups are presented in **Figure 6** and results for the failure type percentage are presented in **Figures 7 and 8**.

Number, area and perimeter of the pores induced by HF treatment on the surface of the two type of blocks (**Figure 9**) are presented in **Table 2**.



The measured number of pores produced by the action of HF on the surface of the two materials was significantly different. This was also true for the average perimeter of the pores formed. The sum of areas was larger for LU, while the sum of perimeters were almost doubled for CS.

The lowest bond strength values were obtained for the group with no surface treatment and the application of silane only.

No statistical difference was found between the SB groups for the two types of blocks CS and LU as can be found in **Figure 2**.

Statistically significant differences were found in the  $\mu$ TBS values between the two surface treatment modes of SB and HF for LU but not for CS (**Figure 2 and 3**)

The effect of the surface treatment method was significantly different for LU but not for CS, with HF showing much lower values for both TC and non TC groups.

No statistical differences were found between the TC group and the control group (without TC) for the CS block, however, the LU group did show statistical differences between the two.

No statistical difference was found between the two types of resin cements for the different group types.

The control groups without surface treatments but with silane application only displayed significantly lower  $\mu$ TBS values in comparison to the main group.

SEM analysis of the surface treatments (**Figure 4**) demonstrated that SB showed equivalent results for the two CAD/CAM blocks with an irregular and rugged surface. For the HF treatment, SEM photomicrographs revealed the efficiency of acid etching (HF) on CS with numerous pores whereas LU exhibited a lesser effect located primarily on the periphery of the large zirconia filler particles creating shallower pores. Analysis of the pores with Image J software (**Table 2**) confirmed that number of pores was significantly higher for CS compared to LU. In addition, the sum of perimeters were almost tripled for CS.

SEM of the adhesive interface as shown in **Figure 5** revealed a greater extent of interdigitations with sandblasting surface treatment between CS and LU. On the other hand, a filler free layer seems to be formed at the junction of the two materials after HF surface treatment. Close resemblance between the size and type of filler can be observed within the two materials. Similar observations are made with regards to the interface between CS and ML with the exception of the difference in filler type between the two materials.

The distribution of failure modes and images of fractured beams are shown in **Figures 6, 7 and 8**. The predominant failure mode was adhesive in all groups with TC with the exception of CS with SB surface treatment groups. Without TC, there was a prevalence of cohesive and mixed fractures except in the case of two LU HF groups.

#### **4. Discussion**

This in vitro study investigated the influence of surface treatments on two nano-ceramic composite resin CAD/CAM blocks using two dual-cure, self-adhesive composite cements with or without TC. The results obtained in the current study lead to the rejection of the null hypothesis presented since statistically significant differences were found between the two types of composite blocks used. The fact that CS HF showed significantly higher  $\mu$ TBS results than LU HF could be attributed to the composition of CS containing only silica fillers which is sensitive to HF treatment through substitution of the silicon dioxide molecules (13). On the other hand, LU contains mostly zirconia and zirconia-silica clusters and it has been shown that zirconia filler particles are more resistant to etching (29,30). The SEM images (**Figure 4**) provide a clue to the failure of adhesion; the resulting pore number and depth seem to be insufficient for LU to provide adequate anchoring with the applied luting composite. More precisely, SEM image analysis (x10000) with Image J software revealed that CS showed a quantitative difference in the sum of perimeters – three times greater than LU (**Table 2**) – thus playing a more decisive role in the mechanical interlocking phenomenon resulting in more effective adhesion for CS compared to LU. A higher total perimeter may be associated with greater frictional forces between the substrate and the resin cement, and to go further, we could hypothesize that the geometry and depth of pores in CS as seen in (**Figure 9**) would provide more surface perpendicular to the tensile axis, thus engaging more shear and better mechanical interlocking, resulting in better  $\mu$ TBS values. The inefficiency of HF for the LU blocks found in the current study, is similar to findings by Frankenberger et al. and Park Choi (15,20) and, further, reaffirms the indications of the manufacturer. In the study performed by performed by Elsaka, high bond values with LU through HF surface treatment were obtained, but samples were not subjected to long ageing cycles (only storage in distilled water) (31). We argue that the actual efficiency of surface treatment should only be evaluated after ageing. Support for this argument can be found in our work, as can be seen in **Figure 2**, the LU group that was not thermocycled, had high adhesion values, significantly higher than that obtained after TC. Eldafrawy et al. concluded that etching is not adequate for composite blocks, using the interfacial fracture approach (5). Ozcan

et al. concluded similar inadequacy of etching for composites, when they performed surface treatment testing on a nanohybrid direct composite (25).

We assume that differences in the methodology and materials used in these studies are responsible for the results obtained and argue that such generalizations lead to incorrect generic conclusions, and that each material should be considered individually according to its inherent microstructure and composition.

Nagas et al. found in their study using shear bond tests no significant difference between the two nanoceramic composites (27).

We could argue that the shear bond test they used is known to cause an uneven distribution of stresses and is therefore considered less efficient than microtensile testing of the adhesive joint (13,15,17), as employed herein. Whilst tensile bonding is considered to better represent the clinical situation, a pure tensile stress is never the case (32). More important is the difference in filler size and type between the two composite blocks that could make the materials react differently to similar methods of surface treatment (23).

No significant difference was found concerning the effect of SB on the two blocks. We presumed that the  $\mu$ TBS values obtained with CS would be higher than LU since the former has lower hardness values (8,33) and may have been more sensitive to SB, yet apparently the impact of SB did not reveal measurable differences.

In the current work, for the control group where neither silane nor mechanical surface treatment was applied, complete failure of adhesive joint took place even before the end of TC and during the sectioning of the blocks, confirming that level of residual monomer was not sufficient to deliver adequate bonding (**Figure 2**). On the other hand, the silane only group displayed significantly low values but survived sectioning and TC procedures. A systemic review by Spitznagel et al. showed that silane application generally increased the bond strength results (12). On the other hand, Park et al. considered that with an extensive aging protocol, the silane effect is completely neutralized by hydrolysis (12,15). It has to be taken in consideration however that the commercial silane used in this work contains a primer that facilitated better impregnation of the roughened surface by the block particles. The results of this study confirm that silane can be effective for enhancing the quality of adhesion but a micromechanical treatment is most significant.

In the current study, LF yielded statistically equivalent results to ML for the other groups tested. Tian et al. (13) observed that different types of resin cements show varied results according to the

test used, previous studies also attributed the slight differences in bond strengths to variations in type and amount of filler between the two luting composites (27,34).

TC is more appropriate than water storage to simulate conditions in the oral cavity as it induces stress at the interface because of differences in coefficients of thermal expansion between the substrate and the resin cement (13,26,35). Contrary to most studies, in the current work slicing the blocks before TC meant more water penetration and thermal conduction around the individual rods leading to a more pronounced effect on the final values of microtensile testing.

In the current work, CS seemed to be more resistant to the action of TC with both types of luting composites and with the two different surface treatment methods as can be seen in **Figure 2**. Similarly, Nobuaki et al. using air abrasion and TC with 10000 cycles found CS to maintain its bond strength values (14). A possible explanation could be due to the more homogenous composition of the nanocomposite that provided better stress distribution during temperature fluctuations, unlike the dispersed filler of LU which comprised particles of different size and type. On the other hand, LU seemed to be strongly impacted by the effect of TC as seen also in **Figure 2**, similar to the results obtained by Yoshihara et al. who reported an elevated debonding rate for LU blocks after aging for an extended time period (36). The underlining reason could be the presence of TEGDEMA in the LU composition which was shown to be more susceptible to hydrolysis (37). Moreover, Tsujimoto et al. found that CAD/CAM resin composites containing zirconium dioxide are more prone to hydrolysis due to the less efficient salinization of the highly crystalline filler particles (38). Finally, the fact that lower values of adhesion were obtained in this study with the LU material would mean that it is less resistant to thermal stresses.

According to the failure mode analysis performed, each group predominantly showed adhesive fracture thus, the  $\mu$ TBS testing is a reliable method to evaluate the bond strength of resin cement to resin composite CAD/CAM blocks.  $\mu$ TBS tests provide better stress distribution at the interface and allow for higher bond strength values and less cohesive failure (39–42), as has been demonstrated in this study. Tensile bonding is considered to better represent the clinical situation, even if a pure tensile stress is never the case (32).

Similar to previous studies, abnormal data distribution and high standard deviation values were obtained in the current work (20,23). This corresponds to the sensitivity of the adhesive protocol and highlights that slight variations can affect the results obtained from different samples even

within the same lot or group. Moreover, it makes us reflect on the question as to what extent these effects have influence in a clinical setting.

Some authors consider that no wide agreement exists on how to classify the failure mode (43,44) and that it does not necessarily follow the bond strength values (45). On the other hand, Peumans et al. in their failure analysis acknowledged the relation between failure type and the bond strength (46). Generally, cohesive and mixed failures are considered to be a proof of better bonding (17,31,47,48) and likewise less adhesive failure means better adhesion (49). El Zohairy et al. found that composites had more adhesive failure, while ceramics had more mixed failures. The higher elastic modulus of the material would mean that greater stresses would be generated at the interface resulting in subsequent failure of the bond at lower values. This logic can be easily applied to the current study where a higher percentage of adhesive fractures was found in combinations of the more resilient block type with the more resilient luting composite.

Yoshihara et al. studied the formation of cracks and the dislodging of particles from the surface of composite blocks as a result of SB (36). The failure analysis performed in this work for different groups, as presented in **Figures 7 and 8**, shows that cohesive and mixed failures took place more often with CS after the SB protocol, even though the overall adhesion values were lower compared to the HF protocol, especially when the bonding values surpassed a higher threshold value (**Figure 1**).

We have shown that CS produces the highest values of adhesion after HF surface treatment. The geometry and the depth of the pores resulting from HF etching in addition to a significantly higher sum of pore perimeters could be explained by a so-called ‘superficial cohesive fracture’ at a microscopic scale. Future studies are needed to confirm the mechanism of failure. An evaluation of the depth of pores would be also interesting to improve understanding of the mechanisms of adhesion.

When comparing the failure types resulting for samples with no TC, it was evident that more mixed and cohesive fractures resulted, reflecting the impact of TC on the adhesive interface. Previous studies have shown a similar increase in the percentage of adhesive failures after the application of an aging protocol (50).

This work has some limitations. First, only two types of composite blocks were investigated and no conclusion can be drawn with respect to other CAD/CAM composite resin blocks. Secondly, only two types of resin cement were used in view of the large number of bonding materials



available. It could be interesting to investigate, with the same methodologies, the bonding performance of other CAD/CAM composite resin and ceramic blocks with other type of resin cement.

## 5. Conclusion

Within the limitations of this in vitro study, we can conclude that a close relationship exists between the microstructure of CAD/CAM composite resin blocks and the  $\mu$ TBS results. Surface treatment (SB or HF) of composite blocks and TC demonstrated an influence on the quality of bonding while the luting composite material had a negligible effect. This study highlighted the importance of complementary methodologies to better understand the behaviour of the restorative material at the interface and the resulting failure mode.

Regarding the number of parameters studied, specifically, two types of block, two types of surface treatment, and two types of luting cements, the protocol used in this study could be extended to other blocks commercially available.

## Acknowledgments

The authors thank manufacturers GC Europe and 3M ESPE for the kind donation of materials. The authors would like to express their gratitude to C. Lovell for the English language verification.

## REFERENCES

1. Silva LH, Lima E, Miranda RB, Favero SS, Lohbauer U, Cesar PF. Dental ceramics: a review of new materials and processing methods. *Braz Oral Res* 2017;28;31(suppl 1).
2. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite Blocks for Dental CAD/CAM Applications. *J Dent Res* 2014;93(12):1232–4.
3. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35(12):897–902.
4. 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.
5. Eldafrawy M, Ebroin MG, Gailly PA, Nguyen J-F, Sadoun MJ, Mainjot AK. Bonding to CAD-CAM Composites: An Interfacial Fracture Toughness Approach. *J Dent Res* 2018;97(1):60–7.

6. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016;32(11):e275–83.
7. Hussain B, Thieu MKL, Johnsen GF, Reseland JE, Haugen HJ. Can CAD/CAM resin blocks be considered as substitute for conventional resins? *Dent Mater* 2017;33(12):1362–70.
8. Goujat A, Abouelleil H, Colon P, Jeannin C, Pradelle N, Seux D, et al. Mechanical properties and internal fit of 4 CAD-CAM block materials. *J Prosthet Dent* 2018;119(3):384–9.
9. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114(4):587–93.
10. Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2017;118(2):200–7.
11. D’Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, De Angelis F, Vadini M, et al. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent Jamesburg NJ* 1995. 2015;36(8):570–7.
12. Spitznagel FA, Horvath SD, Guess PC, Blatz MB. Resin Bond to Indirect Composite and New Ceramic/Polymer Materials: A Review of the Literature: Resin Bond to Laboratory-Processed Composites. *J Esthet Restor Dent* 2014 v;26(6):382–93.
13. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014;30(7):e147–62.
14. 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* 2015;23(6):629–36.
15. Park JH, Choi YS. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont* 2016;8(4):275.
16. Siqueira F, Cardenas AM, Gutierrez MF, Malaquias P, Hass V, Reis A, et al. Laboratory Performance of Universal Adhesive Systems for Luting CAD/CAM Restorative Materials. *J Adhes Dent* 2016;18(4):331–40.
17. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: Etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res* 2018;62(1):75–83.
18. Aboushelib MN, Sleem D. Microtensile bond strength of lithium disilicate ceramics to resin adhesives. *J Adhes Dent* 2014;16(6):547–52.
19. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater* 2018;34(1):13–28.
20. Frankenberger R. Adhesive luting of new CAD/CAM materials Adhäsive Befestigung neuer CAD/CAM-Materialien. *Int J Comput Dent* :13.

21. 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* 2016 23;
22. D’Arcangelo C, Vanini L. Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *J Adhes Dent* 2007;9(3):319–26.
23. Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile Bond Strength of Composite Cement to Novel CAD/CAM Materials as a Function of Surface Treatment and Aging. *Oper Dent* 2017;42(1):73–81.
24. Bottino M, Campos F, Ramos N, Rippe M, Valandro L, Melo R. Inlays Made From a Hybrid Material: Adaptation and Bond Strengths. *Oper Dent* 2015;40(3):E83–91.
25. Ozcan M, Alander P, Vallittu PK, Huysmans M-C, Kalk W. Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(1):21–7.
26. 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.
27. 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.
28. Campos F, Almeida CS, Rippe MP, de Melo RM, Valandro LF, Bottino MA. Resin Bonding to a Hybrid Ceramic: Effects of Surface Treatments and Aging. *Oper Dent* 2016;41(2):171–8.
29. Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig* 2018 5;
30. Qeblawi DM, Campillo-Funollet M, Muñoz CA. In vitro shear bond strength of two self-adhesive resin cements to zirconia. *J Prosthet Dent* 2015;113(2):122–7.
31. 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.
32. Wong ACH, Tian T, Tsoi JKH, Burrow MF, Matinlinna JP. Aspects of adhesion tests on resin-glass ceramic bonding. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2017;33(9):1045–55.
33. Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33(5):705–10.
34. Kim J-Y, Cho G-Y, Roh B-D, Shin Y. Effect of Curing Mode on Shear Bond Strength of Self-Adhesive Cement to Composite Blocks. *Mater Basel Switz* 2016 18;9(3).

35. Müller JA, Rohr N, Fischer J. Evaluation of ISO 4049: water sorption and water solubility of resin cements. *Eur J Oral Sci* 2017;125(2):141–50.
36. 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* 2017;33(3):e124–35.
37. Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater* 2006;22(3):211–22.
38. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent* 2017;42(1):101–10.
39. Sirisha K, Rambabu T, Ravishankar Y, Ravikumar P. Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *J Conserv Dent JCD* 2014;17(5):420–6.
40. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236–40.
41. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26(2):e100-121.
42. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1(4):299–309.
43. Papia E, Larsson C, du Toit M, von Steyern PV. Bonding between oxide ceramics and adhesive cement systems: A systematic review: Bonding Between Oxide Ceramics and Adhesive Cement Systems. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2014;102(2):395–413.
44. Roeder L, Pereira PNR, Yamamoto T, Ilie N, Armstrong S, Ferracane J. Spotlight on bond strength testing--unraveling the complexities. *Dent Mater* 2011;27(12):1197–203.
45. Bellan MC, Cunha PFJS da, Tavares JG, Spohr AM, Mota EG. Microtensile bond strength of CAD/CAM materials to dentin under different adhesive strategies. *Braz Oral Res* 2017;(18);31:e109.
46. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent* 2016;18(4):289–302.
47. Alp G, Subaşı MG, Johnston WM, Yilmaz B. Effect of different resin cements and surface treatments on the shear bond strength of ceramic-glass polymer materials. *J Prosthet Dent* 2018 Apr 30;
48. Elsaka SE. Repair bond strength of resin composite to a novel CAD/CAM hybrid ceramic using different repair systems. *Dent Mater J* 2015;34(2):161–7.

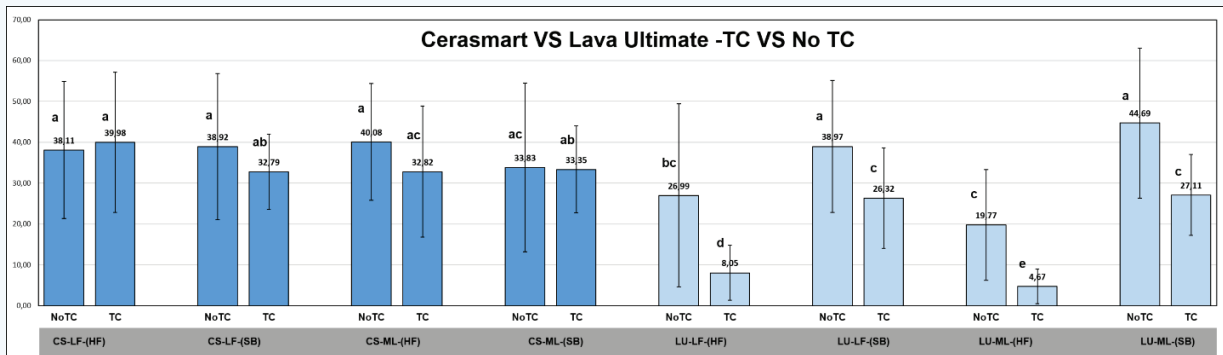
49. El Zohairy AA, De Gee AJ, Mohsen MM, Feilzer AJ. Microtensile bond strength testing of luting cements to prefabricated CAD/CAM ceramic and composite blocks. *Dent Mater Off Publ Acad Dent Mater* 2003;19(7):575–83.
50. El Zohairy AA, De Gee AJ, Hassan FM, Feilzer AJ. The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability. *Dent Mater* 2004;20(8):778–87.



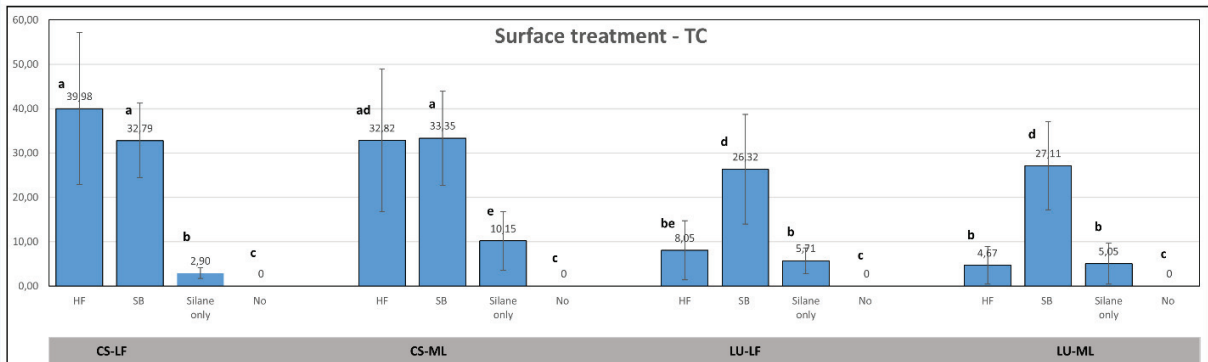
**Table 1 - Commercial name (acronyms), composition and manufacturers of the materials used in this in vitro study**

| Commercial names (Acronyms)         | Composition  | Manufacturers                          |
|-------------------------------------|--|--|
| <b>COMPOSITE CAD/CAM BLOCKS</b>     |  |  |
| Cerasmart (CS)                      | Filler: Silica-based glass + silica (20 and 300 nm) (71 wt%)<br>Polymers : Bis-MEPP, UDMA, and DMA                                       | GC, Tokyo, Japan                       |
| Lava Ultimate (LU)                  | Filler: Silica (20 nm) +zirconia (4-11 nm) + zirconia-silica clusters (0.6-10 µm) (79 wt%)<br>Polymers: bis-GMA, UDMA, bis-EMA, TEG-DMA  | 3M ESPE, St Paul, MN, USA              |
| <b>LUTING CEMENT</b>                |  |  |
| G-CEM LinkForce (LF)                | Dimethacrylate, silica filler, initiators, stabilizers, pigments (63.0 wt%, 38.0 vol%)   | GC, Tokyo, Japan                       |
| Multilink Automix (ML)              | Dimethacrylate, HEMA, barium glass filler, silica filler, ytterbium trifluoride, initiators, stabilizers, pigments (68.5 wt%, 42.5 vol%) | Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein |
| <b>SILANE</b>                       |  |  |
| Monobond Plus (Si <sub>MP</sub> )   | Ethanol, 3-methoxysilylpropyl methacrylate, phosphoric acid methacrylate, sulphide methacrylate  | Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein |
| G-Multi Primer (Si <sub>GMP</sub> ) | ethyl alcohol dimethacrylate component, phosphoric acid ester monomer  | GC, Tokyo, Japan                       |
| <b>HYDROFLUORIC ACID (HF)</b>       |  |  |
| IPS Ceramic Etching Gel             | Aqueous solution of hydrofluoric acid (5%)   | Ivoclar-Vivadent, Schaan, Lichtenstein |
| <b>SANDBLASTING PARTICLES</b>       |  |  |
| Aluminium-oxide 27-µm               | Aqueous solution of hydrofluoric acid (5%)   | SD2, Sèvres, France                    |

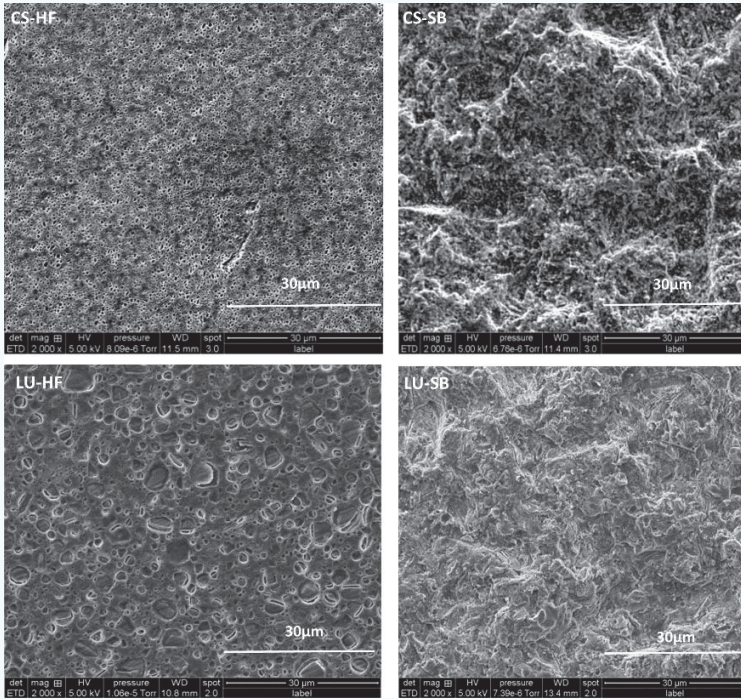




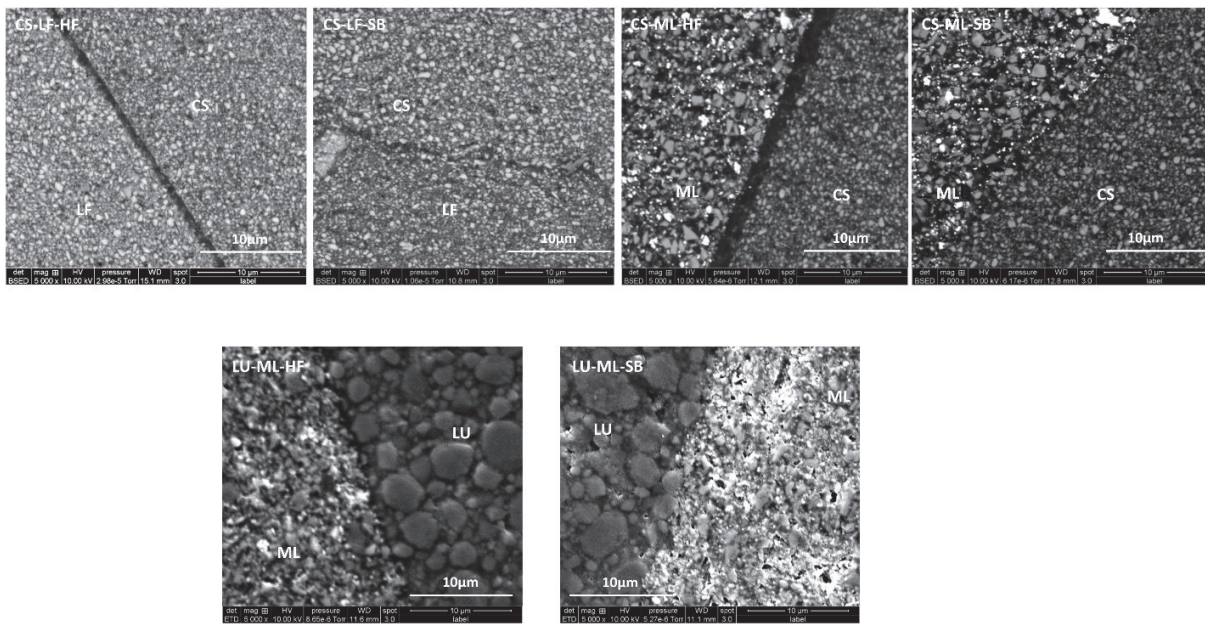
**Fig. 2 -  $\mu$ TBS results Cerasmart vs Lava Ultimate - TC vs no TC (Different letters signify statistical difference). CS: Cerasmart, LU: Lava Ultimate, HF: hydrofluoric acid, SB: sandblasting, LF: linkforce, ML: multilink, No TC: no thermocycling, TC: thermocycling**



**Fig. 3 -  $\mu$ TBS results according to surface treatment (Different letters signify statistical difference). CS: Cerasmart, LU: Lava Ultimate, HF: hydrofluoric acid, SB: sandblasting, LF: LinkForce, ML: Multilink, No: no surface treatment**

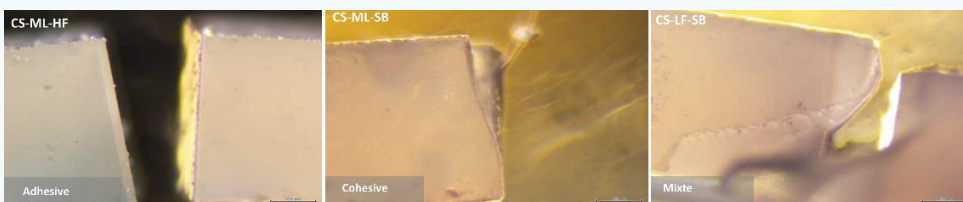


**Fig. 4 - SEM photomicrographs of pretreated surfaces (2000x)** CS: Cerasmart, LU: Lava Ultimate, HF: hydrofluoric acid, SB: sandblasting



**Fig. 5 - SEM photomicrographs of adhesive interfaces (5000x)**

CS: Cerasmart, LU: Lava Ultimate, HF: hydrofluoric acid, SB: sandblasting, LF: LinkForce, ML: Multilink



**Fig. 6 - Type of failure mode**

### Cerasmart VS Lava Ultimate - TC

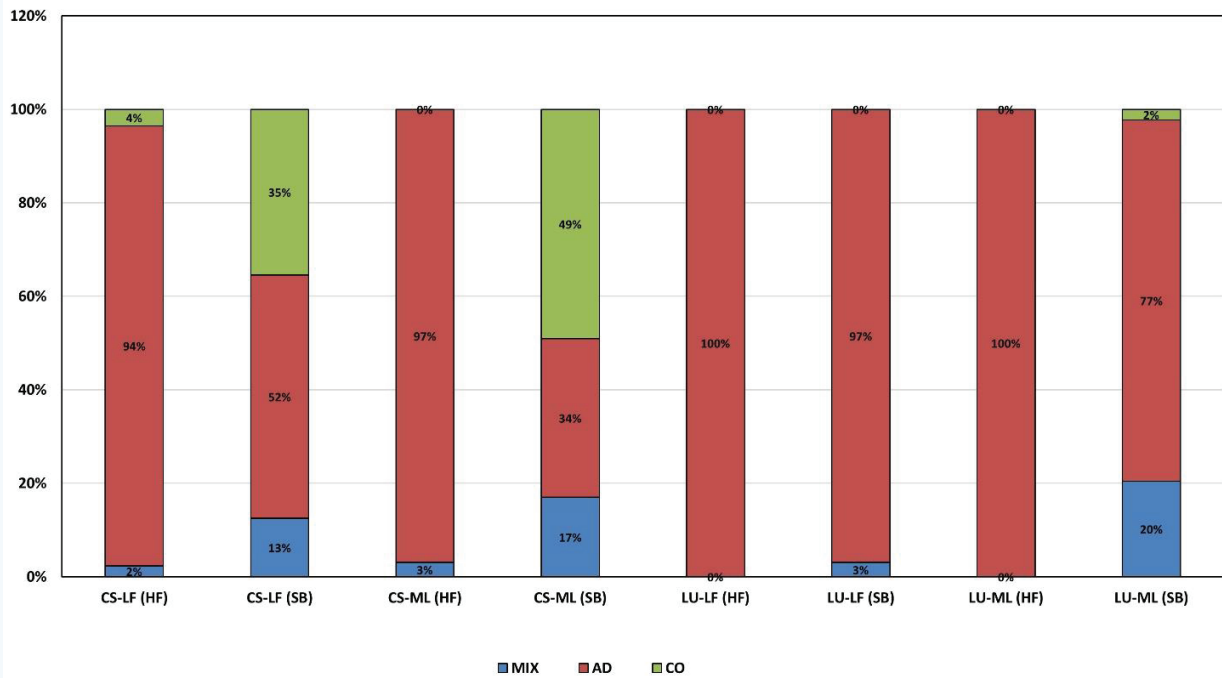


Fig. 7 - Failure type percentage of different groups - TC MIX: mixed fracture, AD: adhesive fracture, CO: cohesive fracture

### Cerasmart VS Lava Ultimate - No TC

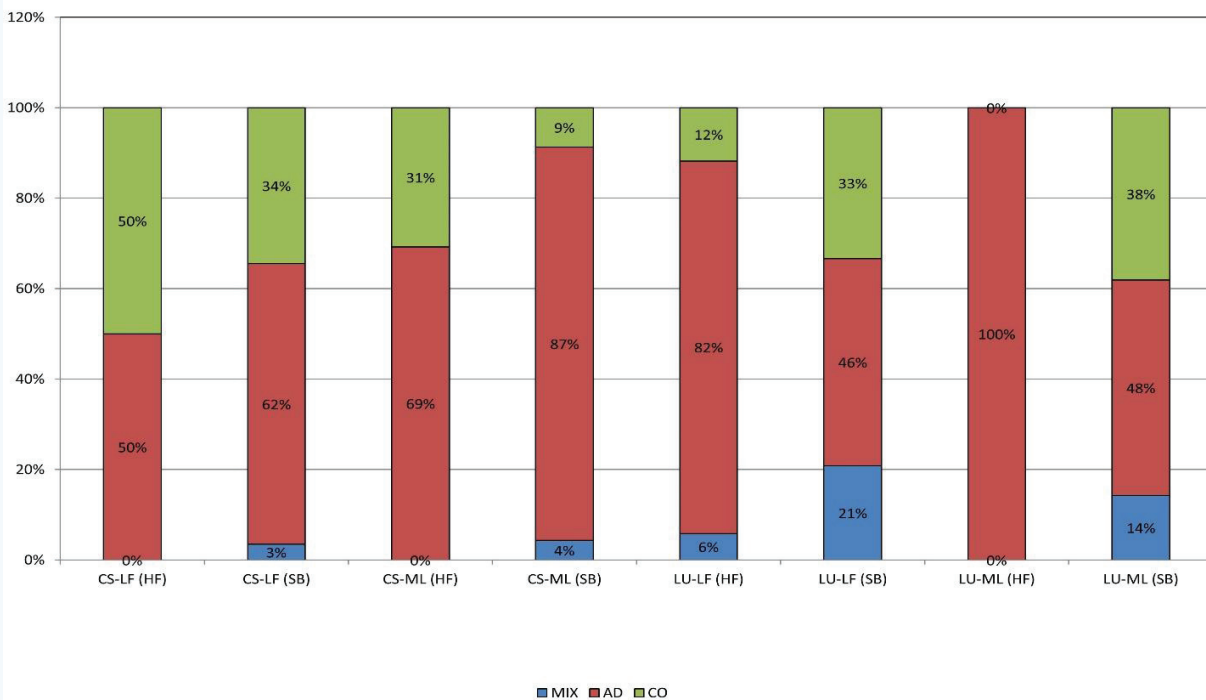
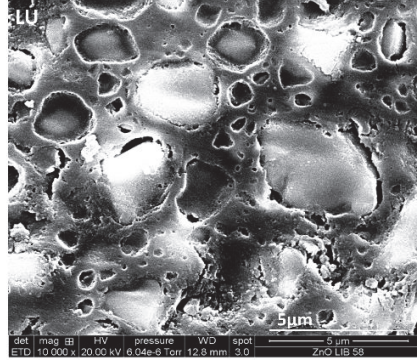
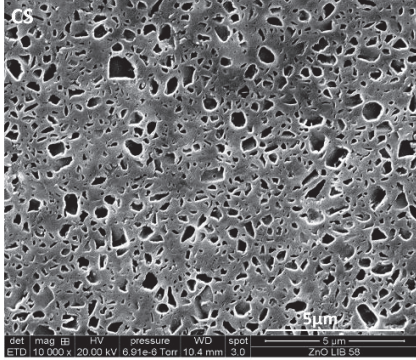


Fig. 8 - Failure type percentage of different groups - No TC MIX: mixed fracture, AD: adhesive fracture, CO: cohesive fracture





**Fig. 9 - SEM photomicrographs of CS and LU etched with HF (10000x)**

Le but de ce travail a été de montrer si le type de matériau (et donc sa microstructure), le type de traitement de surface, le type de colle et le thermocyclage (TC) ont une influence sur la qualité de la liaison adhésive entre le matériau d'assemblage et le matériau de restauration.

## Résultats

Les résultats montrent que les valeurs de résistance en traction du Cerasmart® (CS) sont élevées aussi bien avec le sablage (SB) que l'acide fluorhydrique (HF) alors que celles du Lava Ultimate® (LU) sont élevées pour le sablage mais faibles avec l'HF. Les images en MEB ont confirmées l'efficacité de l'HF sur le CS avec des pores très nombreux. A l'inverse, le LU a montré des pores moins nombreux et probablement moins profonds localisés autour des larges charges de zircone. Les valeurs de résistance en traction ont été les plus faibles sans traitement de surface et avec l'application du silane seul. Il n'existe pas de différence significative pour les groupes SB Silane et HF Silane avec ou sans TC pour le bloc CS. Par contre, une différence significative a été montrée pour le LU. Nous n'avons pas montré de différence significative entre les deux types de colle. Enfin, le mode de fracture avec TC a été adhésif pour tous les groupes excepté le groupe CS SB. Sans TC, le mode de fracture prédominant a été également de type adhésif mais avec un nombre de fractures cohésives plus élevé.

**En résumé, nous avons montré que les valeurs d'adhérence sont dépendantes de la microstructure des blocs étudiés, du type de traitement de surface et de la présence ou non d'un thermocyclage. Le type de colle n'a pas d'influence sur les résultats. Le type de fracture est essentiellement adhésif pour les deux blocs en composite étudiés.**

### 3-2-2 Matériaux de restauration en céramique vitreuse enrichie en leucite

Egalement, nous avons réalisé une étude sur la qualité de la liaison adhésive de l'interface matériau d'assemblage-matériau de restauration avec deux blocs en céramique vitreuse. Ce travail a fait l'objet d'un article qui est en cours d'écriture :

#### **Relationship between surface treatment and microstructure of two types of ceramic CAD/CAM blocks and luting cements on bonding performance**

##### **Matériels et méthodes**

- Deux types de blocs ont été utilisés : Initial LRF Block® (IR) (GC) et Empress CAD® (EM) (Ivoclar Vivadent),
- Les matériaux d'assemblage et le protocole expérimental ont été les mêmes que ceux utilisés pour les blocs en composite,
- Les paramètres liés au vieillissement, l'absence de traitement de surface et l'application du silane seul sont en cours d'évaluation.

##### **Résultats**

Lorsque l'on compare les deux types de blocs (**Figure 14**), les tests en microtraction ne montrent pas de différences significatives entre l'IR et l'EM avec le SB. En revanche, l'IR présente des valeurs d'adhérence supérieures à l'EM avec l'HF. Les photographies en MEB montrent des porosités plus nombreuses avec l'IR comparées à l'EM (**Figure 15**). Comme pour les blocs en composite (article 3), les résultats ne montrent pas de différences significatives entre les deux types de colle. Les valeurs d'adhérence sont plus élevées pour les blocs en composite (article 3) par rapport aux blocs en céramique. A la différence des blocs en composite, les blocs en céramique montrent une prédominance de fractures mixtes. Avec l'EM, toutes les fractures sont mixtes alors que l'IR montre environ 25 à 50 % de fractures adhésives.

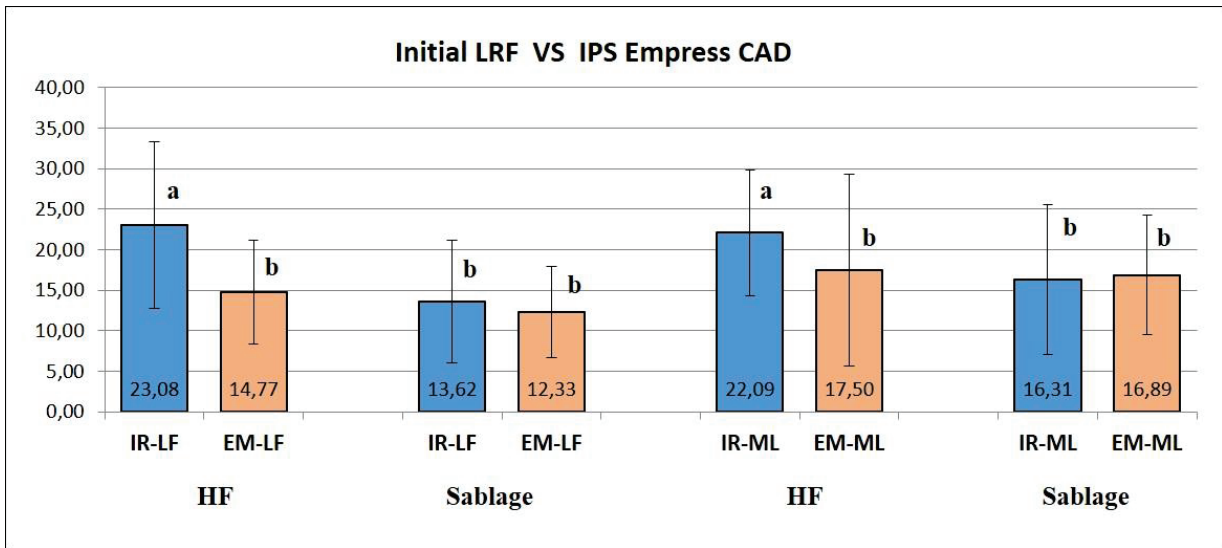


Figure 14 : Résultats des valeurs en microtraction (MPa) Initial LRF Block® (IR) et Empress CAD® (EM)

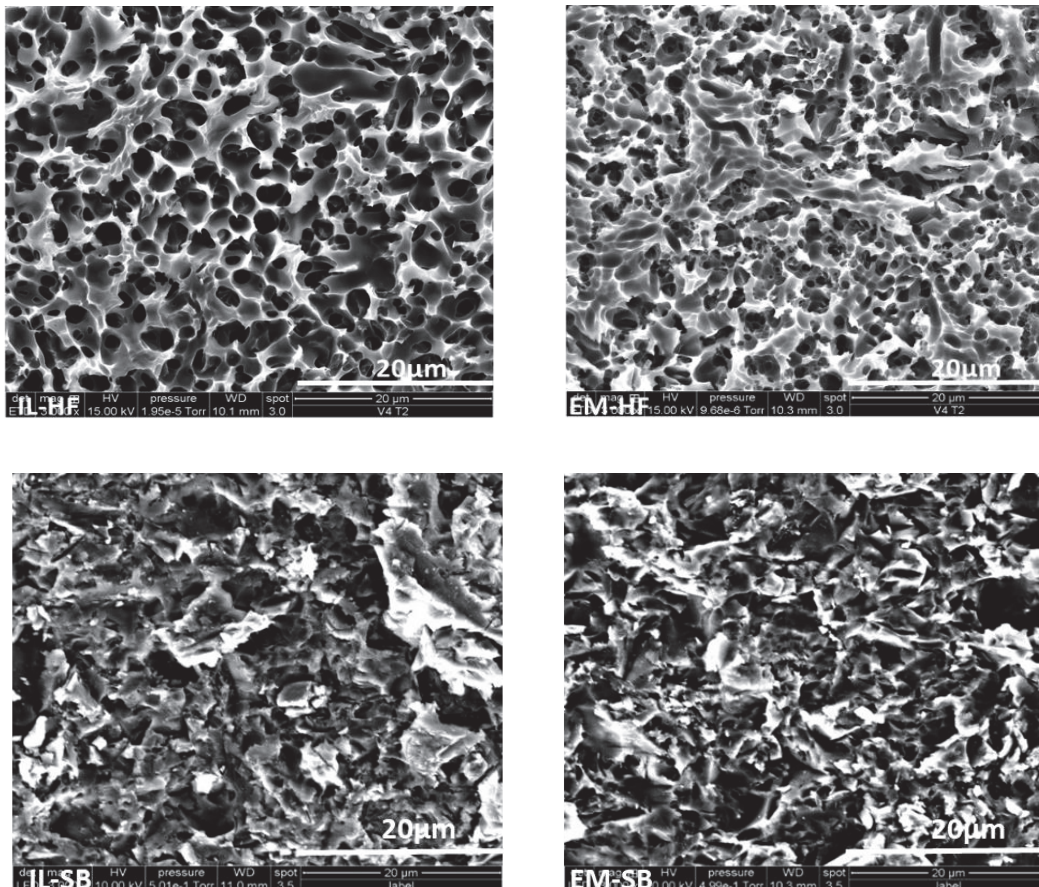


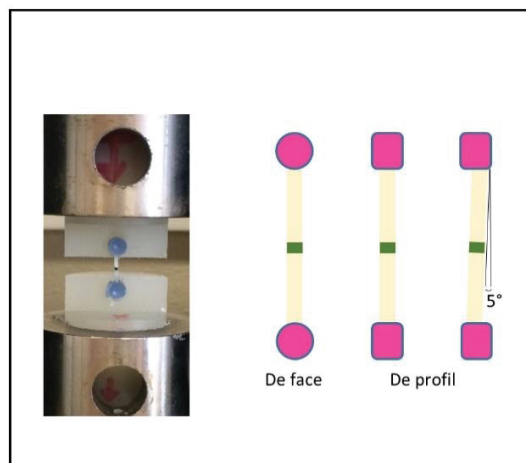
Figure 15 : Images en MEB après traitement de surface (x3000)

**En résumé, nos résultats montrent que la qualité de l'interface matériau de restauration-matériau d'assemblage est dépendante de la microstructure des blocs étudiés et du type de traitement de surface. Le type de colle n'a pas d'influence sur les résultats. Le type de fracture est essentiellement mixte (adhésif et cohésif) pour les deux blocs en céramique étudiés.**



### 3-3 Discussion et perspectives

Il est important de noter que les écarts-types restent assez élevés dans nos résultats. Notamment, il est possible que les barreaux aient été légèrement inclinés par rapport à l'axe des deux plots en résine ce qui a pu entraîner des fractures à des niveaux inférieurs de charge lors du test en microtraction (**Figure 16**). De plus, il est possible que le joint ait été sollicité lors de la mise en place de l'échantillon dans la machine de traction ou lorsque l'échantillon a été retiré du moule en silicone, les barreaux (et le joint de colle) étant de faible dimension.



**Figure 16 : De profil, le barreau peut être dévié de quelques degrés par rapport à l'axe des deux plots en résine**

#### Les blocs en composite

Les résultats ont montré que le CS présente des valeurs en traction élevées avec l'HF car il contient en effet que des charges à base de silice. A l'inverse, les résultats montrent que le LU est peu sensible à l'HF. Il contient des charges à base de zircone et la zircone n'est pas attaquée par l'HF. Cependant, la composition du LU indique qu'il est composé de 31 % de zircone et de 69 % de silice (Sen et al., 2018). La quantité importante de silice aurait dû donner des valeurs d'adhérence plus élevées. Une configuration moléculaire particulière (clusters silice-zircone) pourrait en partie expliquer la faible affinité du LU avec l'HF.

Les profils de rupture ont montré une prédominance de fractures adhésives pour les blocs en composite. Le matériau et la colle, ayant un module d'élasticité faible, vont se comporter mécaniquement de manière similaire, entraînant une fracture à l'interface entre les deux matériaux.

### Les blocs en céramique

L'HF en se liant à la silice va entraîner une dissolution de la matrice vitreuse  $\text{SiO}_2 + 6\text{HF} \rightarrow \text{H}_2\text{SiF}_6 + 2\text{H}_2\text{O}$  (Tian et al., 2014). Les cristaux de leucite, qui contiennent de la silice, sont aussi attaqués par l'HF ce qui potentialise le nombre total de rugosités de surface (Murillo-Gomez et al., 2018 ; Uwalaka et al., 2018). Des études ont montré l'incidence de la microstructure (taille, nombre et distribution des cristaux) sur les rugosités de surface, la morphologie des pores et le mouillage après traitement à l'HF.

Nous avons enregistré des valeurs d'adhérence supérieures pour l'IR par rapport à l'EM avec l'HF. Les images en MEB montrent, pour l'IL, des porosités plus nombreuses et probablement plus profondes (**Figure 15**).

Les résultats ont montré une prédominance de fractures mixtes ce qui n'objective pas de la réelle valeur d'adhérence au niveau de l'interface.

La fabrication industrielle des blocs en céramique entraîne moins de défauts dans la microstructure que les mêmes matériaux mis en forme par pressée (Denry et Holloway, 2010). Mais l'usinage engendre des défauts de surface à type de microfissures (Fraga et al., 2015). De façon similaire, il est possible que ces défauts puissent avoir été initiés par le passage du disque diamanté utilisé pour préparer les échantillons. En effet, les images obtenues en MEB confirment la présence de fissures dans la céramique à proximité de l'interface que ce soit avec le SB ou l'HF (**Figure 17**).

Le fait que l'IR présente une phase cristalline plus importante (phase cristalline respectivement 70-80 % contre 35-45 % en volume, données fabricant) lui permet de mieux résister à la propagation d'une fissure ce qui pourrait expliquer un nombre plus important de fractures adhésives. De façon similaire, l'étude de Sundfeld Neto et al. (2015) a montré, avec l'HF, plus de fractures cohésives avec l'Empress Esthetic® comparées à l'e.max Press®. A l'inverse, l'e.max Press® a présenté plus de fractures adhésives, probablement en raison d'une phase cristalline plus importante.

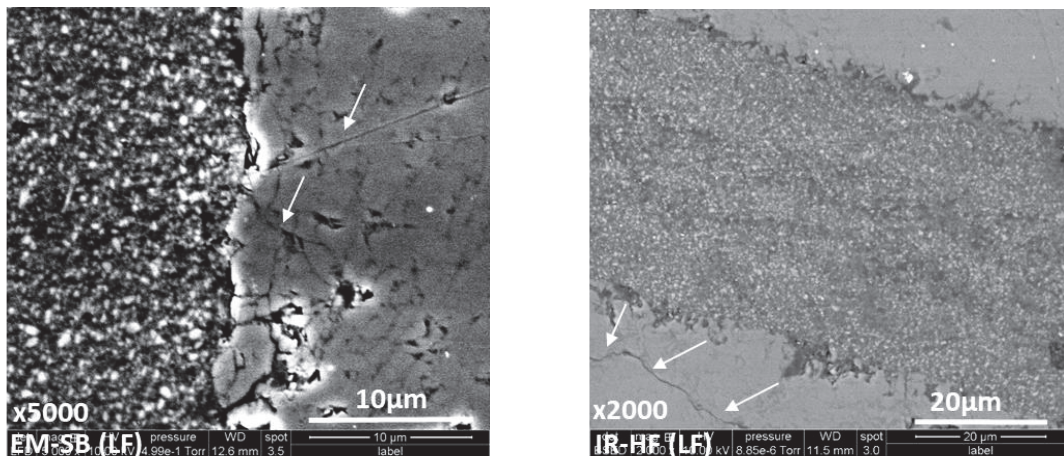


Figure 17 : Images en MEB au niveau de l'interface (Flèches blanches : fissures)

L'analyse du type de fracture, en MEB, pourrait permettre de mieux appréhender, par rapport à une analyse en mO, le comportement du matériau d'assemblage à l'interface et le type de fracture obtenu, adhésif ou mixte. Il est important de préciser qu'une fracture adhésive peut aussi être associée à une fracture cohésive de la résine qui a pénétré dans les anfractuosités dénommée « fracture cohésive/adhésive superficielle ». L'échelle d'observation d'une fracture cohésive ou adhésive est un élément à prendre en considération, compte tenu des profils d'interface obtenu.

Cette étude met en avant de nombreux paramètres rendant difficiles les comparaisons entre études :

1- Franckenberger et al. (2015) ont obtenu, pour le LU avec SB, des valeurs d'adhérence plus faibles mais ils ont utilisé un TC avec un nombre de cycle doublé par rapport à notre étude. A l'inverse, pour Lise et al. (2017), leurs valeurs sont plus élevées que les nôtres et supérieures à 50 MPa mais seul, un stockage dans l'eau des échantillons pendant 24 heures a été réalisée.

2- Nous pouvons penser que le nombre et la taille des charges, la viscosité, le degré de conversion et le mode de polymérisation des colles pourraient avoir une incidence sur les résultats. Dans notre étude, aucune différence n'a été montrée entre les deux types de colle. Elles présentent en effet un % en poids de charges similaire. En revanche, la taille des charges plus petites du LF (**Tableau 3**) aurait pu leur permettre de mieux s'infiltrer dans les porosités créées par l'HF.

| Matériau d'assemblage | % poids de charges | Taille des charges (µm) |
|-----------------------|--------------------|-------------------------|
| LinkForce®            | 63                 | 0.1-1                   |
| Multimix Automix®     | 65.8               | 1-4                     |

**Tableau 3 : Taille des charges et % en poids (Tsuji moto et al., 2018)**

Concernant le sablage, le choix de la pression de sablage et du diamètre des particules d'alumine pourraient avoir une incidence sur les résultats. De même, une concentration d'HF à 5 % pendant 60 secondes a été utilisée dans notre étude mais d'autres concentrations (7.5 %, 10 %, 15 %) peuvent être utilisées et pourraient apporter des résultats intéressants. Des études ont montré que la concentration en HF et sa durée d'application ont entraîné des différences significatives sur l'adhérence (Tian et al., 2014). L'utilisation de la microscopie à force atomique (AFM) aurait pu être utilisée dans notre étude, en complément du MEB, pour quantifier en 3D les rugosités de surface induite par le sablage et l'HF. Une information importante et manquante dans notre étude a été de ne pas connaître la profondeur des pores induite par l'HF.

Enfin, nous n'avons pas étudié l'effet conjoint d'un sablage suivi de l'application d'HF pour voir si l'effet des deux traitements de surface puisse significativement améliorer les résultats.

L'HF est un produit toxique et des études ont démontrées son aptitude à diminuer la résistance en flexion du matériau de restauration (Xiaoping et al., 2014). La société Ivoclar Vivadent propose un produit « tout en un » (Monobond Etch&Prime®) comprenant un acide (polyfluorure d'ammonium) et un silane permettant d'éviter l'utilisation de l'HF. Ce produit permet donc de réduire le temps de préparation de l'intrados prothétique à une étape et le risque d'erreur peropératoire (Sherer et al., 2018). Bien que le mécanisme d'action de ce produit ne soit pas connu, les premiers résultats montrent des valeurs d'adhérence comparables au traitement de surface en

deux étapes, HF puis silane (Tribst et al., 2018). Du fait de la simplification des étapes, il pourrait être intéressant à évaluer sur le CS qui a donné de bons résultats avec l'HF.

3- Les silanes contiennent au moins du trialkoxysilane, comme le 3-méthacryloxypropyltriméthoxysilane (MPS), qui est le composé réactif clé et dont la concentration varie d'un produit à un autre. Certains silanes peuvent contenir en plus des monomères avec des poids moléculaires différents : ceux-ci pourraient avoir une incidence sur leur infiltration dans les porosités induites par l'HF. Des études ont montré que l'utilisation d'un primer à base de résine ou son association avec un silane ont donné de meilleurs résultats que l'utilisation d'un silane seul (Gilbert et al., 2016 ; Reymus et al., 2018). Les silanes peuvent aussi contenir des groupements chimiques de type MDP permettant de se lier à la zircone et l'alumine. Par conséquent, tous les silanes ne sont pas identiques. Le fait d'avoir utilisé deux silanes différents dans notre étude pourrait constituer un biais par rapport aux résultats obtenus.

4- Certains auteurs (Franckenberger et al., 2015) ont thermocyclé le bloc avant de réaliser les coupes pour former les barreaux. Dans notre étude, ce sont l'ensemble des barreaux qui ont été thermocyclés, ce qui a sollicité beaucoup plus le joint.

5- Différentes méthodologies existent pour évaluer la qualité de la liaison adhésive entre le matériau d'assemblage et le matériau de restauration ce qui rend aussi difficile les comparaisons. Certaines auteurs ont utilisées un test de résistance en microtraction, d'autres ont utilisées un test en microcisaillement. Les tests en microtraction donnent des résultats estimatifs plus précis sur la qualité de la liaison adhésive que les tests de microcisaillement. Les tests en microtraction génèrent une distribution plus homogène des contraintes et entraînent plus de fractures adhésives en raison de la faible surface de l'interface de collage (environ 1 mm<sup>2</sup>) (Park et al., 2016 ; van Meerbeeck et al., 2010).

Des tests en flexion quatre points peuvent être utilisés au dépend des tests en traction (Ferracane et al., 2016). L'intérêt de ces tests réside dans le fait que les zones de concentration des contraintes se situent presque exclusivement au niveau du joint. Enfin, des tests de ténacité au niveau de l'interface sont également proposés (Eldafrawy et al., 2018). Ils ont l'avantage d'évaluer essentiellement l'interface et non la résistance mécanique de l'ensemble de l'échantillon.



#### 4- DISCUSSION-SYNTHESE

Parmi l'ensemble des paramètres qui interviennent dans la qualité du joint des inlays/onlays réalisés par CFAO, ceux liés à l'adaptation de la restauration (et donc l'épaisseur du joint de colle), l'usinabilité et les propriétés mécaniques du bloc et la qualité de l'interface matériau de restauration-matériau d'assemblage ont été étudiés. L'objectif a été, à partir d'une situation clinique complexe faisant intervenir ces multiples paramètres, d'apporter des éléments de réponse étayés par des études expérimentales.

Nous avons réalisé une revue systématique de la littérature (article 1) afin de synthétiser les méthodes d'évaluation et de déterminer les paramètres *in vitro* pouvant avoir une influence sur l'adaptation. Ce travail a montré que les méthodes en 2D sont utilisées dans la plupart des études scientifiques bien qu'elles présentent l'inconvénient d'utiliser peu de points de mesure. A l'inverse, les techniques en 3D, dont les études sont peu nombreuses, semblent plus prometteuses puisqu'elles permettent de réaliser une véritable cartographie de l'espace dento-prothétique. Cette revue systématique de la littérature nous a permis de choisir une méthode expérimentale d'évaluation de l'adaptation. Elle a également permis de mettre en avant l'influence de la nature du matériau de restauration et de son usinabilité sur l'adaptation.

Avant d'étudier expérimentalement l'adaptation d'inlays et d'évoquer la notion d'usinabilité des matériaux, nous avons évalué les propriétés mécaniques de différents blocs. L'étude de l'adaptation et des propriétés mécaniques ont fait l'objet de l'article 2. Les propriétés mécaniques de ces blocs ont été évaluées en raison de leur influence potentielle sur la qualité de l'interface avec le matériau d'assemblage.

Nous avons montré la relation entre la microstructure du bloc et le comportement mécanique du matériau. L'évaluation de l'adaptation d'inlays usinés à partir des blocs testés mécaniquement a ensuite été réalisée. La corrélation entre la nature du matériau, l'usinabilité et les propriétés mécaniques a été démontrée. L'utilisation d'une technique en 3D représente une alternative plus riche en information, cependant le peu d'études publiées et le coût du plateau technique ne nous a pas permis d'y accéder.

Tous les blocs que nous avons testé mécaniquement n'ont pas été évalué au niveau de cette interface et notamment l'Enamic®. Ce matériau serait intéressant à étudier en raison de sa microstructure hybride unique (matrice minérale et renfort résineux). Il reste aussi à évaluer mécaniquement l'Empress CAD® et l'initial LRF Block® pour corrélérer leur comportement aux valeurs d'adhérence enregistrées.

Le temps nécessaire pour réaliser les échantillons a été long, notamment la coupe des blocs pour former les barreaux. Nous avons pris en compte de nombreux paramètres ce qui a généré un nombre important d'échantillons à tester : deux types de colle, trois traitements de surface et un groupe témoin sans traitement de surface, deux types de blocs, avec et sans TC. Par conséquent, nous assumons de ne pas avoir caractérisé d'autres blocs en composite et en céramique de façon à privilégier la compréhension la plus complète des phénomènes de rupture observés aux interfaces.

Il manque également à notre étude le comportement à long terme de ce joint dento-prothétique. Or, nous savons qu'il est soumis à des phénomènes d'abrasion et d'hydrolyse de la matrice résineuse dû à la présence d'eau et d'enzymes salivaires et bactériens dans la cavité buccale. De plus, le coefficient de dilatation thermique de ce joint est bien plus élevé que celui des tissus dentaires (Celik Koycu et al., 2015) pouvant provoquer des fissures et une altération de la qualité adhésive de l'interface dentine-restauration. Des tests en fatigue en milieu humide semblent constituer un moyen pertinent pour prédire le comportement à long terme des restaurations collées dans la cavité buccale (Wendler et al., 2018 ; Arola, 2017). L'influence du vieillissement représente cependant une étude à part entière dans laquelle certaines méthodologies utilisées dans cette thèse (profils de rupture, essais mécaniques) peuvent être transposées.

Compte tenu de tous les paramètres qui régissent le succès clinique, ce travail souligne l'intérêt d'une transversalité des méthodologies. Il est maintenant établi qu'adaptation et usinabilité sont indissociables d'une caractérisation des propriétés mécaniques des blocs utilisés. De même, l'analyse des interfaces collées est étroitement corrélée à la microstructure du substrat.

Les études cliniques constituent le meilleur moyen d'évaluer la qualité de cette interface et plus globalement la qualité de ce joint dento-prothétique très différent de celui obtenu avec des ciments

traditionnels. Les résultats combinés de l'ensemble de nos travaux visent à constituer une base scientifique dans l'étude de la qualité de ces assemblages collés.

## **CONCLUSION**

Cette thèse a mis en avant la nécessité pour le clinicien de savoir identifier les réelles difficultés de certaines étapes cliniques qui demandent de faire le choix d'une procédure et l'intérêt pour le chercheur de comprendre les paramètres qui peuvent aider le praticien dans ses décisions.

Ce travail a souligné l'importance d'utiliser plusieurs méthodologies et de les croiser entre elles afin de mieux interpréter les différents paramètres et d'apporter une cohérence dans les résultats obtenus. L'ensemble de cette démarche permet au clinicien d'avoir au final des gestes cliniques s'appuyant sur des publications scientifiques en attendant des recommandations à haut niveau de preuve telles des études de cohortes ou des méta-analyses.

## REFERENCES

### A

Aboushelib MN, Elmahy WA, Ghazy MH. Internal adaptation, marginal accuracy and microleakage of a pressable versus a machinable ceramic laminate veneers. *J Dent* 2012;40:670-677.

Alajaji NK, Bardwell D, Finkelman M, Ali A. Micro-CT evaluation of ceramic inlays: comparison of the marginal and internal fit of five and three axis CAM systems with a heat press technique. *J Esthet Restor Dent* 2017;29:49-58.

Alghazzawi TF. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *J Prosthodont Res* 2016;60:72-84.

Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent* 2016;116:591-596.

Ankyu S, Nakamura K, Harada A, Inagaki R, Katsuda Y, Kanno T, Niwano Y, Örtengren U, Egusa H. Influence of microscale expansion and contraction caused by thermal and mechanical fatigue on retentive strength of CAD/CAM-generated resin-based composite crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018;86:89-97.

Arola D. Fatigue testing of biomaterials and their interfaces. *Dent Mater* 2017;33:367-381.

Awad MM, Alqahtani H, Al-Mudahi A, Murayshed MS, Alrahlah A, Bhandi SH. Adhesive Bonding to Computer-aided Design/ Computer-aided Manufacturing Esthetic Dental Materials: An Overview. *J Contemp Dent Pract.* 2017;18:622-626.

Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2015;114:587-593.

Azarbal A, Azarbal M, Engelmeier RL, Kunkel TC. Marginal Fit Comparison of CAD/CAM Crowns Milled from Two Different Materials. *J Prosthodont* 2018;27:421-428.

### B

Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. Evaluation of the marginal fit of CAD-CAM zirconia copings: comparison of 2D and 3D measurement methods. *J Prosthet Dent* 2018;119:75-81.

Boitelle P, Tapie L, Mawussi B, Fromentin O. 3D fitting accuracy evaluation of CAD/CAM copings - comparison with spacer design settings. *Int J Comput Dent* 2016;19:27-43.

Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 2014;41:853-874.

Bottino MA, Campos F, Ramos NC, Rippe MP, Valandro LF, Melo RM. Inlays made from a hybrid material: adaptation and bond strength. *Oper Dent* 2015;40:83-91.

## C

Çelik Köycü B, İmirzalıoğlu P. Heat Transfer and Thermal Stress Analysis of a Mandibular Molar Tooth Restored by Different Indirect Restorations Using a Three-Dimensional Finite Element Method. *J Prosthodont* 2017;26:460-473.

Chen Y, Lu Z, Qian M, Zhang H, Chen C, Xie H, Tay FR. Chemical affinity of 10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate to dental zirconia: Effects of molecular structure and solvents. *Dent Mater* 2017;33:e415-e427.

Christensen GJ. Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 1966;16:297-305.

Coldea A, Swain MV, Thiel N. In-vitro strength degradation of dental ceramics and novel PICN material by sharp indentation. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013;26:34-42.

Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 2013;29:174-180.

Cui B, Li J, Wang H, Lin Y, Shen Y, Li M, Deng X, Nan C. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic (sodium aluminum silicate) composites for dental restoration. *J Dent* 2017;62:91-97.

## D

D'Arcangelo C, Vanini L, Casinelli M, Frascaria M, De Angelis F, Vadini M, D'Amario M. Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compend Contin Educ Dent* 2015;368:570-577.

Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater* 2014;30:564-569.

Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 2010.

## E

Edelhoff D, Sorensen JA. Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2002;22:241-249.



Egilmez F, Ergun G, Cekic-Nagas I, Vallittu PK, Lassila LVJ. Does artificial aging affect mechanical properties of CAD/CAM composite materials. *J Prosthodont Res* 2018;62:65-74.

Eldafrawy M, Ebroin MG, Gailly PA, Nguyen JF, Sadoun MJ, Mainjot AK. Bonding to CAD-CAM Composites: An Interfacial Fracture Toughness Approach. *J Dent Res* 2018;97:60-67.

Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016;32:908-914.

## **F**

Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater* 2017;33:63-70.

Ferracane JL, Lohbauer U, Palin WM. The mechanical behavior of the material-tissue and material-material interface in dental reconstructions. *Int J Adhes Adhes* 2016;69:2-14.

Fraga S, Valandro LF, Bottino MA, May LG. Hard machining, glaze firing and hydrofluoric acid etching: Do these procedures affect the flexural strength of a leucite glass-ceramic? *Dent Mater* 2015;31:e131-40.

Frankenberger R, Hartmann VE, Krech M, Krämer N, Reich S, Braun A, Roggendorf M. Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent* 2015;18:9-20.

Frankenberger R, Hehn J, Hajtó J, Krämer N, Naumann M, Koch A, Roggendorf MJ. Effect of proximal box elevation with resin composite on marginal quality of ceramic inlays in vitro. *Clin Oral Investig* 2013;17:177-183.

Fron Chabouis H. CFAO : les matériaux accessibles Partie I - Matériaux usinables : les céramiques vitreuses. *Biomatériaux cliniques*, vol.1 n°2 2016.

## **G**

Gilbert S, Keul C, Roos M, Edelhoff D, Stawarczyk B. Bonding between CAD/CAM resin and resin composite cements dependent on bonding agents: three different in vitro test methods. *Clin Oral Investig* 2016;20:227-236.

Gold SA, Ferracane JL, da Costa J. Effect of Crystallization Firing on Marginal Gap of CAD/CAM Fabricated Lithium Disilicate Crowns. *J Prosthodont* 2018;27:63-66.

Guess PC, Vagkopoulou T, Zhang Y, Wolkewitz M, Strub JR. Marginal and internal fit of heat pressed versus CAD/CAM fabricated all-ceramic onlays after exposure to thermo-mechanical fatigue. *J Dent* 2014;42:199-209.

## H

HAS. Reconstitution d'une dent par materiau incrusté (inlay-onlay); 2009.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 1989;62:405-408.

Hopp CD, Land MF. Considerations for ceramic inlays in posterior teeth: a review. *Clin Cosmet Investig Dent* 2013;5:21-32.

## K

Kale E, Seker E, Yilmaz B, Özcelik TB. Effect of cement space on the marginal fit of CAD-CAM-fabricated monolithic zirconia crowns. *J Prosthet Dent* 2016;116:890-895.

Kim JH, Cho BH, Lee JH, Kwon SJ, Yi YA, Shin Y, et al. Influence of preparation design on fit and ceramic thickness of CEREC 3 partial ceramic crowns after cementation. *Acta Odontol Scand* 2015;73:107-113.

Kocaagaoglu H, Kılınç HI, Albayrak H. Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent* 2017;117:102-108.

## L

Lambert H, Durand JC, Jacquot B, Fages M. Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont* 2017;9:486-495.

Lauvahutanon S, Takahashi H, Shiozawa M, Iwasaki N, Asakawa Y, Oki M, et al. Mechanical properties of composite resin blocks for CAD/CAM. *Dent Mater J* 2014;33:705-710.

Lebon N, Tapie L, Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations - dental milling machines from a mechanical engineering viewpoint. Part A: chairside milling machines. *Int J Comput Dent* 2016;19:45-62.

Li RW, Chow TW, Matinlinna JP. Ceramic dental biomaterials and CAD/CAM technology: state of the art. *J Prosthodont Res* 2014;58:208-216.

Lise DP, Van Ende A, De Munck J, Vieira L, Baratieri LN, Van Meerbeek B. Microtensile Bond Strength of Composite Cement to Novel CAD/CAM Materials as a Function of Surface Treatment and Aging. *Oper Dent* 2017;42:73-81.

## M

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;95:487-495.

Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29:481-508.

Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater* 2018;34:13-28.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-111.

Miyazaki T, Hotta Y. CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011;56:97-106.

Molin MK, Karlsson SL, Kristiansen MS: Influence of film thickness on joint bend strength of a ceramic/resin composite joint. *Dent Mater* 1996;12:245-249.

Moon PC, Modjeski PJ. The burnishability of dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 1976;36:404-408.

Murillo-Gómez F, Palma-Dibb RG, De Goes MF. Effect of acid etching on tridimensional microstructure of etchable CAD/CAM materials. *Dent Mater* 2018;34:944-955.

## P

Park JH, Choi YS. Microtensile bond strength and micromorphologic analysis of surface-treated resin nanoceramics. *J Adv Prosthodont* 2016;8:275-284.

Park SH, Yoo YJ, Shin YJ, Cho BH, Baek SH. Marginal and internal fit of nano-composite CAD/CAM restorations. *Restor Dent Endod* 2016;41:37-43.

Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskaja CB, Van Meerbeek B. Bonding Effectiveness of Luting Composites to Different CAD/CAM Materials. *J Adhes Dent*. 2016;18(4):289-302.

## R

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. *J Endod* 1989;15:512-516.

Renne W, McGill ST, Forshee KV, DeFee MR, Mennito AS. Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent* 2012;108:310-315.

Reymus M, Roos M, Eichberger M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Bonding to new CAD/CAM resin composites: influence of air abrasion and conditioning agents as pretreatment strategy. *Clin Oral Investig* 2018 Apr 27. doi: 10.1007/s00784-018-2461-7. [Epub ahead of print]

Rippe MP, Monaco C, Volpe L, Bottino MA, Scotti R, Valandro LF. Different methods for inlay production: effect on internal and marginal adaptation, adjustment time, and contact point. *Oper Dent* 2017;42:436-444.

Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res* 2014;93:1232-1234.

## S

Sachs C, Groesser J, Stadelmann M, Schweiger J, Erdelt K, Beuer F. Full-arch prostheses from translucent zirconia: accuracy of fit. *Dent Mater* 2014;30:817-823.

Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaptation of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent* 2014;42:677-683.

Scherer MM, Prochnow C, Venturini AB, Pereira GKR, Burgo TAL, Rippe MP, Valandro LF. Fatigue failure load of an adhesively-cemented lithium disilicate glass-ceramic: Conventional ceramic etching vs etch & prime one-step primer. *Dent Mater* 2018;34:1134-1143.

Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent* 2018;119:593-599.

Sener-Yamaner ID, Sertgöz A, Toz-Akalin T, Özcan M. Effect of material and fabrication technique on marginal fit and fracture resistance of adhesively luted inlays made of CAD/CAM ceramics and hybrid materials. *J Adhes Sci Technol* 2017;31:55-70.

Smith GE, Grainger DA. Biomechanical design of extensive cavity preparations for cast gold. *J Am Dent Assoc* 1974;89:1152-1157.

Soares LM, Razaghy M, Magne P. Optimization of large MOD restorations: Composite resin inlays vs. short fiber-reinforced direct restorations. *Dent Mater* 2018;34:587-597.

Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health* 2018;18:5.

Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM Ceramic Restorative Materials for Natural Teeth. *J Dent Res* 2018;97:1082-1091.

Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth JF. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;55:1-11.

Sundfeld Neto D, Naves LZ, Costa AR, Correr AB, Consani S, Borges GA, Correr-Sobrinho L. The Effect of Hydrofluoric Acid Concentration on the Bond Strength and Morphology of the Surface and Interface of Glass Ceramics to a Resin Cement. *Oper Dent*. 2015;40:470-9.

## T

Tian T, Tsoi JK, Matinlinna JP, Burrow MF. Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mater* 2014;30:e147-162.

Tribst J, Anami LC, Özcan M, Bottino MA, Melo RM, Saavedra G. Self-etching Primers vs Acid Conditioning: Impact on Bond Strength Between Ceramics and Resin Cement. *Oper Dent* 2018;43:372-379.

Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent* 2007;35:897-902.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent* 2016;42:101-110.

Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Watanabe H, Johnson WW, Latta MA, Miyazaki M. Simulated localized wear of resin luting cements for universal adhesive systems with different curing mode. *J Oral Sci* 2018;60:29-36.

## U

Uwalaka CO, Karpukhina N, Cao X, Bissasu S, Wilson RM, Cattell MJ. Effect of sandblasting, etching and resin bonding on the flexural strength/bonding of novel glass-ceramics. *Dent Mater* 2018 Jul 30. pii: S0109-5641(18)30306-3. doi: 10.1016/j.dental.2018.07.001. [Epub ahead of print]

Uzgun R, Ercan E, Uzgun Z, Çolak H, Yalçın M, Özcan M. Cement Thickness of Inlay Restorations Made of Lithium Disilicate, Polymer-Infiltrated Ceramic and Nano-Ceramic CAD/CAM Materials Evaluated Using 3D X-Ray Micro-Computed Tomography *J Prosthodont* 2018;27:456-460.

## V

van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26:e100-121.

van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 2012;28:3-12.

Veneziani M. Posterior indirect adhesive restorations: updated indications and the Morphology Driven Preparation Technique. *Int J Esthet Dent* 2017;12:204-230.

von Fraunhofer JA. Adhesion and cohesion. *Int J Dent* 2012;2012:951324.



## W

Wendler M, Belli R, Valladares D, Petschelt A, Lohbauer U. Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater* 2018;34:910-921.

## X

Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dent Mater* 2014;3012:e330-336.

## Y

Yildirim G, Uzun IH, Keles A. Evaluation of marginal and internal adaptation of hybrid and nanoceramic systems with microcomputed tomography: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 2017;118:200-207.

Yoshihara K, Nagaoka N, Maruo Y, Nishigawa G, Irie M, Yoshida Y, Van Meerbeek B. Sandblasting may damage the surface of composite CAD-CAM blocks. *Dent Mater* 2017;33:e124-e135.

## Z

Zimmermann M, Valcania A, Neiva G, Mehl A, Fasbinder D. Three-Dimensional Digital Evaluation of the Fit of Endocrowns Fabricated from Different CAD/CAM Materials. *J Prosthodont*. 2018 Mar 6. doi: 10.1111/jopr.12770. [Epub ahead of print].