

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

Année 2021
N° 3753

LES CÉRAMIQUES HYBRIDES EN ODONTOLOGIE

THÈSE POUR LE DIPLÔME D'ÉTAT DE DOCTEUR
EN CHIRURGIE DENTAIRE

Présentée et soutenue publiquement par

PESLIER Philomène

Le 5 octobre 2021 devant le jury ci-dessous :

Président : M. Le Professeur Yves AMOURIQ

Assesseur : M. Le Docteur François BODIC

Assesseur : M. Le Docteur Charles HIBON

Membre invité : M. Le Docteur Edouard LANOISELEE

Membre invité : M. Le Docteur François LELIEVRE

Membre invité : M. Pascal BONGERT

Directeur de thèse : Mme. Le Docteur Fabienne JORDANA

UNIVERSITE DE NANTES	
<u>Président</u> Pr BERNAUT Carine	
FACULTE DE CHIRURGIE DENTAIRE	
<u>Doyen</u> Pr SOUEIDAN Assem <u>Assesseurs</u> Dr GAUDIN Alexis Pr LE GUEHENNEC Laurent Pr LESCLOUS Philippe	
PROFESSEURS DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	
Mme ALLIOT-LICHT Brigitte M. AMOURIQ Yves Mme CHAUX Anne-Gaëlle M. LABOUX Olivier	Mme LOPEZ Serena Mme PEREZ Fabienne M. WEISS Pierre
PROFESSEURS DES UNIVERSITES	
M. BOULER Jean-Michel	
MAITRE DE CONFERENCES DES UNIVERSITES	
Mme VINATIER Claire	
PROFESSEURS EMERITES	
M. GIUMELLI Bernard	M. JEAN Alain
ENSEIGNANTS ASSOCIES	
M. GUIHARD Pierre (Professeur Associé)	M. BANDIAKY Octave (Assistant Associé)
Mme LOLAH Aoula (Assistant Associé)	
MAITRES DE CONFERENCES DES UNIVERSITES PRATICIENS HOSPITALIERS DES C.S.E.R.D.	ASSISTANTS HOSPITALIERS UNIVERSITAIRES DES C.S.E.R.D.
M. AMADOR DEL VALLE Gilles Mme ARMENGOL Valérie Mme BLERY Pauline M. BODIC François Mme CLOITRE Alexandra Mme DAJEAN-TRUTAUD Sylvie M. DENIS Frédéric Mme ENKEL Bénédicte M. HOORNAERT Alain Mme HOUCHMAND-CUNY Madline Mme JORDANA Fabienne M. LE BARS Pierre M. NIVET Marc-Henri M. PRUD'HOMME Tony Mme RENARD Emmanuelle M. RENAUDIN Stéphane M. STRUILLLOU Xavier M. VERNER Christian	M. ALLIOT Charles Mme ARRONDEAU Mathilde Mme CLOUET Roselyne M. EVRARD Lucas M. GUIAS Charles M. GUILLEMIN Maxime Mme HASCOET Emilie Mme HEMMING Cécile M. HIBON Charles M. KERIBIN Pierre Mme OYALLON Mathilde Mme QUINSAT Victoire Eugenie M. REMAUD Matthieu M. RETHORE Gildas M. SERISIER Samuel Mme TISSERAND Lise
PRATICIENS HOSPITALIERS	
Mme DUPAS Cécile	Mme HYON Isabelle

01/09/21

**Par délibération, en date du 6 décembre 1972, le conseil de la
Faculté de Chirurgie Dentaire a arrêté que les opinions émises
dans les dissertations qui lui seront présentées doivent être
considérées comme propre à leurs auteurs et qu'il n'entend leur
donner aucune approbation, ni importance.**

Remerciements,

A Monsieur le Professeur Yves AMOURIQ

Professeur des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche Dentaires

Docteur de l'Université de Nantes

Habilité à Diriger les Recherches

Département de Prothèses

Chef de Service d'Odontologie Restauratrice et Chirurgicale

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur d'accepter la présidence de ce jury.

Pour votre encadrement clinique en prothèse, pour la qualité de votre enseignement théorique, votre rigueur et votre bienveillance.

Veuillez recevoir le témoignage de mon plus profond respect et de toute ma reconnaissance.

A Madame le Docteur Fabienne JORDANA

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de de Recherche Dentaires
Docteur de l'Université de Bordeaux
Habilité à Diriger les Recherches
Département de Sciences Anatomiques et Physiologiques, Occlusodontiques, Biomatériaux, Biophysique, Radiologie.

- NANTES -

Pour m'avoir fait l'honneur de diriger ce travail.

Pour votre disponibilité, votre gentillesse et votre grand investissement au sein de notre formation.

Pour m'avoir accompagnée et encouragée avec bienveillance tout au long de mon parcours universitaire et de l'élaboration de cette thèse.

Soyez assuré de mes remerciements sincères, de ma considération et de mon respect le plus profond.

A Monsieur le Docteur François BODIC

Maître de Conférences des Universités - Praticien Hospitalier des Centres de Soins
d'Enseignement et de Recherche Dentaires
Docteur de l'Université de Nantes
Département de Prothèses

- NANTES –

Pour m'avoir fait l'honneur de participer à ce jury.

Pour la qualité de vos enseignements dispensés au cours de mes années universitaires.

Pour votre ancrage dans le monde de l'exercice libéral.

Veuillez trouver ici l'expression de mes remerciements sincères et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur Charles HIBON

Assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires Département de Prothèses

- NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour la richesse de l'enseignement clinique que vous m'avez délivré.

Veillez trouver ici l'expression de mes remerciements sincères et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur LANOISELEE Edouard

Docteur en chirurgie-dentaire

Ancien assistant Hospitalier Universitaire des Centres de Soins d'Enseignement et de Recherche
Dentaires Département de Prothèses

- NANTES-

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury.

Pour la richesse de l'enseignement clinique et théorique que vous m'avez délivré.

Veillez trouver ici l'expression de mes remerciements sincères et de mon plus profond respect.

A Monsieur le Docteur François LELIEVRE

Docteur en sciences des matériaux
Département Recherche et Développement Céramique Dentaureum

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury,

Pour l'intérêt que vous avez porté à ce travail, pour votre aide et votre disponibilité.

Veillez trouver ici l'expression de toute ma gratitude.

A Monsieur PASCAL BONGERT

Prothésiste dentaire

Pour m'avoir fait l'honneur de siéger dans ce jury,

Veillez trouver ici mes plus sincères remerciements.

Tables des matières

REMERCIEMENTS	4
INTRODUCTION	15
I- DEVELOPPEMENT DES MATERIAUX HYBRIDES.....	16
1. LES CERAMIQUES EN CFAO	16
2. LES RESTAURATIONS COMPOSITES EN CFAO.....	16
2.1 Les résines nano-céramiques	16
2.2 Les Composites à Phase Interpénétré (CPI) et Réseau de Céramique Infiltré de Polymère (RCIP)	16
II- COMPOSITION DU RCIP COMMERCIAL VITA ENAMIC®	18
1. LE RESEAU DE CERAMIQUE.....	18
2. LE RESEAU DE POLYMERE	19
III- FABRICATION DES BLOCS RICP	20
1. METHODE DE FABRICATION	20
1.1 Procédé d'élaboration Vita Enamic®	20
1.2 Procédé de fabrication de FG-PICN.....	20
1.3 Procédé de fabrication des RCIP expérimentaux	20
2. INFLUENCE DES PARAMETRES DE FABRICATION	20
2.1 Évolution des techniques de fabrication	20
2.2 Influence du frittage du réseau céramique.....	21
2.3 L'infiltration de résine au sein des préformes de céramique poreuse.....	22
2.4 Influence de la pression et de la température de polymérisation du réseau polymère	22
IV- LES PROPRIETES MECANQUES	24
1- LA DURETE	24
1.1 Définition	24
1.2 Résultats (Figure 15).....	24
1.3 Comparaison avec autres matériaux (Figure 19).....	26
1.4 Effet de taille en indentation	28
1.5 Influence des paramètres de fabrication	28
1.6 Influence de la microstructure	29
2. MODULE D'ELASTICITE.....	30
2.1 Définition	30
2.2 Résultats (Figure 26).....	30
2.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure 29).....	33
2.4 Effet de taille en indentation	35
2.5 Influence de la microstructure	35
2.6 Conséquences cliniques	36
3. RESISTANCE A LA FLEXION.....	36
3.1 Définition	36
3.2 Résultats (Figure 35).....	36
3.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure 37).....	37
3.4 Influence des paramètres de fabrication	40
3.5 Conséquences cliniques	41
4. MODULE DE WEIBULL	41
4.1 Définition	41

4.2 Résultats (Figure 42)	41
4.3 Comparaison avec les autres matériaux	43
4.4 Influence des paramètres de fabrication	43
5. LA TENACITE OU RESISTANCE A LA RUPTURE	44
5.1 Définition	44
5.2 Résultats (Figure 45)	44
5.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure 49)	46
5.4 Propagation des fissures	49
5.5 Comportement de la courbe R (courbe de résistance)	49
5.6 Mécanismes de renforcement	50
6. FLUAGE	51
6.1 Définition	51
6.2 Résultats	51
7. RESISTANCE A LA FATIGUE	53
7.1 Généralités	53
7.2 Dégradation de la résistance	53
7.3 La limite de fatigue	54
8. TOLERANCE AU DOMMAGE	55
8.1 Définition	55
8.2 Indentation pyramidale de Vickers	55
8.3 Indentation sphérique	56
9. ALLONGEMENT A LA RUPTURE	58
9.1 Définition	58
9.2 Résultats	58
10. RESISTANCE A L'USURE	58
10.1 Définition	58
10.2 Attrition	59
10.3 Abrasion	62
11. USINABILITE	62
11.1 Indice de fragilité	63
11.2 Longévité des fraises	64
11.3 Écaillage des bords	64
11.4 Réduction de la résistance	65
V- PROPRIETES BIOLOGIQUES	66
1. LA CROISSANCE CELLULAIRE	66
1.1 Histologie du tissu gingival	66
1.2 Impact du type de matériau	66
1.3 Influence des propriétés de surface	67
1.4 Elution des monomères	68
2. FORMATION DU BIOFILM	70
2.1 Influence de la rugosité de surface	70
2.2 Influence de la composition du matériau	70
VI- PROPRIETES OPTIQUES	72
1. TRANSLUCIDITE	72
2. VITA ENAMIC® MULTI-COLOR (E-MC)	73
3. PROCEDURES DE FINITIONS	73
4. STABILITE CHROMATIQUE	74
4.1 Indice de mesure	74
4.2 Résultats	74

VII-	ADHESION.....	78
1.	CONDITIONNEMENT MECANIQUE.....	78
1.1	<i>Acide fluorhydrique.....</i>	78
1.2	<i>Air-abrasion</i>	79
1.3	<i>Revêtement tribochimique de silice</i>	79
1.4	<i>Laser</i>	79
2.	CONDITIONNEMENT CHIMIQUE	79
2.1	<i>Silane</i>	80
2.2	<i>Adhésif universel.....</i>	80
3.	CONDITIONNEMENT MECANIQUE ET CHIMIQUE	81
3.1	<i>Micro-abrasion et silanisation</i>	81
3.2	<i>Acide fluorhydrique et silane</i>	81
VIII-	INDICATIONS CLINIQUES	82
1.	PAR LE FABRIQUANT	82
2.	RESULTATS CLINIQUES	82
2.1	<i>Restaurations minimalement invasives, cas d'usures dentaires sévères</i>	82
2.2	<i>Restauration par couronne unitaire</i>	83
2.3	<i>Restauration par endocouronne.....</i>	84
2.4	<i>Restauration par inlay, onlay, overlay.....</i>	85
	CONCLUSION.....	87

Introduction

L'objectif général de l'odontologie conservatrice est de remplacer les tissus dentaires endommagés par des matériaux rétablissant leur forme et leur fonction (1). Les recherches scientifiques actuelles élargissent cette ambition au biomimétisme, qui vise à utiliser des processus artificiels pour synthétiser des matériaux ayant des propriétés biologiques, mécaniques et structurelles similaires aux tissus produits biologiquement par des processus naturels (2). Comme beaucoup d'autres structures biologiques, l'émail et la dentine sont des tissus gradués avec une composition et une microstructure variable. (Figure 1) Les propriétés mécaniques de l'émail diminuent de sa surface vers la jonction amélo-dentinaire (JED) jouant le rôle de « zone tampon » permettant une transition progressive vers les propriétés mécaniques inférieures de la dentine (3)

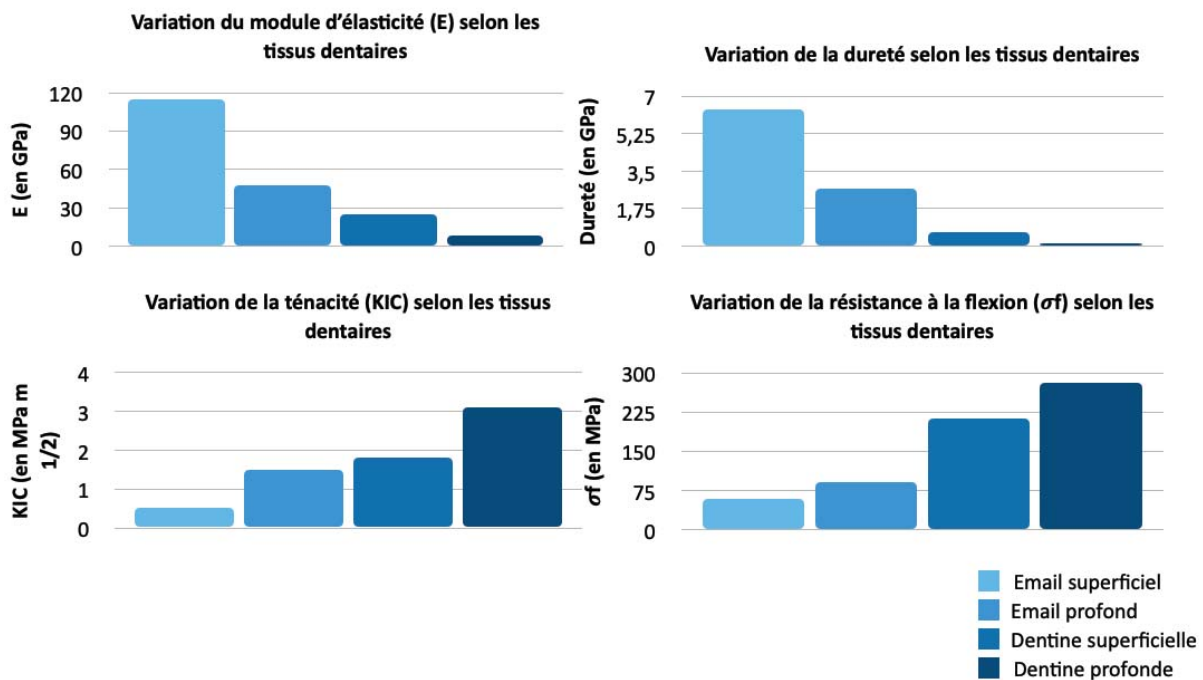


Figure 1- Propriétés mécaniques des tissus dentaires (schéma de l'auteur selon 3)

Historiquement les matériaux d'obturation substituant l'émail étaient l'or et l'amalgame ainsi que certains ciments et résines composites hautement chargées pour la dentine (4). L'évolution vers une dentisterie esthétique vise à réduire ou à éliminer le métal et augmenter l'utilisation de matériaux adaptés pour la Conception Fabrication Assistée par Ordinateur (CFAO) (5). De tels matériaux doivent non seulement répondre aux exigences croissantes de l'esthétique mais également à une amélioration des propriétés mécaniques, de leur biocompatibilité, de la longévité en alliant une usinabilité rapide, précise et fiable (4). Ainsi, les avancées récentes en CFAO ont déplacé la tendance des restaurations dentaires vers des systèmes monolithiques, en céramique ou composite (2) qui sont à l'heure actuelle les plus utilisés. Cependant, la concurrence entre les fabricants ainsi que la recherche conduisent à l'émergence de nouveaux matériaux utilisables en CFAO revendiquant des propriétés mécaniques et d'usinage supérieurs. Les chirurgiens-dentistes doivent désormais choisir parmi cette grande variété de matériaux CFAO. (6)

I- Développement des matériaux hybrides

1. Les céramiques en CFAO

Les céramiques usinables par CFAO sont monolithiques, elles comprennent les vitrocéramiques et les céramiques polycristallines (2). Les céramiques à haute teneur cristalline, comme les céramiques à base d'alumine et de zircone ont une plus grande résistance mécanique et une haute ténacité, mais elles sont pour la plupart plus opaques que les céramiques vitreuses à l'exception de nouvelles variétés de zircone ayant une structure cristalline leur permettant d'obtenir une transparence équivalente aux vitrocéramiques. Cependant, la faible ténacité et la forte sensibilité à la propagation des fissures des céramiques vitreuses limitent leur utilisation clinique (7). Il en résulte une durée de vie inférieure des restaurations tout-céramique par rapport aux restaurations céramo-métalliques (5). Les céramiques sont, de manière générale, plus rigides et cassantes que les résines composites qui sont plus souples et moins abrasives pour les dents antagonistes.

2. Les restaurations composites en CFAO

Au cours des dernières années, deux options alternatives appartenant à la classe des restaurations dites « composite CFAO » sont apparues sur le marché. Ces restaurations monolithiques sont divisées en deux sous-classes selon leur microstructure : les résines nano-céramiques et les réseaux de céramique infiltrés de polymère (RCIP). (2) Comparativement aux céramiques, ces matériaux présentent plusieurs avantages en ce qui concerne leur production : une facilité d'usinabilité (plus rapide, fraisage possible pour de faibles épaisseurs, moins d'écaillage des bords), aucune procédure de cuisson, un ajustement occlusal et une réparation intra-orale facilitée. (2)

2.1 Les résines nano-céramiques

Les résines nano-céramiques (par exemple Lava Ultimate de 3M et Cerasmart™ de GC) sont composées de charges inorganiques (de taille, quantités et composition variables selon chaque fabricant) dispersées dans une matrice organique d'uréthane dyméthacrylate (UDMA) et de triéthylène glycole diméthacrylate (TEGDMA) polymérisée à haute température. Le développement de la technologie de remplissage des charges a permis une amélioration considérable des propriétés des résines composites. Néanmoins, les performances cliniques des résines composites indirectes restent inférieures aux restaurations en céramiques (adaptation marginale, couleur, anatomie). Une étude clinique sur 3 ans montre que les résines composites indirectes ont une esthétique et une résistance à l'usure inférieure comparativement aux restaurations tout-céramique (8).

2.2 Les Composites à Phase Interpénétré (CPI) et Réseau de Céramique Infiltré de Polymère (RCIP)

Afin optimiser les performances de ces matériaux, céramiques et résines composites ont été combinées pour créer un Réseau de Céramique Infiltré de Polymère (RCIP ou PICN - Polymere Infiltrated Ceramic Network). A une échelle plus large, les RCIP peuvent être classés comme un Composite à Phase Interpénétré (CPI ou ICP - Interpenetrating Phase Composite). Les CPI sont définis comme étant des structures polyphasiques dont les phases constituantes sont continues et interconnectées de manière tridimensionnelle. Chacune d'elles apporte leurs propres propriétés permettant l'amélioration des propriétés physiques de la microstructure résultante par rapport aux matériaux de restaurations conventionnels (comme les céramiques et les résines composites). Au cours du temps, plusieurs matériaux CPI sont apparus.

Tout d'abord, une céramique poreuse infiltrée par une phase métallique a été relatée par Horvitz et al. En analysant les propriétés de ce matériau, Travitzky et al., Prielipp et al., Wegner et al. montrent que la résistance mécanique et la ténacité sont considérablement améliorées par

l'infiltration d'une phase ductile au sein de la céramique. Dans l'objectif d'une utilisation clinique, l'infiltration d'un autre matériau plus esthétique a été de rigueur.

D'autres céramiques interpénétrées sont apparues en odontologie il y a plus de 25 ans, développées en collaboration avec Sadoun et Vita Zahnfabrik en 1989, sous le nom de céramique In-Ceram® (In-Ceram Alumina®, In-Ceram Spinell® et In-Ceram Zirconia®) qui a été le premier matériau dentaire spécifique à utiliser le concept de réseaux interpénétrés. Il s'agit d'une structure de céramique poreuse dense à 70% (composée d'alumine, alumine-zircone ou spinelle) fabriquée à partir de particules de différentes tailles permettant de surmonter l'obstacle de la variation dimensionnelle lors du frittage (1000–1200°C). Une fois ce réseau obtenu, il est infiltré par capillarité avec du verre au sein du laboratoire de prothèse (Figure 2). Le système In-Ceram® constitue un matériau d'infrastructure qui doit être recouvert par une céramique ayant un coefficient de dilatation thermique adéquat. Ce système continue d'avoir des résultats cliniques fiables en tant que couronne unitaire, bridge antérieur et postérieur de courte portée. (4)

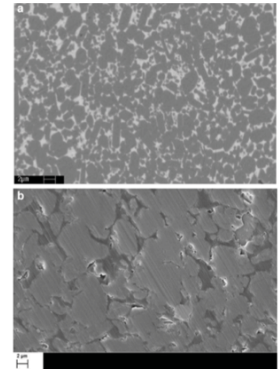


Figure 2 - Microstructure In-Ceram Alumina (a) et Vita Enamic (b) (4)

Au sein des RCIP, la phase de verre est remplacée par un polymère dont l'infiltration est directement réalisée en usine. Contrairement aux résines composites traditionnelles qui sont composées d'une phase continue remplie avec des particules inorganiques, les RCIP sont constituées de deux phases formant des réseaux, l'un en céramique l'autre en polymère, continus et interpénétrés. C'est une méthode idéale pour avoir des charges inorganiques en grande quantité et donc des propriétés mécaniques supérieures aux résines composites. (4)

Ainsi un réseau d'alumine infiltré par des monomères et polymérisé à 0.1 MPa a été fabriqué, la microstructure opaque résultante conduit à l'utilisation d'une vitrocéramique combinant des propriétés mécaniques et optiques supérieures. Les blocs en céramique Vita Enamic® (VITA Zahnfabrik Figure 2), basés sur ce principe, sont apparus sur le marché début 2013 (9).

La principale différence entre l'infiltration de résine et de verre est la contraction de polymérisation de la résine (environ 5%) bien supérieure au retrait du réseau céramique induit lors de son refroidissement (<1%), il en résulte un décollement des réseaux céramique/résine. Pour surmonter ce problème, la sélection d'une résine adaptée, l'utilisation de silane et de la haute pression lors de la polymérisation de la résine ont permis d'obtenir un matériau dense et esthétique (4).

(2) Depuis les années 1980, les ingénieurs en science des matériaux ont développé les matériaux à gradient de fonction (MGF). Ils forment une classe de matériau caractérisée par un gradient de composition et de structure variable selon l'épaisseur, ce qui entraîne une évolution des propriétés mécaniques tout au long de sa structure. Ainsi, certains chercheurs ont développé des matériaux MGF expérimentaux constitués de verre-zircone (Zhang et Kim (2009)) ou encore de verre-alumine (Dorthe et Zhang (2012)), mais aucun d'entre eux n'a reproduit les propriétés de l'émail et de la dentine combinés (Madfa et Yue 2016). Puis en 2007 Huang et al. ont synthétisé une couche expérimentale à gradient fonctionnel (FGL, Functionally Graded Layer) composée de quantité variable d'alumine et de zircone afin d'offrir une transition progressive du module d'élasticité (E) de l'émail vers la dentine. Cela permet de réduire les contraintes induites par le décalage des modules d'élasticité (E) entre la dent et la restauration, de la même manière que la jonction émail-dentine (JED). Dans la continuité de ces recherches un bloc de RCIP à gradient fonctionnel (FG-PICN, Functionally Graded-PICN) a été introduit par M. Eldafrawy et al. (2018) caractérisé par une variation des propriétés mécaniques et optiques permettant un biomimétisme pour les prothèses CFAO.

II- Composition du RCIP commercial Vita Enamic®

Les analyses micro-structurales montrent un matériau hybride composé d'un réseau interconnecté de céramique et polymère. La matrice de céramique frittée à des pores comblés par un matériau polymère (8).

1. Le réseau de céramique

Le réseau de céramique poreux représente 75% de sa structure en volume (86% en poids). Cette phase inorganique est majoritairement composée de leucite d'origine feldspathique et de zircone en faible quantité.

Les images de microscopie électronique à balayage (Figure 3) mettent en évidence un réseau de céramique (feldspathique) avec des inclusions de zircone de formes et tailles variables aléatoirement réparties. (8)

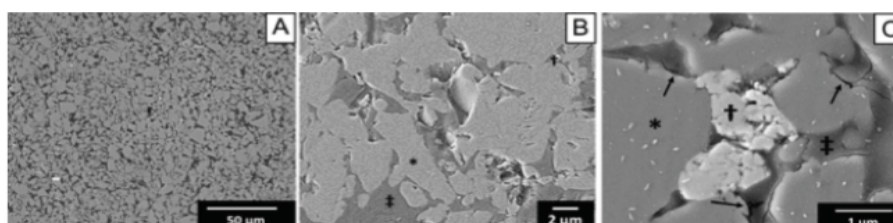


Figure 3 - Observation en microscopie électrique à balayage de Vita Enamic®
leucite (*) zircone (+) interconnectées à un réseau à base de polymère (#). (8)

Par une analyse élémentaire semi-quantitative, Alvaro Della Bona et al. (Figure) ont déterminé les éléments les plus retrouvés au sein du réseau céramique : le silicium (Si) suivi par l'aluminium (Al), sodium (Na) et le potassium (K). Ces éléments sont communs aux céramiques feldspathiques. Ces résultats sont en accord avec les données du fabricant (Figure). Grâce à l'analyse élémentaire semi-quantitative (Figure) montre un pic majeur de zirconium est (Zr). (8)

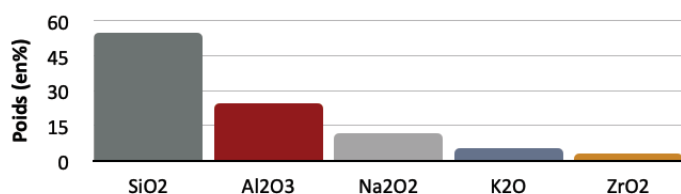


Figure 4 - Composition du réseau céramique (schéma de l'auteur selon 8)

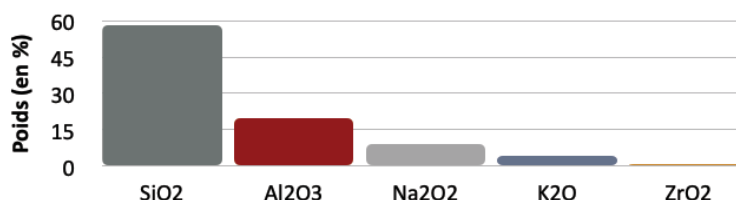


Figure 5 - Composition du réseau céramique (schéma de l'auteur selon le fabricant)

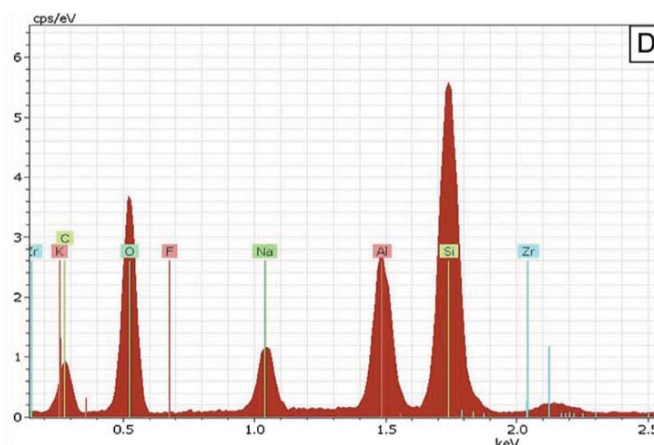


Figure 6 - Analyse spectrale semi-quantitative EDS (Analyse dispersive en énergie) de la céramique hybride VITA Enamic® (8)

On appelle silice (SiO_2) la forme naturelle du dioxyde de silicium qui est à la fois la composante majeure de la matrice vitreuse de la céramique mais également présente, sous la forme cristalline (quartz) en phase dispersée dans le verre. L'alumine (Al_2O_3) participe à la phase vitreuse essentiellement, elle élève la température de ramollissement du verre, augmente sa tension superficielle, sa résistance mécanique et son indice de réfraction. Lorsqu'elle est présente sous forme dispersée, elle entraîne une diminution de la translucidité du verre.

Les oxydes dits « modificateurs » de la phase vitreuse (Na_2O_2 , K_2O), abaissent la température de ramollissement, augmentent le coefficient de dilatation thermique en-dessous de la température de transition vitreuse et diminuent la tension superficielle et la viscosité. Ils forment avec la silice et l'alumine les cristaux feldspathiques (orthose, albite et leucite).

Le dioxyde de zirconium (ZrO_2) est considéré comme un opacifiant. (10)

2. Le réseau de polymère

Le réseau de polymère, ou phase organique, représente 14% en poids (ou 25% en volume) du matériau Vita Enamic®. Ainsi, le réseau de céramique est infiltré par un polymère d'UDMA (diméthacrylate d'uréthane) et TEGDMA (triéthylèneglycol diméthacrylate) (Figure).(8)(11)

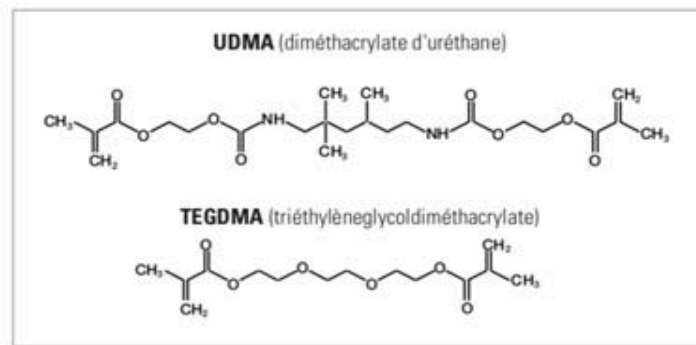


Figure 7 - Composition du réseau polymère (11)

L'analyse dispersive en énergie montre une présence importante de carbone (Figure). Le fabricant (VITA Zahnfabrik) décrit comme une surface modifiée de polyméthacrylate de méthyle (PPMA) sans monomère (méthacrylate de méthyle).(3)

Au sein des divers RCIP expérimentaux la phase organique représente 15 à 30% du poids de la structure du RCIP. Différents diméthacrylates peuvent être utilisés comme l'UDMA (diméthacrylate d'uréthane), le Bis-GMA (Bisphénol A glycidylméthacrylate), le TEGDMA (Triéthylène glycol diméthacrylate) et même le PMMA (polyméthacrylate de méthyle). (Figure) Le choix du mélange de diméthacrylates et leur proportion est déterminant pour plusieurs paramètres tels que la viscosité et la rigidité. La viscosité influence la capacité d'infiltration de la phase organique au sein de la phase inorganique poreuse. Ainsi, le TEGDMA par sa structure moléculaire et sa solubilité élevée est généralement utilisé comme diluant afin d'ajuster la viscosité importante du Bis-GMA et/ou de l'UDMA. (12) Comparativement au Bis-GMA, l'UDMA présente divers avantages tels qu'un poids moléculaire et une viscosité plus faible ainsi que l'absence de groupe aromatique permettent l'amélioration de la ténacité et la diminution de la libération de monomères. (13) (14)

Substance	Nom	Formule chimique	Poids moléculaire
TEGDMA	Triéthylène glycol diméthacrylate	$\text{C}_{14}\text{H}_{22}\text{O}_6$	286.32
UDMA	Uréthane diméthacrylate	$\text{C}_{23}\text{H}_{38}\text{N}_2\text{O}_8$	470.56
Bis-GMA	Bisphénol A glycidylméthacrylate	$\text{C}_{29}\text{H}_{36}\text{O}_6$	513.0

Figure 8 – Les diméthacrylates selon Mourouzis et al. (tableau de l'auteur selon 14)

III- Fabrication des blocs RICP

1. Méthode de fabrication

1.1 Procédé d'élaboration Vita Enamic®

Le fabricant, VITA Zahnfabrik, dans sa documentation scientifique ne développe pas les détails de la fabrication de son matériau Vita Enamic®. Il explique que ce matériau résulte de « l'infiltration au sein d'un corps de céramique poreux d'un mélange de monomères suivie d'une polymérisation pour le transformer en polymère », tout en précisant qu'une combinaison de thermopolymérisation et de pression est utilisée afin d'obtenir une polymérisation complète des monomères. (11)

1.2 Procédé de fabrication de FG-PICN

Les FG-PICN (Functionally Graded PICN ou RCIP expérimental à gradient fonctionnel) sont fabriqués à partir d'une suspension de deux poudres de vitrocéramique (de granulométrie 2,6 et 4,5 μm) centrifugées, permettant d'obtenir un gradient de densité et une distribution spatiale avec des gros grains concentrés dans la partie externe et des petits grains concentrés dans la partie interne. Le frittage (860°) de la poudre « émail » (externe) donnera lieu à un retrait plus élevé et un nombre réduit de porosités pour l'infiltration de monomère comparativement à la poudre « dentine » (interne). Ainsi, ce gradient de microstructure entraîne des variations progressives et significatives des propriétés mécaniques et optiques du matériau. Ce réseau céramique est ensuite silanisé puis infiltré avec du diméthacrylate d'uréthane (UDMA) et un initiateur puis polymérisé sous haute pression et température (180° et 300 MPa) en suivant la procédure décrite par Nguyen et al. (2014). (2)

1.3 Procédé de fabrication des RCIP expérimentaux

Le protocole de fabrication des RCIP expérimentaux varie selon les différentes études et leurs objectifs mais reste néanmoins similaire. Il nécessite deux étapes : la première consiste en la production d'un réseau de céramique poreuse pré-fritté et préparé par un agent de couplage. La seconde, consiste en l'infiltration du réseau de céramique, par capillarité, avec un polymère.(9)

Dans un premier temps le réseau de vitrocéramique est fabriqué par une coulée en barbotine en mélangeant la poudre de vitrocéramique (de granulométrie variable selon les études) et l'eau. Ce réseau est ensuite fritté (à diverses températures selon les études) afin d'obtenir un bloc de céramique poreux. Ce bloc est ensuite silanisé puis chauffé à des températures variables selon les diverses études. (2,3,9,15–17)

La deuxième étape d'infiltration de la phase organique (Bis-GMA/TEGDMA ou UDMA/TEGDMA) sous vide est ensuite réalisée, suivie par une thermopolymérisation du réseau dans un autoclave avec contrôle de pression et de température, dont les paramètres varient selon les différentes études. (2,3,9,15–17)

2. Influence des paramètres de fabrication

2.1 Évolution des techniques de fabrication

L'association de la céramique et du polymère peut se faire selon différentes méthodes (15):

La première décrite, la plus classique, consiste à immerger des particules de céramique au sein d'une matrice de polymère. Ce remplissage par des particules de céramique permet une amélioration des propriétés tribologiques, de résistance mécanique et d'élasticité. La biocompatibilité et le faible coût de fabrication en font un matériau de choix pour les restaurations dentaires. Cependant, l'augmentation de la fraction volumique (V_f) de la céramique rend le mélange plus difficile et favorise la formation de défauts (particules de céramiques non liées) ainsi qu'une mauvaise distribution des charges entraînant une diminution de la résistance à la flexion (σ_f). (9)

Afin d'améliorer les propriétés du matériau composite et d'éviter la présence de particules de céramiques non liées au sein de la matrice de polymère, une approche structurale favorisant la combinaison des matériaux s'est développée. La technique de fabrication d'un réseau de céramique poreux secondairement interpénétré par l'infiltration d'un monomère liquide à émergée. L'utilisation d'un promoteur d'adhérence sur le réseau céramique permet de favoriser cette infiltration et d'améliorer l'adhésion entre phases inorganique et organique. La thermopolymérisation du réseau organique est ensuite amorcée par une étape d'activation thermique permettant la réticulation du monomère. Cependant, la contraction de polymérisation résultante (estimée à 8.8% pour l'UDMA et 14.4% pour le TEDGMA selon Chung et al.) génèrent une énorme quantité de défauts sous forme de pores au sein de la structure. Ces défauts sont accentués par la quantité limitée de monomères infiltrés, leur distribution spatiale ainsi que les forces capillaires réduisant leur mobilité. De plus, la contrainte interne (Ferracane, 2005; Park et Ferracane, 2006) générée dans ce réseau fritté rigide pourrait induire un décollement à l'interface céramique/polymère. (9)

L'approche structurale associée à une polymérisation sous haute pression et haute température du RCIP s'est développée afin de pallier aux insuffisances de la précédente technique et ainsi améliorer les propriétés mécaniques du matériau.

2.2 Influence du frittage du réseau céramique

La densité de la céramique pré-infiltrée doit être optimisée afin de maintenir une porosité suffisante pour l'infiltration complète du monomère et des propriétés mécaniques adéquates.(9,16) La température et le temps de frittage sont des paramètres critiques influençant la porosité et la stabilité des préformes feldspathiques poreuses. Plusieurs auteurs ont étudié l'influence de ces paramètres.(9,12,16,18)

A un degré de frittage croissant, on observe une augmentation de la fraction volumique (V_f) de la céramique (9). D'après l'étude de Bencang Qui et al., c'est entre 800 et 850° que la plus forte augmentation de la densité des céramiques poreuses est observée. (Figure) Ainsi, la céramique joue progressivement un rôle prépondérant dans le mélange céramique/polymère(18). En optimisant la distribution et la taille des particules et en augmentant la température et le temps de frittage, une V_f de 80% peut être atteinte. (9)

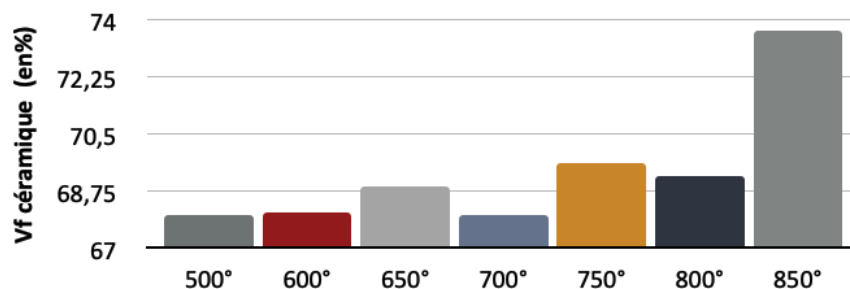


Figure 9 - Influence de la température de frittage (schéma de l'auteur selon 17)

Kang et al. (12) montrent que la porosité des préformes feldspathiques frittées diminue parallèlement à l'augmentation de la température de frittage tandis que le pourcentage de retrait de la céramique augmente. (Figure). Selon cette étude, le processus de frittage approprié consisterait en une augmentation de la température allant jusqu'à 755° suivi par un refroidissement immédiat (Figure), ainsi la surface des particules feldspathiques fusionnerait ensemble pour former une structure poreuse (20 à 25%) stable appropriée permettant l'infiltration de résine.

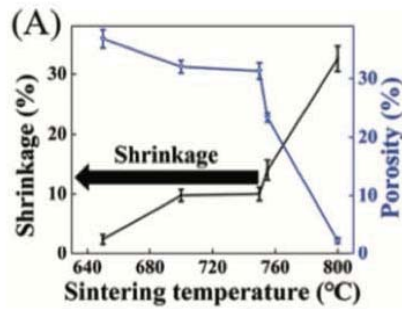


Figure 10- Porosité et retrait de la préforme en céramique feldspathique selon la température de frittage (12)

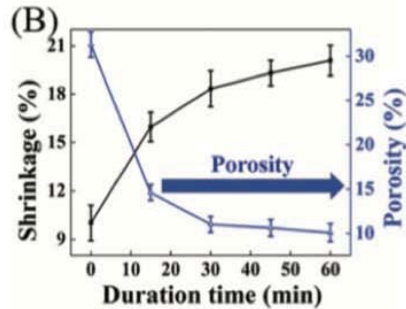


Figure 11 - Porosité et retrait de la préforme en céramique feldspathique pour une température de frittage de 750° selon la durée (12)

2.3 L'infiltration de résine au sein des préformes de céramique poreuse

Une récente étude de Kang et al (12), montrent qu'une infiltration complète de la résine (bis-GMA/TEGDMA) au sein des préformes feldspathiques peut être obtenue en faisant varier deux paramètres: le temps de trempage et l'infiltration sous vide. D'après leurs résultats, au-delà de 30 minutes l'infiltration de résine se stabilise et reste incomplète. Ainsi, deux tours d'infiltration sous vide de 30 minutes sont nécessaires afin d'obtenir une structure complètement infiltrée.

2.4 Influence de la pression et de la température de polymérisation du réseau polymère

Influence de la pression

Volker Franco Steier, Christof Koplin, Andreas Kailer en 2013 (15) étudient l'influence de la pression lors de la polymérisation des monomères au sein de la microstructure. Selon leurs résultats, la pression appliquée influence la microstructure finale et les propriétés mécaniques résultantes de deux façons. La première est l'augmentation du degré de conversion et de réticulation favorisant l'augmentation de la résistance du polymère. (15,16) La deuxième est la réduction de la distance entre les monomères conduisant à une quantité plus importante de monomère donc de polymère au sein de la structure. Cette augmentation permet de réduire les défauts au sein des RCIP. Ainsi, lors d'une haute pression de polymérisation, les défauts induits par la contraction de polymérisation sont immédiatement remplis de monomère liquide grâce à la pression isostatique appliquée qui permet l'écoulement des monomères, jusqu'à présent impossible, vers le centre de polymérisation à l'intérieur des préformes.

L'analyse microstructurale (Figure) de Volker Franco Steier, Christof Koplin et Andreas Kaile (15) montre qu'une pression de 100 MPa réduit la quantité de défauts. Une microstructure optimisée et sans défaut est obtenue avec une pression de polymérisation de 300 MPa. L'étude de Nguyen et al. (13) confirme l'intérêt de la haute pression (300 MPa) qui, selon les auteurs, en plus de compenser le retrait de polymérisation de la résine infiltrée, permet le contrôle de la contrainte à l'interface céramique/polymère et l'amélioration de la liaison entre les deux réseaux.

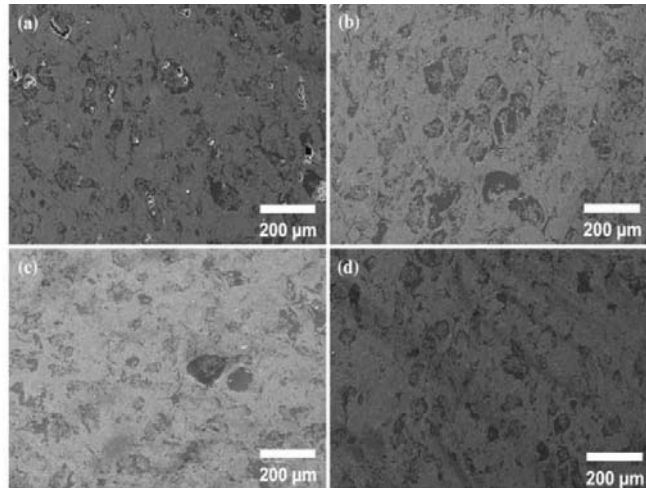


Figure 12 -Analyse de la microstructure des RCIP sous différentes pressions de fabrication : (a) pression atmosphérique, (b) 100 MPa, (c) 200 MPa, (d) 300 MPa (15)

Influence de l'initiateur de polymérisation

Nguyen et al.(9) se sont intéressés à l'influence de l'utilisation d'un initiateur de polymérisation. Son utilisation ne semble pas nécessaire dans les conditions de polymérisation sous haute température et haute pression (HT / HP). En effet, il diminue la dureté de manière significative et n'impact ni le module de flexion, ni la ténacité. Son absence pourrait également améliorer la biocompatibilité du matériau.

Influence de la thermopolymérisation

Volker Franco Steier, Christof Koplin et Andreas Kaile (15) ont étudié l'impact du traitement thermique et l'influence de la vitesse de chauffage (2K/min et 0,1K/min) lors de la polymérisation avec et sans pression (0 MPa, 100 MPa, 200 MPa, 300 MPa).

Lors de la polymérisation sans pression, la réduction de la vitesse de chauffage (0.1K/min) à un effet positif sur la résistance mécanique. En effet, elle permet une meilleure réticulation et donc une augmentation de la résistance du polymère. Elle conduit également à un début de polymérisation retardée et plus lent avec des températures plus élevées. L'association d'une température de polymérisation plus élevée avec une polymérisation plus lente entraîne une augmentation de la mobilité des monomères. Ainsi, à cette vitesse de chauffage, la polymérisation commence en de multiples endroits dans et autour de la préforme ; la combinaison d'une polymérisation disloquée associée à une mobilité plus élevée des monomères peut conduire à un remplissage des défauts générés dans la préforme. Lors d'une vitesse de chauffage rapide, la faible conductivité thermique du monomère entraîne une polymérisation qui commence sur la partie externe de la préforme. Le flux de chaleur élevé et continu conduit à une polymérisation dirigée vers le centre de la préforme. Le retrait de polymérisation génère une pression négative qui conduit à un écoulement des monomères depuis le centre vers l'extérieur de la préforme.(15)

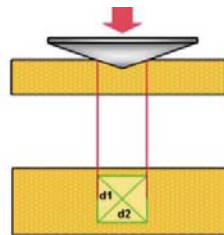
En cas de polymérisation sous pression, la vitesse de chauffage n'a pas une forte influence en raison des interactions des effets de la pression et de la température ; sous pression le flux de monomère est dominé par le monomère en expansion.

IV- Les propriétés mécaniques

1- La dureté

1.1 Définition

La dureté mesure la résistance à la déformation plastique localisée. Les méthodes de mesure de dureté sont basées sur la pénétration d'un indenteur de formes variables selon les tests et de charge constante pendant un temps donné dans le matériau. (Erreur ! Source du renvoi introuvable.) La valeur de dureté est déterminée par l'évaluation de la dimension ou profondeur de l'empreinte laissée par l'indenteur, ainsi la dureté s'exprime par le rapport de la force sur la surface de l'empreinte. (19)



Dureté Vickers $HV = 1,854 F/d^2$

F = charge d'essai (de 1 à 120 daN)

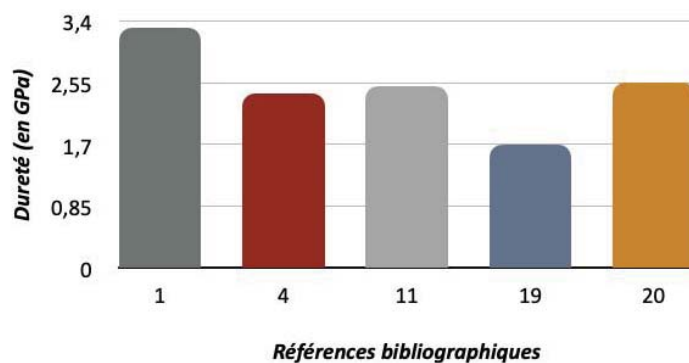
D = diagonale (moyenne de d1 et d2) de l'empreinte en mm

Figure 13 - Principe de l'essai de dureté de VICKERS (18)

Il existe différents types d'essais de dureté, l'essai de dureté de Vickers (Hv) est particulièrement adapté pour les alliages durs et les céramiques. L'unité de Vickers est notée Hv, dans le système international cette dureté est exprimée en pression (Pa). Le coefficient de conversion est : $Hv [MPa] = Hv [HV] * g$ avec g (accélération de la pesanteur standard $g = 9,806 65 \text{ m/s}^2$) (18)

1.2 Résultats (Figure)

Les valeurs de dureté selon les divers auteurs s'étendent de 1,70 à 3,31 GPa pour le RCIP Vita Enamic® (Figure) et de 1,05 à 2,59 GPa pour les RCIP expérimentaux, tandis que les valeurs du FG-PICN s'étendent de 4,2 à 1,5 GPa. (1,4,11,20,21)



*Déviations standards non représentées

Figure 14 - Valeurs de dureté de VITA Enamic® (schéma de l'auteur selon 1, 4, 11 19, 20)

Auteurs	Matériau	Dureté (GPa)	Méthode	Composition (en volume)
Vita Zahnfabrik (fabriquant)	VITA Enamic®	2,5	Vickers	75% de céramique / 25% de polymère
Jie Min (2016)	VITA Enamic®	3,31 +/- 0.11	Vickers	75% de céramique / 25% de polymère
Swain (2015)	VITA Enamic®	2,41 +/- 0.08	Vickers	75% de céramique / 25% de polymère
Albero (2015)	VITA Enamic®	1,70 +/- 0.12	Vickers	75% de céramique / 25% de polymère
Hormaei (2015)	VITA Enamic®	261,7 Hv = 2.56 GPa	Vickers	75% de céramique / 25% de polymère
Bencang (2017)	RCIP exp*	1,76 à 2,30	Vickers	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/ TEGDMA) Densité de céramique variant de 68% à 73.7% pour des températures de frittage allant de 550° à 850°.
Coldea (2013)	RCIP exp	1,05 à 2,10	Vickers	Céramique feldspathique (de densité 59%, 63%, 68% et 72%) et polymère (UDMA et TEGDMA)
Coldea (2013)	RCIP exp	1,71 +/- 0,01 à 2,41 +/- 0,08	Vickers	RCIP1 : 75% de céramique/ 25% de polymère RCIP2 : 69% de céramique/ 31% de polymère
Nguyen (2013)	RCIP exp	101,9 +/- 3,5 à 144,6 +/- 3,2 Hv = 0,99 +/- 0,03 à 1,412 +/- 0,03 GPa	Vickers	73,8% et 72,6% de céramique, +/- frittage (800°), +/- avec initiateur de polymérisation, polymérisation sous HP/ HT
He et Swain (2011)	RCIP exp	2,36 +/- 0,57 à 3,18 +/- 2,15	Berkovich	Céramique de 1,66 et 1,80 g/cm ³ infiltrée de polymère sous haute et faible pression
Eldafrawy (2018)	FG-RCIP	4,2 à 1,5 de la 1ère à la 9ème couche	Vickers	82,4% à 72,4 % de céramique (vitro-céramique) de la première à la 9e couche et polymère (UDMA)

* exp : expérimental

Figure 15 - Valeurs de dureté de VITA Enamic® et RCIP expérimentaux (tableau de l'auteur selon 1–5,9,11,19–22)

1.3 Comparaison avec autres matériaux (Figure)

Email/Dentine

Les études (1–3,17,20) s'accordent sur des valeurs de dureté des RCIP comprises entre celle de la dentine et de l'émail (Figure). Ces valeurs sont nettement inférieures à celle de l'émail, mais comparables à celle de la dentine.(17) Seule une étude montre une absence de différence significative entre les valeurs de dureté de VITA Enamic® et de l'émail. (1)

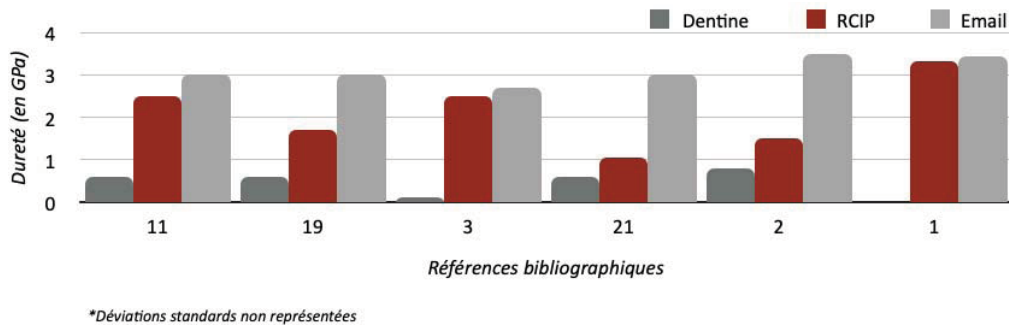


Figure 16 - Comparaison des valeurs de dureté de l'émail/dentine/RCIP (schéma de l'auteur selon 1, 2, 3, 11, 19,21)

Autres matériaux de restauration

L'ensemble des études montrent des valeurs de dureté des RCIP inférieures aux matériaux de restauration céramique existants (

Figure et Figure), mais supérieures aux systèmes composites à base de résine. (4,20) La valeur de dureté la plus proche est celle de LAVA Ultimate.(3,11,20)

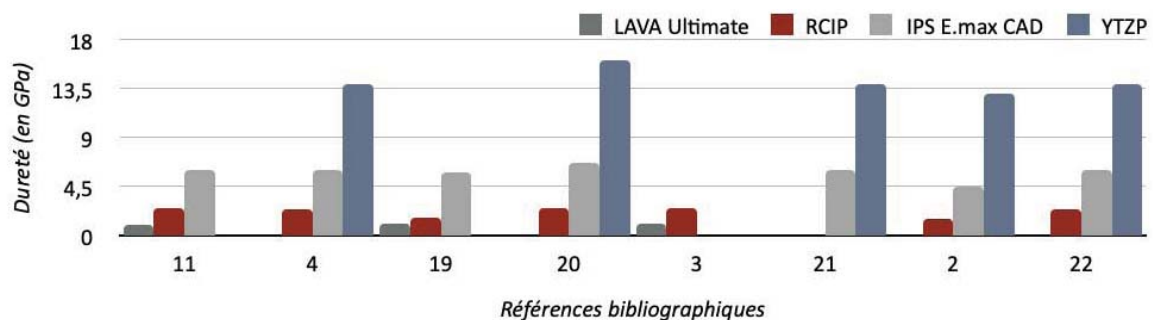


Figure 17 - Comparaison des valeurs de dureté (en GPa) de différents matériaux de restauration (schéma de l'auteur selon 2, 3, 4, 11, 19, 20, 21,22)

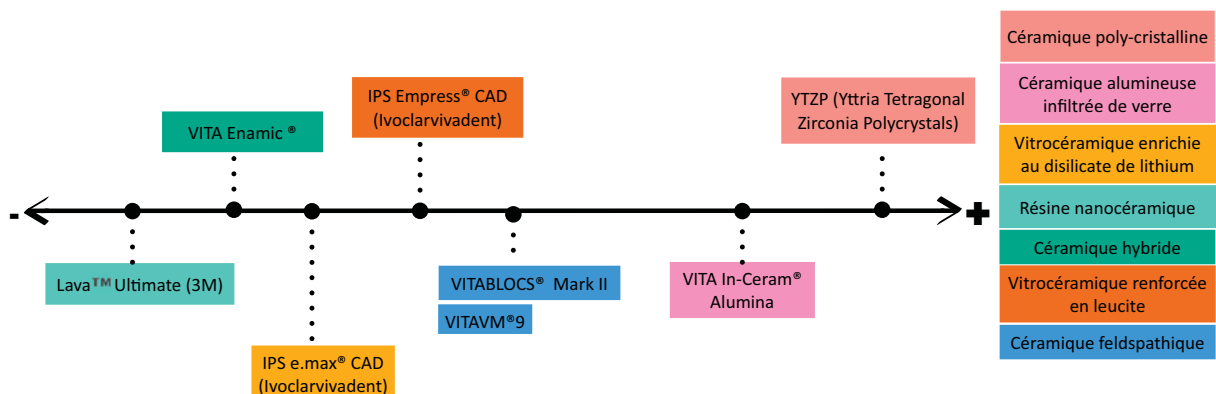


Figure 18 - Représentation des matériaux selon leur valeur de dureté (schéma de l'auteur selon 1–5,9,11,19,21,22,23)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Dureté (GPa)</u>
Vita Zahnfabrik (fabricant)	Dentine LAVA™ Ultimate (3M) VITA Enamic® Email IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent) VITABLOCS® Mark II	0,6 à 0,92 1 2,5 3 à 5,3 6 7,2 (valeur lue sur le graphique) 7,2 (valeur lue sur le graphique)
Jie Min (2016)	VITA Enamic® Email	3,31 +/- 0,11 3,43 +/- 0,16
Swain (2015)	VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) VITABLOCS® Mark II VITAVM®9 VITA In-Ceram® Alumina YTZP	2,41 +/- 0,08 6,02 +/- 0,21 6,24 +/- 0,43 6,29 +/- 1,24 11,76 +/- 0,59 13,91 +/- 0,9
Albero (2015)	Dentine LAVA™ Ultimate (3M) VITA Enamic® Email VITABLOCS® Mark II IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent) IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	0,6 à 0,92 1,15 +/- 0,13 1,70 +/- 0,12 3 à 5,3 3,46 +/- 0,15 4,60 +/- 0,12 5,83 +/- 0,07
Homaei (2015)	VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) ZC (Zirconia cercon)	261,7 Hv = 2,56 676,7 Hv = 6,636 1641,7 Hv = 16,1
Bencang (2017)	Dentine LAVA™ Ultimate (3M) RCIP exp Vita Enamic® Email	0,12 à 0,67 1,15 +/- 0,13 1,76 à 2,30 2,5 2,7 à 6,4
Coldea (2013)	Dentine PICN exp Email	0,6 à 0,92 1,05 à 2,10 3 à 5,3
Coldea (2013)	RCIP exp IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) VITABLOCS® Mark II VITAVM®9 VITA In-Ceram® Alumina YTZP	1,71 +/- 0,01 à 2,41 +/- 0,08 6,02 +/- 0,21 6,24 +/- 0,43 6,29 +/- 1,24 11,76 +/- 0,59 13,91 +/- 0,9
Nguyen (2013)	Paradigm MZ100 RCIP exp	114,8 +/- 4,3 Hv 137,8 Hv
Eldafrawy (2018)	Dentine Vita Enamic® FG-PICN Email IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) HT Zircon	0,8 GPa 1,5 à 2,4 GPa 4,2 (1ere couche) à 1,5 GPa (9e couche) 5,8 (surface) à 3,5 (jonction amelo-dentinaire) 4,5 à 6,0 13,1 +/- 0,8
He et Swain (2011)	RCIP exp VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II	2,59 9,5 +/- 0,35 10,64 +/- 0,46
Coldea (2015)	RCIP exp VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) VITABLOCS® Mark II VITAVM®9 In-Ceram Alumina (ICA Alumina) In-Ceram YZ (YTZP)	1,71 +/- 0,01 2,41 +/- 0,08 6,02 +/- 0,21 6,24 +/- 0,43 6,29 +/- 1,24 11,76 +/- 0,59 13,91 +/- 0,9

Figure 19 - Valeurs de dureté des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 1–5,9,11,19–23)

FG-PICN

Au sein des blocs de céramique hybride FG-PICN, on observe une diminution de la dureté de la zone la plus superficielle (semblable à l'émail, avec des valeurs de 4,2 GPa) vers la zone la plus profonde (semblable à la dentine, avec des valeurs de 0,9 GPa). (Figure) Ces valeurs montrent une tendance au biomimétisme avec des valeurs proches de celles de l'émail et de la dentine ainsi que des valeurs inférieures à la vitrocéramique et zircone.(2)

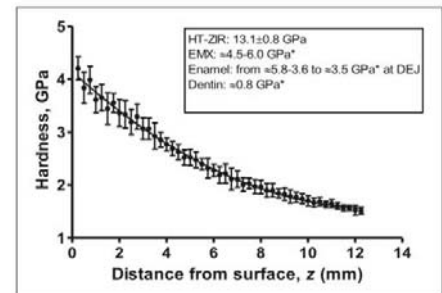


Figure 20 - Variation des valeurs de dureté selon la profondeur (2)

1.4 Effet de taille en indentation

Le matériau RCIP illustre un effet de taille en indentation (ou ISE - Indentation Size Effect) similaire à celui observé dans l'émail. Cet effet correspond à une variation du comportement mécanique selon la zone de contact ou la profondeur de l'indentation en situation fonctionnelle (matrice céramique, matrice polymère ou l'interface céramique/polymère). (5,17)

Ainsi, la réponse à l'indentation pour de faibles charges est dominée, selon le contact initial, par les particules céramiques ou par la zone de polymère. En considérant la plus faible fraction de phase polymère, les indentations ont plus de chance de tomber sur des particules de céramique. Pour des charges plus lourdes avec des zones de contacts plus grandes que celles des régions polymères, on obtient une réponse moyenne des deux phases céramiques-polymère. Ainsi, la dureté pour de faibles charges est plus élevée que pour des charges élevées. (5,17)

1.5 Influence des paramètres de fabrication

Depuis 2014, plusieurs matériaux RCIP avec des propriétés mécaniques variables se sont développés sous l'influence de paramètres qui incluent la densité du réseau de céramique et la température de frittage utilisée pendant leur fabrication. (16)

Densité du réseau céramique

Selon la proportion des réseaux polymère et céramique au sein des RCIP les valeurs de dureté varient. Plusieurs études (4,17) montrent l'influence du précurseur céramique au sein des RCIP expérimentaux ; en augmentant la proportion de la céramique, la dureté du matériau augmente de façon exponentielle. (Erreur ! Source du renvoi introuvable.)

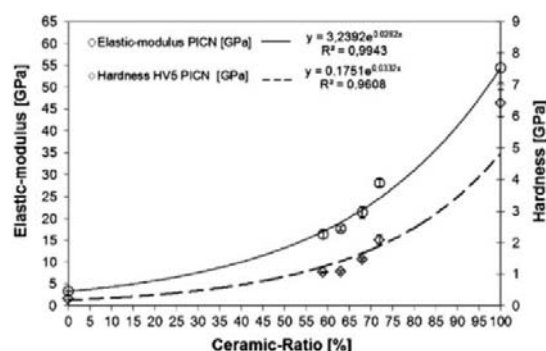


Figure 21 - Module d'élasticité et dureté des RCIPs basées sur quatre céramiques feldspathiques poreuses (21)

Température de frittage

La température de frittage a une influence sur la densité du réseau céramique et par conséquent sur la dureté.(3) Selon l'étude menée par Bencang Cui et al. (2017), le passage d'une température de frittage de 800 à 850° favorise l'augmentation de la teneur en matière inorganique (de 69,2% à 73,7% en poids) et de la densité de céramique poreuse et développe la dureté de Vickers. Selon cette étude, des températures de frittage inférieures à 800° n'auraient pas d'impact sur la densité du réseau céramique, ce qui explique une dureté ne variant que très légèrement à ces températures. Weiyan Li et Jian Sun (16) étudient l'effet de température de frittage allant de 1100° à 1300° sur un RCIP avec un réseau céramique en zircone, les auteurs montrent en accord avec les résultats de l'étude précédente, qu'une élévation de la température de frittage entraîne une augmentation de la taille des particules et des contacts entre celles-ci, avec une densité accrue du réseau céramique développant la dureté du matériau.

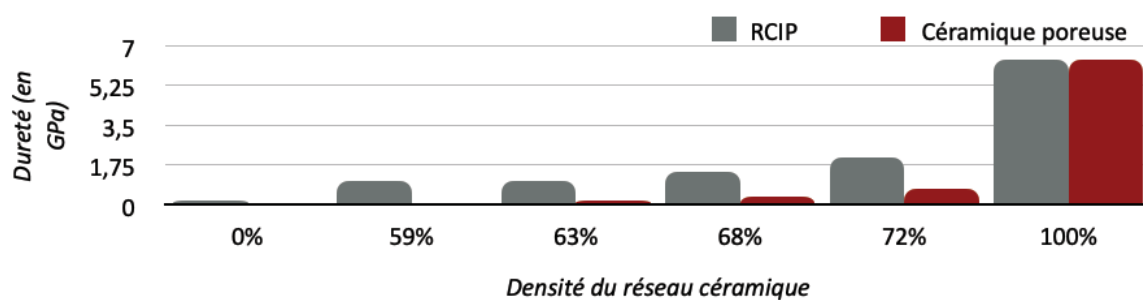
Nguyen et al. (9) montrent qu'il est possible de moduler les propriétés du réseau céramique en modifiant la granulométrie (taille et distribution), la densité et les paramètres de frittage (temps et température). Cependant, la fraction volumique (V_f) peut être augmentée dans une certaine limite afin de maintenir un réseau de céramique poreux adéquat pour l'infiltration des monomères et permettre au matériau d'être usiné (un matériau plus dur est moins usinable).

Polymérisation

Également la polymérisation sous haute pression (9) contribue à l'amélioration des propriétés mécaniques : elle facilite la compensation du retrait de polymérisation de la résine infiltrée et le contrôle de la contrainte interfaciale et améliore les liaisons entre les charges et les polymères.

1.6 Influence de la microstructure

Plusieurs études (16,18) montrent que pour une même densité de céramique, la dureté des céramiques poreuses pré-infiltrées et de la résine pure est inférieure à celle de l'hybride céramique-polymère (Figure).(16,17) Par conséquent, les propriétés des RICP sont le résultat des interactions entre la phase de résine et la céramique poreuse, qui en dépit du retrait de polymérisation des monomères de méthacrylate reste liée au réseau céramique. La bonne combinaison de ces deux réseaux pourrait donc contribuer à améliorer les propriétés mécaniques du matériau. (16)



*Déviations standards non représentées

Figure 22 - Influence de la microstructure (schéma de l'auteur selon 21)

2. Module d'élasticité

2.1 Définition

L'essai le plus fréquemment utilisé afin de déterminer le comportement mécanique d'un matériau est l'essai de traction. Une force de traction sur une éprouvette de dimension standardisée est exercée jusqu'à sa rupture, en suivant un processus de mise en charge à une vitesse de déformation constante. En enregistrant la force appliquée sur éprouvette par la machine de traction et son allongement progressif, on obtient un diagramme contrainte-déformation (Figure).(19)

L'application d'une force provoque initialement une déformation réversible de l'éprouvette, dite « déformation élastique » (si la contrainte est annulée, l'éprouvette revient instantanément à sa forme initiale). Cette déformation élastique est suivie d'une déformation irréversible, appelée « déformation plastique » qui se termine au moment de la rupture de l'éprouvette. Le module d'élasticité E (ou module de Young) est donné par la pente du domaine élastique du diagramme contrainte-déformation. (Figure) Il permet de mesurer la rigidité du matériau, plus ce module est élevé plus le matériau est rigide. La rigidité est fonction de l'énergie de liaison entre les atomes ou les molécules constituant le matériau. (18)

NB : le module d'élasticité, par simplification, considère l'allongement du corps dans un essai de traction selon un seul axe (axe x). En réalité, on peut considérer 2 autres axes (y et z) où se produit un raccourcissement. Les déformations, x y z , sont reliées par le coefficient de poisson. (

)



Figure 23 - Courbe contrainte-déformation (18)

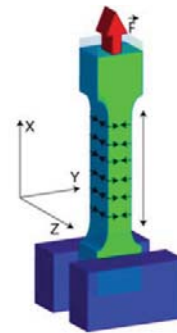
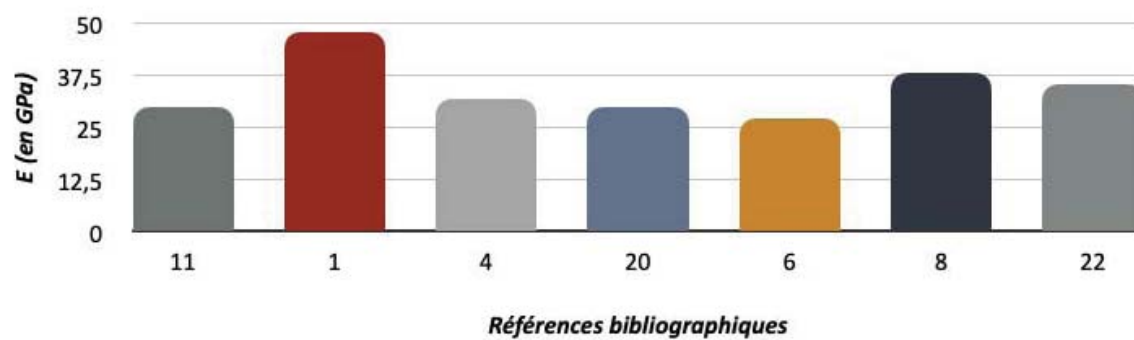


Figure 24 - Déformation dans les trois directions de l'espace (18)

2.2 Résultats (Figure)

Les valeurs du module d'élasticité (E) selon les divers auteurs s'étendent de 27 à 47 GPa pour le RICP Vita Enamic® (Figure) et de 16 à 31 GPa pour les RCIP expérimentaux, tandis que les valeurs du FG-RCIP s'étendent de 41,2 +/- 5,1 GPa en surface à 28,6 +/- 2,0 GPa dans sa couche la plus profonde. (8)



**Déviations standards non affichées*

Figure 25 - Valeurs du module d'élasticité (E) de VITA Enamic® (schéma de l'auteur selon 1, 4, 6, 8, 11, 20, 22)

Auteurs	Matériau	E (GPa)	Méthode d'évaluation	Composition (en volume)
Fabricant	VITA Enamic®	30	Diagramme tension-dilatation des mesures de résistance en flexion	75% de céramique / 25% de polymère
Jie Min (2016)	VITA Enamic®	47,69 +/- 16,16	Micro-indentation (Oliver–Pharr analysis method)	75% de céramique / 25% de polymère
Swain (2015)	VITA Enamic®	31,7 +/- 1,4	Test de flexion en 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Homaei (2015)	VITA Enamic®	30	Test de flexion en 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Renos Argyrou(2016)	VITA Enamic®	27,26 +/- 0,67	Test de flexion en 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Alvaro Della Bona (2014)	VITA Enamic®	37,95 +/- 0,34	Analyse par ultrasons	75% de céramique / 25% de polymère
Coldea(2015)	VITA Enamic® RCIP exp	35,48 29,56	Impulse excitation method	PICN expérimentaux 69% volume de céramique et 31% de polymère
Bencang Cui (2017)	RCIP exp	22,63 à 27,31	Test de flexion en 3 points	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/TEGDMA) <i>Densité de céramique variant de 68% à 73,7% pour des température de frittage allant de 550° à 850°.</i>
Coldea (2013)	RCIP exp	16,45 +/- 0,85 à 28,14 +/- 0,84	Test de flexion en 3 points	Céramique feldspathique (de densité 59%,63%,68% et 72%) et polymère (UDMA et TEGDMA)
Coldea (2013)	RCIP 1 RCIP 2	31,72 +/- 1,43 26,54 +/- 1,05	Test de flexion en 3 points	RCIP1 : 75% de céramique/ 25% de polymère RCIP2 : 69% de céramique/ 31% de polymère
He et Swain (2011)	RCIP exp	30,14	Nano-indentation	Céramique de 1,66 et 1,80 g/cm ³ infiltrée de polymère sous haute et faible pression
Eldafrawy (2018)	FG-PICN	41,9 +/- 5,1 à 28,6 +/-2,0 1ere à la 9ème couche	Test de flexion en 3 points	82,4% à 72,4 % de céramique (vitro-céramique) de la 1ere à la 9e couche et polymère (UDMA)

Figure 26- Valeurs des modules d'élasticité (E) (tableau de l'auteur selon 1–6,8,11,17,21–23)

2.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure)

Email/dentine (Figure)

D'après les différentes études, le module d'élasticité des RICP est significativement inférieur à celui de l'émail (1), mais s'approche davantage de celui de la dentine (3,17).

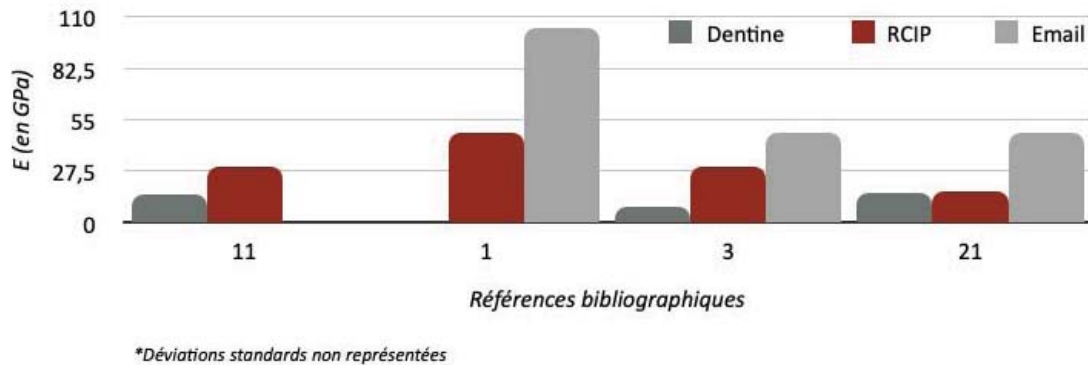


Figure 27 - Comparaison des modules d'élasticité RCIP/email-dentine (schéma de l'auteur selon 1, 3, 11,21)

Autres matériaux de restauration

Les valeurs des modules d'élasticité (E) des matériaux RICP sont beaucoup plus faibles que la plupart des matériaux céramiques. (4) Elles sont comprises entre les valeurs des composites à base de résine et celle des céramiques feldspathiques. Le RCIP a un module d'élasticité qui se rapproche de Lava Ultimate (résine nanocéramique) bien que supérieur. (6) (Erreur ! Source du renvoi introuvable.)

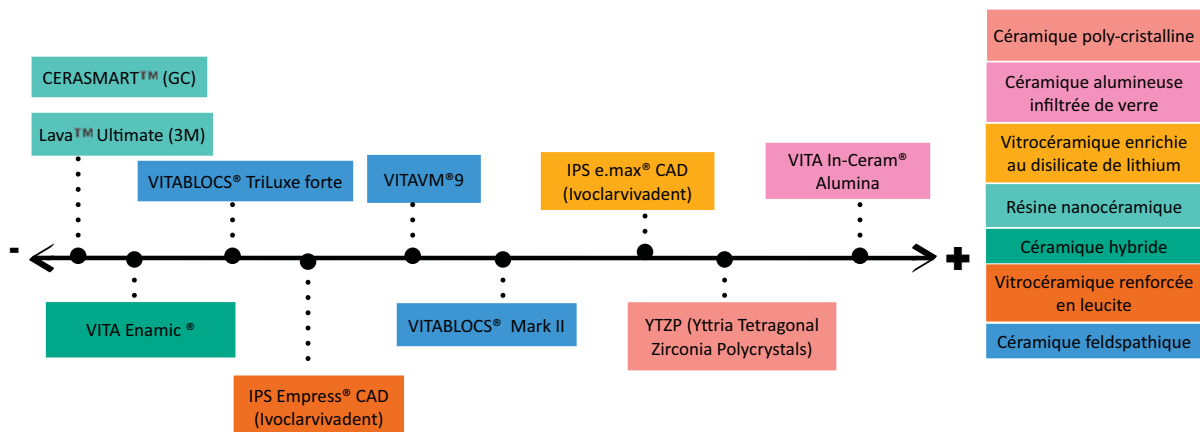


Figure 28 - Représentation des divers matériaux selon leurs valeurs de module d'élasticité (schéma de l'auteur selon 1-4, 6, 8, 9, 11, 17, 22,23)

FG-RCIP

Le gradient de microstructure sur l'épaisseur du FG-PICN entraîne un gradient favorable du module d'élasticité par rapport aux autres matériaux CFAO. La variation des valeurs du module d'élasticité (E), grâce aux quantités variables d'alumine et de zircone, permet une transition progressive d'une manière similaire aux tissus dentaires. (2)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Module d'élasticité (GPa)</u>
Vita Zahnfabrik	Dentine LAVA™ Ultimate (3M) VITA Enamic® IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent) VITABLOCS® Mark II IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	15 à 30 15 30 58 58 79
Jie Min (2016)	VITA Enamic® Email	47,69 +/- 16,16 104,25 +/- 10,42
Swain (2015)	VITA Enamic® VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) YTZP VITA In-Ceram® Alumina	31,7 +/- 1,4 57,1 +/- 2,5 57,2 +/- 3,6 79,7 +/- 4,9 184,2 +/- 2,5 211,8 +/- 13,1
Renos Argyrou (2016)	Lava Ultimate CAD-CAM Restorative VITA Enamic® VITABLOCS® TriLux forte IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent)	13,33 +/- 0,12 27,26 +/- 0,67 43,01 +/- 1,51 40,78 +/- 2,03
Bencang Cui (2017)	Dentine Lava™ Ultimate (3M) PICN exp Vita Enamic® Email	8,7 à 25 12,77 +/- 0,99 22,63 à 27,31 30 48 à 115
Coldea (2013)	Dentine RCIP exp Email	16 à 20,03 16,45 +/- 0,85 à 28,14 +/- 0,84 48 à 105,5
Coldea (2013)	PICN expérimentaux VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) YTZP VITA In-Ceram® Alumina	PICN 1 31,72 +/- 1,43 PICN 2 26,54 +/- 1,05 57,15 +/- 2,53 57,2 +/- 3,6 79,75 +/- 4,92 184,21 +/- 2,57 211,83 +/- 13,13
Nguyen (2013)	Paradigm MZ100 RCIP exp	138,2 +/- 24,3 en MPa 305,3 +/- 53,7 en MPa
Eldafrawy (2018)	Dentine FG-PICN IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) Email (de la surface à JED) HT Zircon	≈20 41,9 +/- 5,1 à 28,6 +/-2,0 de la 1er à la 9ème couche 92,5 +/- 14,0 108,94 à 64 241,8 +/- 19,8
Coldea (2015)	RCIP exp VITA Enamic® VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) VITA In-Ceram® YZ (YTZP) VITA In-Ceram® Alumina	29,56 35,48 69,17 +/- 0,02 72,12 +/- 0,01 98,30 +/-0,02 209,34 +/- 0,04 273,63 +/-0,04
Alvaro Della Bona (2014)	Composite base résine VITA Enamic® Parcelaine feldspathique	21 à 25 37,95 ± 0,34 66 à 67

Figure 29 – Comparaison des modules d'élasticité E des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 1–4,6,8,9,11,17,22,23)

2.4 Effet de taille en indentation

Comme pour la dureté, le matériau RCIP illustre un effet de taille en indentation pour le module d'élasticité (E) similaire à celui observé dans l'émail dentaire. C'est le premier matériau dentaire avec un effet de taille d'indentation pour un module d'élasticité. Ainsi, le comportement mécanique du matériau dépend de la zone où se produit le contact (céramique, polymère, interface céramique/polymère), le module d'élasticité est plus élevé sous de faibles charges et avec de faibles zones de contact, tandis que celui-ci diminue sous de fortes charges avec des zones de contacts plus importantes. (5,17)

En raison de la structure en double réseau polymère-céramique, la valeur du module d'élasticité varie selon l'endroit où l'indentation se produit (matrice céramique 47,78 +/- 8,41 GPa, polymère 26,68 +/- 7,31 GPa ou interface céramique-polymère 62,68 +/- 7,35 GPa). (1)

2.5 Influence de la microstructure

Densité du réseau céramique

Comme pour le paramètre de dureté, une corrélation est observée entre la densité du réseau céramique et le module d'élasticité. Coldea et al. (17) montrent qu'une croissance exponentielle du module d'élasticité (E) est observée avec l'augmentation de la fraction volumique (Vf) de la céramique poreuse. A l'inverse, l'augmentation de la fraction volumique du polymère diminue les valeurs du module élastique (E). (Figure)

La température de frittage ayant une influence directe sur la densité du réseau céramique (3), les valeurs du module d'élasticité augmentent selon la prépondérance de celui-ci au sein de sa microstructure. (Figure)

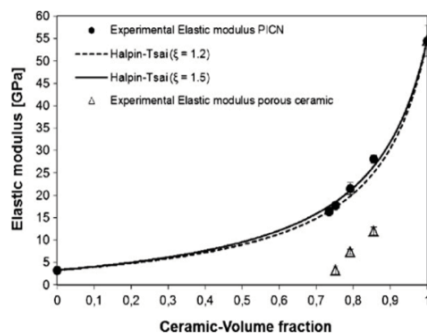


Figure 30 - Variation du module d'élasticité en fonction de Vf de la céramique des RCIP (21)

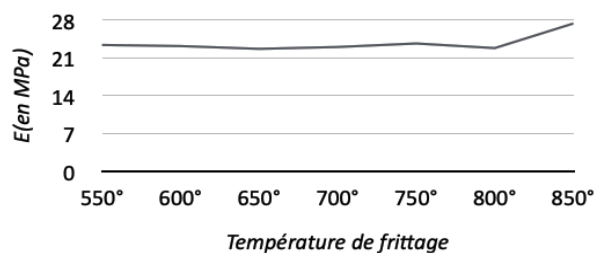
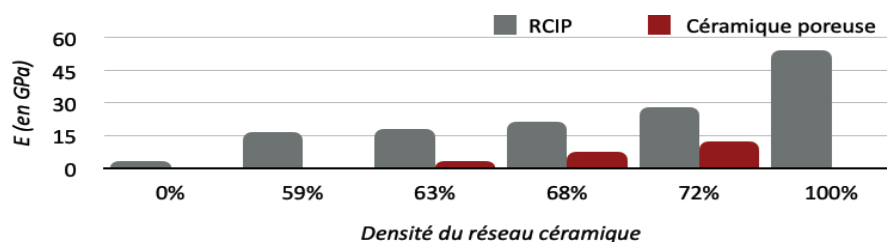


Figure 31 - Évolution du module d'élasticité selon la température de

Le module d'élasticité est le résultat des interactions entre le double réseau céramique/polymère. Ainsi, le module d'élasticité de la céramique poreuse et de la résine pure est inférieur à celui du RCIP (**Erreur ! Source du renvoi introuvable.**). La bonne combinaison de ces deux réseaux contribue donc à l'amélioration des propriétés mécaniques du matériau. (3,5,17)



*Déviations standards non représentées

Figure 32- Influence de la microstructure (schéma de l'auteur selon 21)

2.6 Conséquences cliniques

Au sein de l'organe dentaire, la jonction émail-dentine (JED) crée une zone tampon, avec une diminution progressive du module d'élasticité. La majorité des restaurations n'offre pas cette transition progressive, ce qui engendre une concentration des contraintes au niveau de la zone de contact et favorise l'initiation de fissures pouvant entraîner à long terme une fracture de la dent sous les forces de mastication, ce qui constitue la complication clinique majeure des restaurations tout-céramique. (2) En raison d'une adéquation améliorée du module d'élasticité du matériau RCIP, des adhésifs et de la dentine, la distribution des contraintes lors des charges de mastication se fait de manière plus uniforme. (17) Le FG-PICN imite le gradient trouvé dans les couches d'émail les plus profondes et dans la dentine en termes de rigidité, ce qui pourrait tendre à faire diminuer les contraintes de fatigue et les échecs de restauration avec ce matériau.(2)

3. Résistance à la flexion

3.1 Définition

La résistance à la flexion (ou module de rupture) informe sur la résistance d'un matériau lorsqu'une contrainte (force de flexion) est exercée sur celui-ci, c'est la force nécessaire pour rompre un échantillon d'un diamètre défini. La flexion est la forme de contrainte la plus courante en odontologie prothétique (Shinya, 2014).(21) Pour les matériaux qui ne rompent pas lors d'un essai de flexion, le résultat est exprimé par la limite d'élasticité en flexion.

L'essai de résistance à la flexion est décrit par l'Organisation Internationale de Normalisation (ISO, International Organisation Standardisation) 6872, 10477 et 4049.(3,6) Ces normes précisent qu'une flexion en trois ou quatre points est autorisée, les matériaux testés doivent avoir une valeur supérieure à 100 MPa (ISO 6872) et à 50 MPa (ISO 10477) pour satisfaire les exigences cliniques. (6)

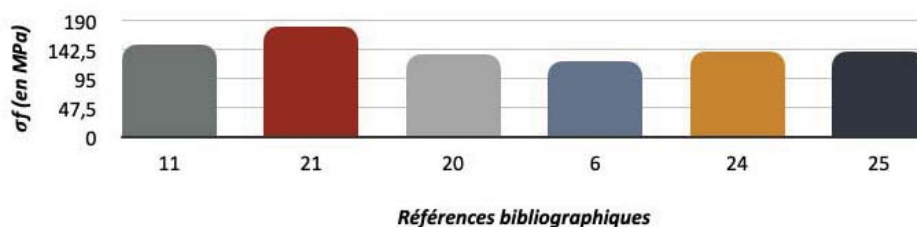
Dans un test de flexion 3 points (Figure 33), une barre de matériau de taille standardisée est placée sur deux appuis, une force statique est appliquée en son centre. Cet essai se caractérise par la simplicité du montage de l'éprouvette et sa géométrie simple (peu ou pas d'usinage). (19)



Figure 33 - Test de flexion (18)

3.2 Résultats (Figure 35)

Selon les divers auteurs, les valeurs de résistance à la flexion de Vita Enamic® s'étendent de 124 à 180 MPa (Figure 34). Les valeurs des RCIP expérimentaux s'étendent de 144 à 213 MPa, tandis que les valeurs de FG-PICN vont respectivement de la première (zone semblable à l'émail) à la neuvième couche (zone semblable à la dentine) de 175 à 372 MPa.



*Déviations standards non représentées

Figure 34 - Valeurs de résistance à la flexion (σ_f) de VITA Enamic® (schéma de l'auteur selon 11, 21, 20, 6, 24, 25)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Résistance à la flexion (MPa)</u>	<u>Méthode d'évaluation</u>	<u>Composition (en volume)</u>
Vita Zahnfabrik	VITA Enamic®	150-160	Non détaillé	75% de céramique / 25% de polymère
Albero (2015)	VITA Enamic®	180,9	Test de flexion 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Homaei (2015)	VITA Enamic®	135,8	Test de flexion 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Renos Argyrou (2016)	VITA Enamic®	124	Test de flexion 3 points* (Ne respecte pas norme ISO)	75% de céramique / 25% de polymère
Ruse et Sadoun(2014)	VITA Enamic®	139,7	Test de flexion 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Choi et col	VITA Enamic®	140,1	Test de flexion 3 points	75% de céramique / 25% de polymère
Coldea et Col (2015)	RCIP exp	152,3	Test de flexion 3 points	PICN expérimentaux 69% volume de céramique et 31% de polymère
Bencang Cui (2017)	RCIP exp	130,41 à 214,91	Test de flexion 3 points	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/ TEGDMA) <i>Densité de céramique variant de 68% à 73,7% pour des température de frittage allant de 550° à 850°.</i>
Coldea (2013)	RCIP exp	159, 88 +/- 8,49 à 131,07 +/- 3,84	Test de flexion 3 points	Céramique feldspathique (de densité 59%, 63%, 68% et 72%) et polymère (UDMA et TEGDMA)
Coldea (2013)	RCIP 1 exp RCIP 2 exp	144,44 +/- 9,61 158,53 +/- 7,14	Test de flexion 3 points	RCIP1 : 75% de céramique/ 25% de polymère RCIP2 : 69% de céramique/ 31% de polymère
Nguyen (2013)	RCIP exp	305,2	Test de flexion 3 points	73,8% et 72,6% de céramique, +/- frittage (800°), +/- avec initiateur de polymérisation, polymérisation sous HP/HT
Eldafrawy (2018)	FG-PICN	175,8 +/- 30,8 à 372,7 +/- 27,8	Test de flexion 3 points	82,4% à 72,4 % de céramique (vitro-céramique) de la première à la 9e couche et polymère (UDMA)

Figure 35 - Valeur de la résistance à la flexion (σ_f) (tableau de l'auteur selon 2,3,6,9,11,17,20–25)

3.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure 37)

Email/dentine

La résistance à la flexion de la dentine et de l'email sont difficiles à mesurer, peu de références sont disponibles afin de les comparer aux résultats des RCIP. (17) Seule une étude (3) compare les résultats de résistance à la flexion de RCIP avec les tissus dentaires. Selon Bencang al, il est possible d'obtenir un RCIP avec une résistance à la flexion (214,91 MPa) comparable à celle de la dentine naturelle dans des conditions de frittage de 700°.

Autres matériaux de restauration

En étudiant les valeurs de résistance à la flexion des différents matériaux, on observe qu'un large éventail de données avec des divergences de résultats selon les auteurs, ceci est expliqué par des conditions d'essais variables qui peuvent avoir un effet prononcé sur les résultats. (6,21)

Cependant, en croisant ces données nous pouvons dégager des tendances ; la résistance à la flexion du RCIP VITA Enamic® est supérieure à celles des céramiques feldspathiques (VITAVM®9, VITABLOCS® Mark II et TriLuxe forte). (6,20,23) La résistance à la flexion de VITA Enamic® est décrite comme inférieure ou n'ayant pas de différence significative (20) aux résines nanocéramiques (Lava™ Ultimate et CERASMART™) et aux vitrocéramiques renforcées en leucite (IPS Empress CAD). (6,20,21,25) Les valeurs de résistance à la flexion des céramiques polycristallines (YTZP) et vitrocéramique enrichie au disilicate de lithium (IPS E.max CAD) et ICA alumina sont significativement supérieures à celle de Vita Enamic. (2,17,20,21) (Figure 36)

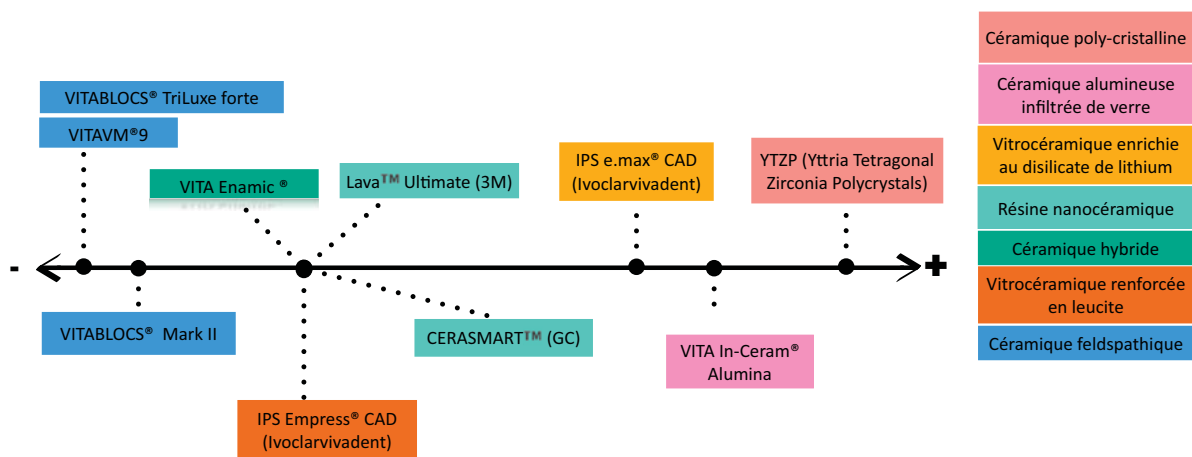


Figure 36 - Représentation des matériaux selon leur résistance à la flexion (schéma de l'auteur selon 2, 6, 17, 20, 21,23, 25)

Auteurs	Matériau	Résistance en flexion (MPa)
Homaei (2015)	VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) Zircon Cercons	135,8 356,7 886,9
Albero (2015)	VITABLOCS® Mark II IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent) Lava™ Ultimate (3M) VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	137,8 +/- 20,9 146,9 +/- 20,2 164,3 +/- 33,3 180,9 +/- 42,2 271,6 +/- 64,7
Renos Argyrou (2016)	VITABLOCS® TriLuxe forte VITA Enamic® IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent) Lava™ Ultimate (3M)	120 124 159 170
Bencang Cui (2017)	Email Vita Enamic Lava™ Ultimate (3M) PICN exp Dentine	60 à 90 169,01 +/- 9,41 208,69 +/- 24,11 130,41 à 214,91 213 à 280
Coldea (2013)	RCIP exp VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II RCIP exp IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) VITA In-Ceram® Alumina YTZP	PICN1 144,44 +/- 9,61 121, 60 +/- 11,61 137,83 +/- 12,4 PICN2 158,53 +/- 7,14 344,05 +/- 64,5 402,05 +/- 34,54 1358,53 +/- 136,54
M. Eldafrawy (2018)	FG-PICN IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) HT Zircone	175,8 +/- 30,8 à 372,7 +/- 27,8 369 +/- 55,6 673,77 +/- 170
Choi et col	VITA Enamic® Lava™ Ultimate (3M) CERASMART™ (GC)	140,1 +/- 7,0 159,1 +/- 6,3 165,4 +/- 16,9

Figure 37 - Comparaison des valeurs de la résistance en flexion des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 2,3,6,17,20,21,25)

FG-RCIP

La résistance à la flexion du FG-RCIP dans sa zone semblable à la dentine s'est avérée être significativement plus élevée que celle du RCIP commercial (VITA Enamic®) ou d'autres composites CFAO et similaire à la vitrocéramique au disilicate de lithium (IPS Emax CAD), tandis que la céramique polycristalline (HT-ZIR) a montré une résistance à la flexion beaucoup plus élevée. Ainsi, le FG-RCIP a démontré un gradient favorable de résistance à la flexion par rapport à d'autres matériaux utilisés en CFAO, ce qui peut favoriser le comportement biomécanique des restaurations unitaires sur les dents et les implants.(2)

3.4 Influence des paramètres de fabrication

Densité du réseau céramique

La proportion de céramique poreuse et de polymère influence les propriétés de la céramique hybride. Selon Coldea et al. (17), la résistance à la flexion des céramiques poreuses augmente avec leur densité. A l'inverse, les valeurs de résistance à la flexion des RCIP diminuent lors de l'augmentation de la densité du réseau céramique (Figure 38).

Ce phénomène est lié à un mécanisme de renforcement résultant de la structure biphasée (polymère-céramique) du RCIP. En effet, les mesures individuelles des résistances à la flexion des composantes du RCIP (135 MPa pour le polymère et 103 MPa pour la céramique dense) sont inférieures à la résistance à la flexion du RCIP allant jusqu'à 160 MPa (Figure 39).

On suppose que ce phénomène correspond à celui observé dans des études concernant les IPN céramique-métal (de Travitzky et al., Prielipp et al. et Wegner et al.) dans lesquelles l'augmentation de la porosité de la céramique s'accompagne d'une augmentation de la fraction de polymère ductile. La résistance à la flexion du polymère étant significativement supérieure à celle de la céramique poreuse, cela contribue à l'amélioration de la résistance à la flexion du matériau RCIP. Ainsi, la résistance à la flexion est le résultat d'une interaction entre deux phases, polymère et céramique poreuse. Cependant Bencang al. (2017) précisent que la densité de céramique influence davantage le module d'élasticité et la dureté que la résistance à la flexion (σ_f). (3)

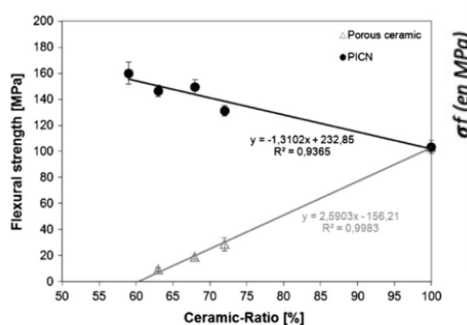


Figure 38 - Comparaison de σ_f de trois céramiques poreuses et de quatre RCIPs (17)

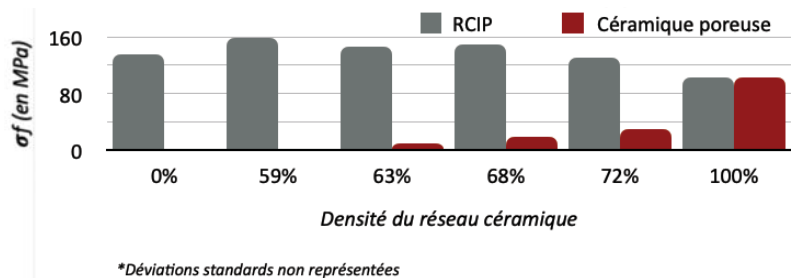


Figure 39 - Influence de la microstructure (schéma de l'auteur selon 17)

De la même manière, le gradient de microstructure du FG-PICN montre une augmentation de la résistance à la flexion de la zone semblable à l'émail (première couche) vers la zone semblable à la dentine (dernière couche), ce qui est expliqué par l'augmentation de la fraction polymère (de 17,6 à 27,6% en volume) tandis que le pourcentage de volume céramique diminue (2)

Température de frittage

Selon Bencang al. (3), lorsque la température de frittage atteint 700°C, la résistance à la flexion atteint sa valeur la plus élevée (214,91 MPa), ce qui permet d'obtenir des propriétés comparables à celles de la dentine naturelle et à celles de deux blocs CFAO commerciaux (Vita Enamic et Lava Ultimate). Ainsi, une température de frittage de 700 °C pourrait être favorable pour la fabrication de ce type de RCIP. Pour des valeurs entre 700 et 850 degrés, la résistance à la flexion décroît inversement proportionnelle à la température de frittage. (Figure 40)

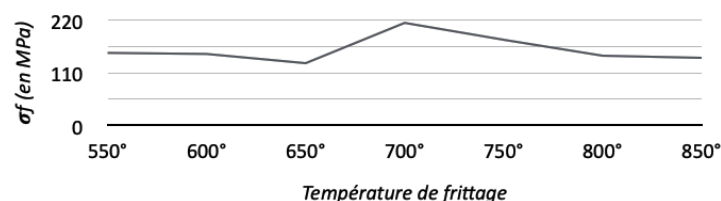


Figure 40 - Évolution de la résistance à la flexion selon la température de frittage du réseau céramique (schéma de l'auteur selon 3)

Polymérisation

Nguyen et al.(9) montre qu'un processus de fabrication humide du réseau vitrocéramique utilisé dans les RCIP expérimentaux, associé au processus de polymérisation sous haute pression et haute température (HT-HP) du polymère a permis d'augmenter la résistance à la flexion du matériau jusqu'à environ 305 MPa.

3.5 Conséquences cliniques

Bien que considérée comme la norme, la pertinence clinique des essais de résistance à la flexion est critiquée. En effet, les défaillances mécaniques des restaurations dentaires n'ont généralement pas lieu lors de l'application d'une charge statique, mais sont la conséquence de fracture de fatigue suite à des charges occlusales répétées dans un environnement buccal humide. (6,21)

4. Module de Weibull

4.1 Définition

Lors de la fabrication des céramiques, des défauts sont introduits et distribués de manière aléatoire au sein des matériaux (Figure 41), ceux-ci sont le point initial de fêlures engendrant la rupture des matériaux. Ainsi, pour un même matériau avec différents échantillons, les valeurs de résistance à la flexion peuvent varier. La valeur absolue de la résistance à la flexion ne permet donc pas de définir la fiabilité d'un matériau, certains auteurs proposent donc d'associer à la résistance à la flexion un module basé sur la distribution statistique des défauts au sein du matériau, le module de Weibull. (19)

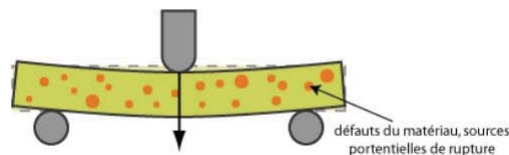


Figure 41 - Représentation des défauts au sein d'un matériau (18)

La théorie statistique de Weibull, est une méthode couramment utilisée pour caractériser une résistance céramique et sa fiabilité structurelle. (21) Elle décrit la résistance d'un matériau avec une valeur de probabilité de rupture selon une contrainte donnée.(20) Son module de Weibull (m), sans dimension, rend compte de la dispersion des valeurs de contrainte à la rupture. Ainsi, une valeur du module de Weibull élevée indique une distribution uniforme des défauts au sein du matériau et une faible dispersion des contraintes à la rupture dans le même volume. A l'inverse, de faibles valeurs du module de Weibull indiquent une distribution non uniforme de ces défauts et une grande dispersion des contraintes à la rupture dans un volume (V) de matière.

4.2 Résultats (Figure 42)

Les valeurs du module de Weibull (m) pour VITA Enamic® s'étendent de 4,99 à 20. Les valeurs de RCIP expérimentaux s'étendent de 9 à 23. Il a été démontré que le module de Weibull du FG-RCIP augmentent de 6,4 à 11,7 de la première (zone semblable à l'émail avec 10% en volume de fraction polymère) à la neuvième couche (zone semblable à la dentine avec 30% en volume de fraction polymère). Ainsi, le module de Weibull augmente avec la fraction polymère qui favorise le comportement viscoélastique du matériau, ce qui entrave l'amorçage et la propagation des fissures (Berkovitz et Col. 2009).(2)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Module de Weibull</u>	<u>Composition (en volume)</u>
Vita Zahnfabrik	VITA Enamic®	20	75% de céramique / 25% de polymère
Albero (2015)	VITA Enamic®	4,99	75% de céramique / 25% de polymère
Homaei (2015)	VITA Enamic®	19,7	75% de céramique / 25% de polymère
Swain (2015)	VITA Enamic®	4,99	75% de céramique / 25% de polymère
Renos Argyrou (2016)	VITA Enamic®	18,27	75% de céramique / 25% de polymère
Dartora (2019)	VITA Enamic®	5,23 (3,79-7,23)	75% de céramique / 25% de polymère
Bencang Cui (2017)	RICP exp	Cf graphique	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/TEGDMA <i>Densité de céramique variant de 68% à 73,7% pour des températures de frittage allant de 550° à 850°.</i>
Volker Franco Steier (2013)	RICP exp	9 à 23 (selon paramètres de fabrication)	Céramique (oxyde aluminium) et polymère (UDMA/TEGDMA), avec polymérisation sous différentes pressions (0, 100,300 MPa) avec différentes vitesse de chauffe (0,1 et 2 K/min)
Nguyen (2013)	RICP exp	6,4 à 11,7	73,8% et 72,6% de céramique, +/- frittage (800°), +/- avec initiateur de polymérisation, polymérisation sous HP/HT
Eldafrawy (2018)	FG-PICN	6,4 à 14,6	82,4% à 72,4 % de céramique (vitro-céramique) de la première à la 9e couche et polymère (UDMA)

Figure 42 - Valeurs du module de Weibull de Vita Enamic et RICP expérimentaux (tableau de l'auteur selon 2–4,6,9,11,15,20,21,26)

4.3 Comparaison avec les autres matériaux

Les résultats très variables selon les auteurs, ne permettant de tirer de conclusion. (Figure 43)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Module de Weibull</u>
Homaei (2015)	IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	7,0
	Zircon Cercons	14,5
	VITA Enamic®	19,7
Albero (2015)	IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	4,91
	VITA Enamic®	4,99
	Suprinity	5,27
	Lava™ Ultimate	5,98
	VITABLOCS® Mark II	8,07
	IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent)	8,63
Dartora (2019)	Filtek 2350XT (Résine composite)	2,80 (2,01-3,90)
	VITA Enamic®	5,23 (3,79-7,23)
	IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	8,33 (5,72-12,14)
Renos Argyrou (2016)	IPS Empress® CAD (Ivoclarvivadent)	11,07
	Lava Ultimate CAD-CAM Restorative	15,39
	VITA Enamic®	18,27
	VITABLOCS TriLux forte	22,58
Eldafrawy (2018)	HT Zircon	4,1
	FG-PICN	6,4 à 14,6
	IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent)	7,1

Figure 43 - Comparaison des modules de Weibull (m) des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 2,6,20,21,26)

4.4 Influence des paramètres de fabrication

Température de frittage

Nguyen et al. montrent que le module de Weibull est plus élevé pour des réseaux non frittés, ce qui peut s'expliquer, selon les auteurs, par l'absence de cou de frittage permettant le mouvement des particules avant la polymérisation sous pression pour réduire la distribution et la taille des défauts. (9)

Polymérisation

Les conditions de polymérisation influencent également le module de Weibull. Selon Nguyen et al., la polymérisation sous haute pression et haute température entraîne un module de Weibull considérablement amélioré, moins de défauts et plus petits comparé à leurs homologues photopolymérisés. (9)

Steier et al. (15), en accord avec Nguyen et al., montrent qu'avec une pression croissante de polymérisation, on assiste à une augmentation du module de Weibull. Dans des conditions de pression ambiante, l'augmentation de la vitesse de chauffe entraîne une augmentation du module de Weibull. Cependant, la vitesse de chauffe influence faiblement le module de Weibull lors d'une polymérisation sous haute pression.

5. La ténacité ou résistance à la rupture

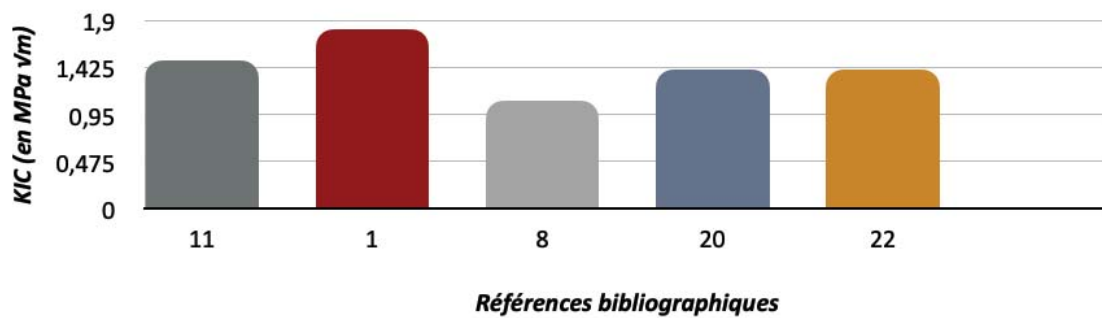
5.1 Définition

La ténacité à la rupture (K_{IC}) est l'une des principales propriétés associées aux performances cliniques des matériaux dentaires. (7) Elle décrit la capacité d'un matériau à résister à la croissance d'une fissure existante (1). La ténacité donne la contrainte (en Pascal) que le matériau peut supporter lorsqu'il présente une fissure d'une certaine longueur. Ainsi, la ténacité s'exprime selon la racine carrée de cette longueur en $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$.

Deux méthodes sont retrouvées pour déterminer les valeurs de ténacité des RCIP. La norme ISO (Organisation Internationale de normalisation) 23146 recommande la méthode sur éprouvette à entaille en V sur une seule face pour déterminer le K_{IC} des matériaux céramiques. Ces éprouvettes sont chargées en flexion sur quatre points jusqu'à la rupture (méthode SEVNB). (27) Une autre méthode, non normalisée, s'effectue par un essai d'indentation (IS) par création de fissure. (28)

5.2 Résultats (Figure 45)

Les valeurs de ténacité de VITA Enamic® s'étendent de 1,09 à 1,81 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$. (Figure 44) Les valeurs de ténacité des RCIP expérimentaux varient de 0,83 à 2,8 $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$. Cette disparité dans les résultats peut s'expliquer par les différents protocoles utilisés pour obtenir ces valeurs.



**Déviations standards non représentées*

Figure 44 - Valeurs de ténacité (K_{IC}) de VITA Enamic® (Schéma de l'auteur selon 11, 8, 20, 22)

Auteurs	Matériau	Ténacité (en MPa.√m)	Méthode	Composition (en volume)
Fabricant	VITA Enamic®	1,5	SEVBN	75% céramique / 25% de polymère
Jie Min (2016)	VITA Enamic®	1,81 +/- 0,08	IS	75% céramique / 25% polymère
Alvaro Della Bona (2014)	VITA Enamic®	1,09 +/- 0,05	SEVBN	75% céramique / 25% polymère
Homaei (2016)	VITA Enamic®	1,4 +/- 0,1	SEVNB	75% céramique / 25% polymère
Coldea (2015)	VITA Enamic® RCIP exp	1,41 +/- 0,17 1,89 +/- 0,27	IS	75% céramique / 25% polymère 69% céramique/31% de polymère
Bencang Cui (2017)	RCIP exp	1,76 à 2,35	SEVNB	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/TEGDMA) <i>Densité de céramique variant de 68% à 73.7 % pour des température de frittage allant de 550° à 850°.</i>
He et Swain (2011)	RCIP exp	1,72	IS	Céramique de 1.66 et 1.80 g/cm3 infiltrée de polymère sous haute et faible pression
Nguyen (2013)	RCIP exp	2,8 +/- 0,7	Notchless Triangular Prism (NTP)	73,8% et 72,6% de céramique, +/- frittage (800°), +/- avec initiateur de polymérisation, polymérisation sous HP/HT
Coldea (2013)	RCIP1 (exp) RCIP 2 (exp)	1 +/- 0,04 1,51 +/- 0,11	SEVNB	RCIP1 : 75% de céramique/ 25% de polymère RCIP2 : 69% de céramique/ 31% de polymère
	RCIP 1 (exp) RCIP 2 (exp)	1,41 +/- 0,17 1,89 +/- 0,27	IS	
Volker Franco Steier (2013)	RCIP exp	2,3 +/- 0,07	SEVNB	Céramique (oxyde aluminium) et polymère (UDMA/TEGDMA), avec polymérisation sous différentes pressions (0, 100,300 MPa) avec différentes vitesses de chauffe (0,1 et 2 K/min)
Weiyan Li (2018)	RCIP - Tf 1100°	0,83 +/- 0,03 à 1,40 +/- 0,06	SEVNB	Densité de céramique (zircon) variable (58%, 74%, 85% et 92%) et polymère (TEGDMA et UDMA) variation de température de frittage (Tf) (1100°, 1200°, 1300°)
	RCIP - Tf 1200°	1,47 +/- 0,17 à 2,97 +/- 0,17		
	RCIP - Tf 1300°	1,36 +/- 0,06 à 2,48 +/- 0,12		

Figure 45 - Valeurs de ténacité de VITA Enamic® et des RCIP expérimentaux (tableau de l'auteur selon 1,3,5,8,9,11,15,16,21–23)

5.3 Comparaison avec les autres matériaux (Figure 49)

Email/dentine

Afin de développer des matériaux de restauration ayant une longévité équivalente aux tissus dentaires, l'étude du comportement à la rupture de l'email est essentielle. Selon Jie Min et al. (1) les matériaux RCIP (VITA Enamic®) présentent des valeurs de résistance à l'indentation (K_{ic}) supérieures ou de l'ordre de l'email grâce à l'incorporation de la phase polymère dans le réseau céramique. (3) Cette propriété indique une excellente capacité de tolérance aux dommages des RCIP. (Figure 46)

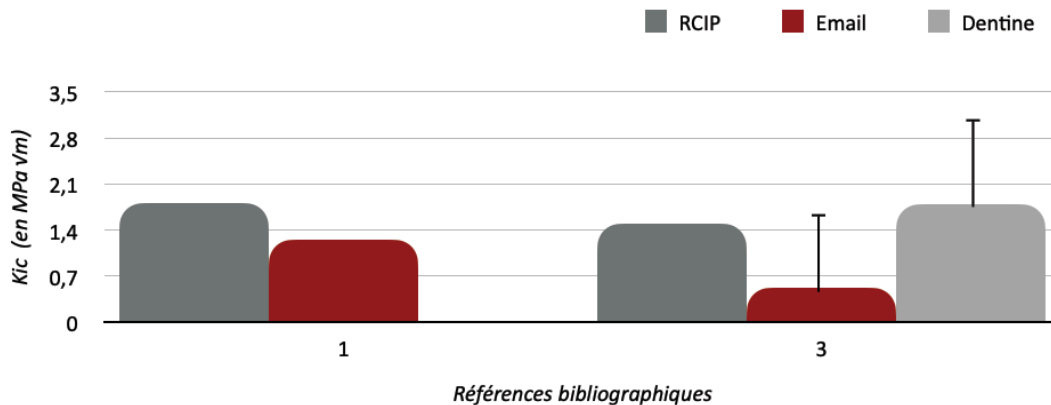


Figure 46 - Comparaison de la ténacité RCIP/email-dentine (Schéma de l'auteur selon 1, 3)

Au sein de l'email, les fissures se propagent à partir de la gaine protéique des prismes d'email, le long de l'interface des prismes composés de nanocristaux d'hydroxyapatite. (1)

Au sein des RCIP les fissures traversent la matrice de céramique et sont ensuite déviées à l'interface céramique/polymère. (Figure 47) Cette interface sert de barrière à l'extension de fissure. (1,17). Ce comportement suggère que les dommages locaux sont moins susceptibles d'entraîner une défaillance induite par l'écaillage des restaurations. (17)

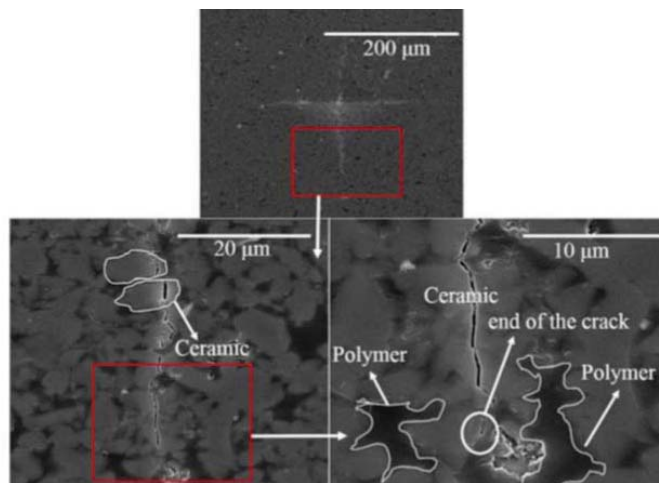


Figure 47 - Observation en MEB de la morphologie de surface d'un RCIP après indentation de Vickers et extension de fêlures (1)

Autres matériaux de restauration

En comparant les résultats des différentes études (Figure 49), les valeurs de ténacité de VITA Enamic® et des RCIP expérimentaux sont significativement inférieures à celles de la zircone, In-Ceram® Alumina et IPS e.max® CAD. (21,23) Les RCIP ont des valeurs de ténacité supérieures à celles des céramiques feldspathiques (VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II). (8,22,23) Dans les céramiques traditionnelles, selon les résultats de résistance à la rupture par indentation, les fissures sont de type médian-radial et sont beaucoup plus grandes que pour celles des matériaux RCIP. (1) Au sein des RCIP, la phase de verre cassante (composition principale des céramiques traditionnelles) est remplacée par une matrice polymère. Ainsi, les propriétés de la céramique telles que la flexibilité, la fragilité et la résistance à l'abrasion, ont été sensiblement améliorées grâce à l'incorporation de polymère dans le réseau céramique. (1) Les valeurs de ténacité à la rupture des RCIP sont inférieures à celle de la résine composite directe (3,8) et selon différentes études (3,5,8) supérieures ou inférieures aux résines composites usinables. (Figure 48)

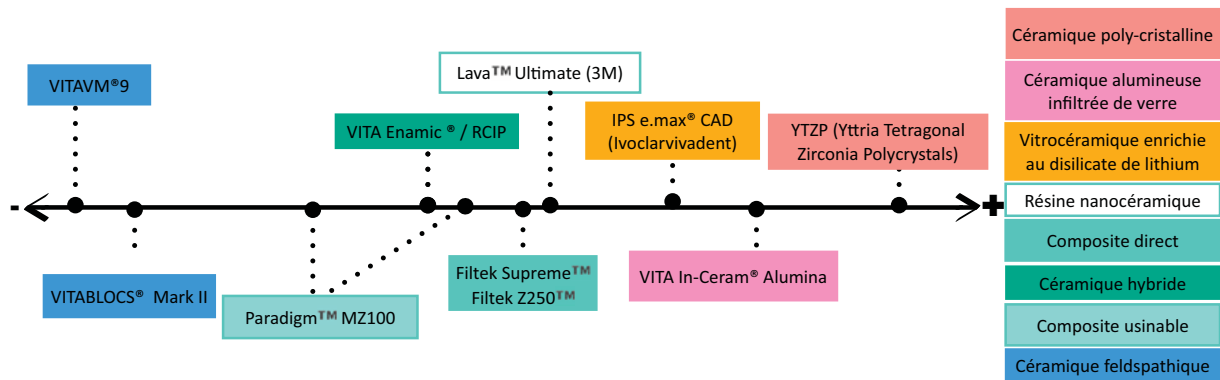


Figure 48 - Représentation des matériaux selon leur ténacité (schéma de l'auteur selon 8, 21, 22,23)

Auteurs	Matériau	Ténacité (En MPa. √m)	Méthode
Fabricant	VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) Zirconia Cercon	1,5 2-2,5 6	SEVBN
Jie Min (2016)	Email VITA Enamic®	1,26 +/- 0,05 1,81 +/- 0,08	Indentation
He et Swain (2011)	Paradigm™ MZ100 (3M) RICP exp	1,4 1,72	Indentation
Alvaro Della Bona (2014)	Céramique feldspathique VITA Enamic® Paradigm™ MZ100 (3M) Filtek Supreme™ Filtek Z250™	0,67–0,72 1,09 +/- 0,05 1,1 +/- 0,2 1,3 1,5	SEVBN
Nguyen (2013)	Paradigm™ MZ100 (3M) RCIP exp	0,8 +/- 0,2 2,8 +/- 0,7	Notchless triangular prism (NTP)
Bencang Cui (2017)	Email VITA Enamic® RICP exp Dentine Lava™ Ultimate Résine composite photopolymérisée	0,52 - 1,5 1,5 1,76–2,35 1,8 - 3,1 2,02 +/- 0,15 2,27 +/- 0,09	Standard single- edge-notched beam (SENB)
Coldea (2013)	VITAVM®9 PICN 1 VITABLOCS® Mark II PICN 2 IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) In-Ceram® Alumina YTZP	0,82 +/- 0,06 1 +/- 0,04 1 +/- 0,06 1,51 +/- 0,11 2,37 +/- 0,28 3,73 +/- 3,73 4,94 +/- 0,28	SEVNB
Coldea (2013)	VITAVM®9 VITABLOCS® Mark II PICN 1 PICN 2 IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) In-Ceram® Alumina YTZP	0,96 +/- 0,02 1,25 +/- 0,14 1,41 +/- 0,17 1,89 +/- 0,27 2,27 +/- 0,16 3,64 +/- 0,45 4,97 +/- 0,28	IS
Homaie (2016)	VITA Enamic® IPS e.max® CAD (Ivoclarvivadent) Zirconia Cercon	1,4 +/- 0,1 2,8 +/- 0,1 6,6 +/- 0,6	SEVNB
Steier (2013)	Copolymère (TEGDMA/UDMA) Céramique (oxyde d'aluminium) préforme non remplie RICP exp	0,06 +/- 0,01 0,1 +/- 0,05 2,3 +/- 0,07	SEVNB Double torsion technique

Figure 49 - Comparaison des valeurs de ténacité des matériaux (tableau de l'auteur selon 1, 3, 5, 8, 9, 11, 15, 20, 22,23)

5.4 Propagation des fissures

Contrairement aux matériaux ductiles, une fissure ne s'initie pas spontanément dans les matériaux fragiles mais en général à partir d'un défaut pré-existant lorsque celui-ci est soumis à des contraintes trop importantes. (21) Différents auteurs ont analysé la propagation des fissures au sein des RCIP.

Selon He et Swain (5), dans les céramiques poreuses pré-infiltrées, les fissures se propagent le long des cristaux de céramiques (Figure 50). Après infiltration du réseau de polymère, les fissures se propagent dans la phase de polymère et au niveau des isthmes de céramique où la fissure a pu pénétrer. Ainsi, la ténacité élevée à la rupture du RCIP est due à la déviation des fissures.

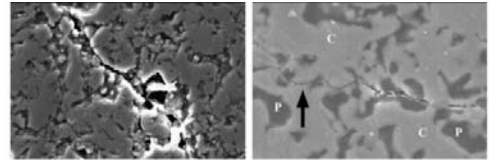


Figure 50 - Observation en MEB de la propagation d'une fissure au sein d'un RCIP (5)

Selon Min et al. (1) et Coldea et al. (17), les fissures s'étendent à travers la matrice céramique et sont déviées aux interfaces polymère/céramique servant de barrière à leur extension. Ce mode de propagation n'est pas observé dans d'autres matériaux dentaires, il est principalement lié à sa microstructure dans laquelle le verre des céramiques feldspathique est remplacé par une matrice de polymère. Les observations MEB faites par Coldea et al. (17) des fissures induites par indentation indiquent que le réseau polymère provoque une plus grande déflexion des fissures que le matériau céramique dense.

Selon Franco et al. (15), en raison de la structure matricielle interpénétrante, les fissures doivent traverser toutes les phases. (Figure 51) Cependant, une croissance préférentielle le long de l'interface entre la céramique et le polymère est observée. L'adhérence entre la céramique et le polymère a un effet sur la croissance des fissures, rendue possible quand la contrainte maximale au fond de la fissure est supérieure à l'adhérence entre la céramique et le polymère et à leur résistance.

L'observation des surfaces fracturées des RCIP (Figure 52) montre une microstructure de surface avec des fissures évoluant avec un chemin tortueux. A l'inverse des matériaux dont la propagation des fissures connaît une déviation limitée, et par conséquent une surface de fracture lisse, impliquant généralement une ténacité à la rupture plus faible (22,23).

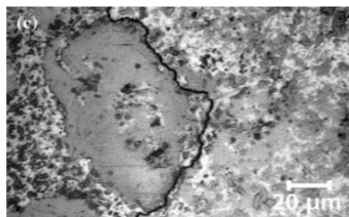


Figure 51 - Observation en MEB de la croissance d'une fissure le long de l'interface céramique/polymère (15)

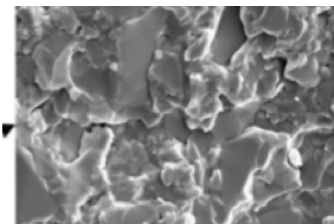


Figure 52 - Surface de fracture de VITA Enamic ® observée en MEB (22)

5.5 Comportement de la courbe R (courbe de résistance)

L'évolution d'une fissure au sein des matériaux est variable, la courbe R (courbe de résistance) donne la variation de la ténacité en fonction de l'avancée de la fissure. Différents auteurs (22,23) montrent que les matériaux RCIP présentent un comportement significatif de la courbe R, c'est-à-dire une augmentation de la ténacité à la rupture lors de l'évolution de la longueur de la fissure. (Figure 53) Cet effet est particulièrement requis pour les matériaux cassant, il permet de contribuer à la tolérance des défauts.(15)

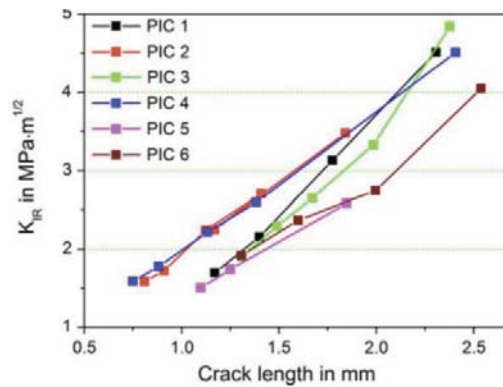


Figure 53 - Comportement de la courbe R des RCIP (15)

Pour un matériau avec une courbe R, la pente représentant la dégradation de la résistance en fonction de la charge d'indentation doit être inférieure à 1/3. (Figure 54) En comparaison avec les autres matériaux, Coldea et al. montrent que tous les matériaux à phase interpénétrés (RCIP et In-Ceram®Alumina) ainsi que les VITABLOCS® Mark II présentent un comportement de la courbe R, à l'exception de VITAVM®9 et YTZP. Ce comportement est plus marqué pour les matériaux RCIP suivi par les VITABLOCS® Mark II, In-Ceram®Alumina, IPS e.max® CAD (23).

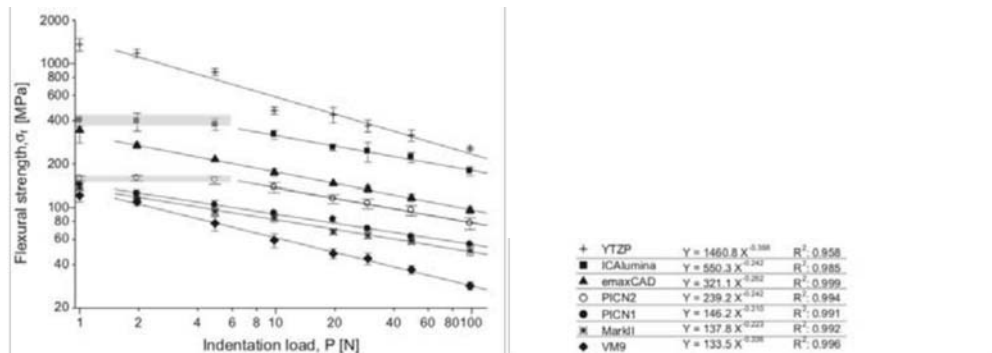


Figure 54 - Dégradation de la résistance en fonction de la charge d'indentation (23)

Selon Steier et al. (15), le matériau RCIP expérimental (Al_2O_3 + TEGDMA/UDMA) présente un comportement de la courbe R plus important que celui de la céramique monolithique à base d'alumine ou des préformes non remplies. Cela est attribué aux mécanismes de renforcement induit par la présence de polymère au sein de la microstructure.

5.6 Mécanismes de renforcement

Selon les résultats de Prielipp et al. et Wegner et al. (29), des mécanismes de renforcement ont initialement été observés pour les IPC céramique-métal, puis pour les IPC céramique-polymère. Ainsi, la ténacité a été considérablement améliorée par l'infiltration d'une phase ductile dans la céramique, comme le confirment les résultats de Steier et al. (15) où une ténacité du RCIP beaucoup plus élevée est observée comparativement à ses composantes microstructurales (copolymère et préforme non remplie).

La faible ténacité et la forte sensibilité à la croissance des fissures limitent l'utilisation des céramiques feldspathiques dans leur application clinique. (7) Ainsi, l'infiltration de monomère change le modèle de fracture de la céramique en entravant avec succès l'augmentation des fêlures donnant au matériau une haute ténacité. (16) Ces mécanismes de renforcement ont été étudiés par différents auteurs.

Selon Li et al. (16) le renforcement a été attribué principalement aux ponts de polymères. Les ponts de polymères formés à travers la fissure gênent son ouverture et réduisent simultanément la contrainte au fond de celle-ci. (4,15,23) On suppose qu'un grand nombre de ponts de polymère se

trouvent derrière le fond de la fissure. Selon Swain et al.(4), l'étendue de la fermeture des fissures associée à ces ponts en polymère dépend d'un certain nombre de facteurs, notamment la qualité de la liaison avec la matrice céramique, la contrainte résiduelle à l'intérieur du polymère, l'étendue de la conversion polymère, ainsi que la limite d'élasticité et la déformation à la rupture du polymère de pontage.

Un autre effet de renforcement est la ramification. Les ramifications des fissures génèrent plusieurs centres de concentration des contraintes qui entraînent une réduction des contraintes au niveau de la fissure principale. (15,22)

Enfin, la déviation des fissures a été identifiée comme principal mécanisme de renforcement dans les résines composites avec un rapport charge/matrice élevé, celle-ci est causée par les particules céramiques. Dans les composites fibreux alignés, contrairement aux IPN, les fissures se propagent parallèlement aux fibres et ne peuvent pas être déviées. Par conséquent, pour développer le comportement de la courbe R une inhomogénéité de structure est nécessaire.(4) Au sein des RCIP la déviation des fissures est principalement produite le long de l'interface céramique/polymère (5,15,22).

Ces deux derniers effets sont des mécanismes efficaces de renforcement et conduisent à un fort comportement de la courbe en R dans les RCIP.(15,22)

6. Fluage

6.1 Définition

Le fluage est considéré comme un aspect important du comportement mécanique, il correspond à la capacité d'un matériau à subir une déformation permanente en fonction du temps sous une contrainte constante. Le fluage au sein des matériaux dentaires permet une redistribution des contraintes au sein des restaurations. (1)

6.2 Résultats

Comparaison aux tissus dentaires

Au sein de l'émail, la déformation au fluage est due à la gaine protéique inter-prismatique et aux protéines interstitielles entre les cristaux d'hydroxyapatite des prismes. Min et al. (1) montrent un comportement de fluage du RCIP similaire à celui de l'émail avec deux régions distinctes. La première, dite région de fluage primaire, correspond à des temps de maintien de la charge inférieurs à 30 secondes, dans laquelle le taux de déformation moyen de l'émail et du RCIP augmente avec la charge et est supérieur pour le RCIP. (Figure 55) La seconde, dite région de fluage stationnaire, correspond à une période de chargement supérieure à 60 secondes, dans laquelle les taux de déformation moyens se rapprochent d'une valeur constante.(Figure 56)

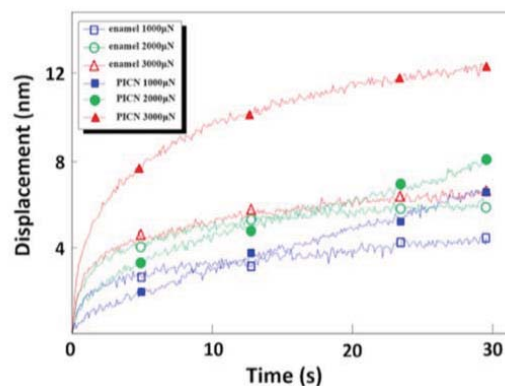


Figure 55 – Déformation (nm) de l'émail et du RCIP à différentes charges pour un temps de maintien allant jusqu'à 30 sec. (1)

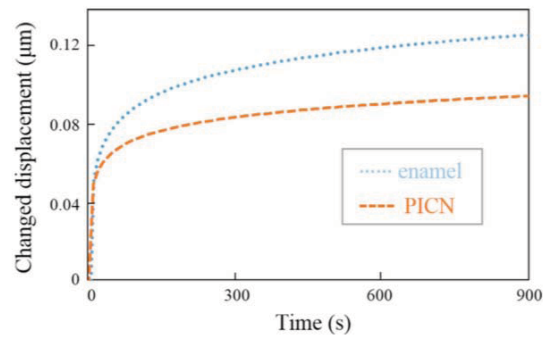


Figure 56 - Variation du déplacement d'indentation en fonction du temps pour l'émail dentaire et le RCIP avec une charge maximale de 250N et un temps de maintien de 900 s (1)

Selon les résultats des tests nano-indentation de Min et al. (1) une variation significative du comportement au fluage est présente au sein des RICP. La matrice polymère montre une réponse de fluage maximale, suivie par l'interface polymère-céramique, puis la matrice céramique. Lorsqu'il est construit avec un rapport approprié de composants, le RICP peut adopter un comportement de micro-fluage similaire à l'émail humain. Cela confirme également l'excellente correspondance des performances entre le RCIP et l'émail naturel. (Figure 57)

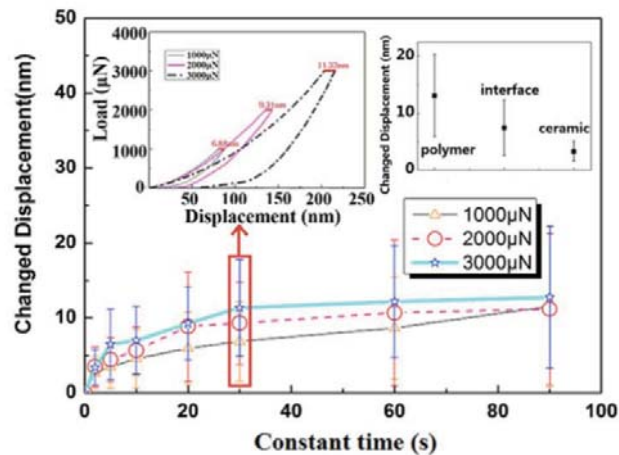


Figure 57 - Modification du déplacement d'indentation (nm) en fonction du temps (s) au sein du RCIP. (1)

Swain et al (5) précisent que le RCIP et l'émail dentaire, n'ont pas la même capacité de récupération lors du déchargement. La raison possible serait que les particules de céramique fracturées lors de la phase de chargement s'imbriquent et bloquent la récupération du polymère lors de la phase du déchargement. Dans l'émail, la capacité des protéines inter-prismatiques confère cette propriété de récupération en se pliant et dépliant. Comparativement aux céramiques traditionnelles, qui n'ont pas de comportement au fluage à température ambiante, les résultats du RCIP suggèrent qu'elle a une meilleure capacité de redistribution des contraintes que les autres restaurations toutes céramiques. (1,5)

7. Résistance à la fatigue

7.1 Généralités

Cliniquement, les restaurations tout-céramique sont soumises à des forces intra-orales complexes, constituées de charges cycliques (500 000 cycles/an en moyenne) dans des conditions chimiques et thermiques variables entraînant une réduction de leurs propriétés mécaniques. (30) Ainsi, la principale cause des défaillances mécaniques ne se manifeste pas sous forme de fracture d'impact, mais sous forme de rupture par fatigue (Keulemans et al. 2009). (21)

Les études de fatigue sont une approche cliniquement pertinente afin d'étudier la mécanique de défaillance des restaurations. (30) La fatigue correspond à une sollicitation mécanique alternée et de faible amplitude. Lorsqu'un matériau est soumis à des cycles répétés d'efforts, il subit un endommagement par fatigue non décelable macroscopiquement qui correspond à des modifications de sa microstructure. (19) La rupture par fatigue se produit en plusieurs étapes, la première est la nucléation des fissures généralement initiée à partir d'un défaut pré-existant qui, sous-tension, provoque une concentration des contraintes localisées (Ritchie et al., Vult Von Steyern et al.). Leur propagation entraîne la rupture du matériau. (21)

Lors des essais de fatigue (Figure 58), des éprouvettes sont soumises à des cycles d'efforts périodiques ainsi les surfaces de l'échantillon subissant la contrainte maximale vont être le siège de l'initiation de la rupture. (18) Peu de publications sont à l'heure actuelle disponibles sur la résistance à la fatigue des matériaux RCIP.



Figure 58 - Principe de l'essai de fatigue par flexion rotative ou charge axiale (18)

7.2 Dégradation de la résistance

Bien qu'il existe peu d'étude sur la fatigue du RCIP, les résultats suggèrent que ce matériau est très résistant à la dégradation pour de faibles charges, jusqu'à 200 N, lorsqu'il est cimenté sur un substrat. (7)

Aboushelib et al. (30) analysent la rupture de fatigue en simulant environ sept années d'utilisation clinique (soit 3,7 millions de cycles avec des plages de 50 à 200N à 3Hz) mimant au plus près les conditions intra-orales, les résultats montrent une détérioration des propriétés des matériaux testés (couronnes antérieures). L'évaluation de la fatigue cyclique sur les matériaux (Figure 59) montre que VITA Enamic® est le moins affectée par la détérioration de sa résistance (15,75%), suivi par Lava™ Ultimate (15,99%), IPS e.max® CAD (27,14%), IPS Empress® CAD (32,26%), Zirconia avec une couche cosmétique (34.03%). En effet, VITA Enamic® et Lava™ Ultimate possèdent une matrice de polymère tolérante aux dommages et à la propagation de fissures contrairement aux matrices vitreuses des restaurations tout-céramique qui possède en plus une fragilité supérieure. La déformation élastique contre une charge cyclique semble être positive pour le comportement mécanique du matériau. (30)

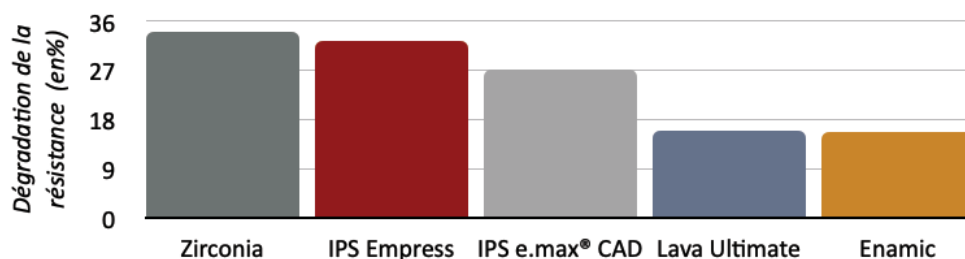


Figure 59 - Dégradation de la résistance des différents matériaux (schéma de l'auteur selon 30)

Ces résultats sont en accord avec ceux de la simulation clinique obtenus par Swain et Coldea (4), reflétant un taux de survie simulé sur cinq ans (fatigue cyclique avec 198 N, 1,2 million de cycles, 1,6 Hz associé à un cycle thermique). Le matériau VITA Enamic® présente 100% de survie suivie par IPS e.max® (57.14%) et VITABLOCS® Mark II (14.28%). Selon les auteurs, l'incidence de la fissuration lors des tests de fatigue semble évoluer avec la ténacité à la rupture. En effet, le module E et la dureté inférieure associée un comportement de la courbe en R de VITA Enamic® semble avoir conféré une résistance sensiblement améliorée à l'amorçage et à la croissance des fissures.

El Zhawi et al (31) ont exposé des couronnes monolithiques RCIP (VITA Enamic®) à deux types de test. Le premier est un essai de fatigue accéléré utilisant différents profils de contraintes allant de 400 à 1700N (léger, modéré, agressif) dans lequel seulement 3 des 24 couronnes postérieures ont connu une défaillance. Le second est un essai de fatigue à long terme (fréquence de 2 Hz, 200 N, 1,25 million de cycles) correspondant à une usure clinique d'environ 5 ans. Les résultats ont montré qu'aucune des couronnes RCIP ne se fracturait ou ne présentait des dommages de fatigue importants autre qu'une usure mineure. Ainsi, considérant les forces de mastication classiques comprises entre 100 et 150 N, les auteurs concluent que le RCIP est un matériau adapté pour les restaurations unitaires par couronne et sont bien indiquées pour les patients présentant une activité parafunctionnelle du fait de leur bonne résistance à la fatigue. Cependant, toutes les couronnes de cette étude étaient soutenues par des piliers en composite, donc la prudence est recommandée si Vita Enamic® est utilisé pour fabriquer des bridges.

7.3 La limite de fatigue

L'augmentation de la charge semble favoriser d'autres matériaux comme le disilicate de lithium ou la zircone. (7)

Dans le but de caractériser la résistance à la fatigue, Homaei et al. (21) utilisent le diagramme de WÖHLER (Figure 60). Il est obtenu en effectuant un chargement cyclique en flexion (en 3 points) sur les échantillons (VITA Enamic®, Zirconia Cercon, IPS e.max® CAD) afin d'obtenir pour chaque niveau de contrainte (S) le nombre de cycles à la rupture (N). À partir de cette courbe, on détermine la limite de fatigue sur 10^6 cycles, elle correspond au seuil en-dessous duquel aucune défaillance du matériau ne se produit. Selon Homaei et al, elle est d'environ 45 à 55 % de la résistance moyenne à la flexion des matériaux. Elle est plus élevée pour Zirconia Cercon (ZC) (500,1 MPa) suivi par IPS e.max® CAD (LD) (168,4 MPa) et VITA Enamic® (PIC) (73,8 MPa). Bien que la résistance à la fatigue soit plus faible pour le matériau RCIP, selon les auteurs ce matériau est capable de résister aux forces masticatoires normales.

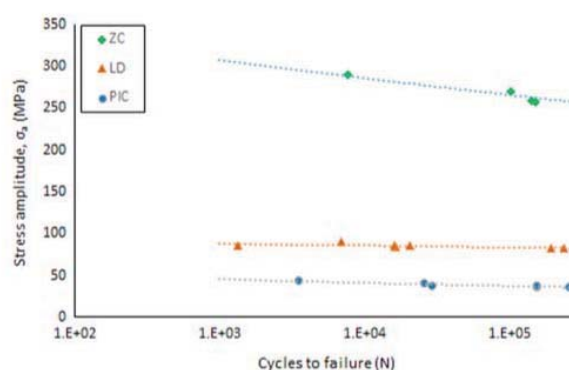


Figure 60 - Diagramme de WÖHLER (21)

Selon Gonzaga et al (32) VITA Enamic®, avec une résistance caractéristique inférieure et un module de Weibull plus élevé, présente une faible accumulation de contraintes sous des charges occlusales normales mais présente un risque de défaillance le plus élevé sous des charges de 700 à 900 N.

8. Tolérance au dommage

8.1 Définition

La dégradation de la résistance correspond à la tolérance aux dommages des céramiques dentaires, elle peut se produire sous forces masticatoires et parafunctionnelles de plus de 200N (Peterson et al.) qui génèrent des défauts au sein du matériau, mais également lors de l'ajustement du clinicien ou du prothésiste lors de la confection de la prothèse. (23)

On estime que les charges occlusales maximales appliquées sur les dents se situent entre 150 et 665 N. Cependant, ces forces de mastication sont généralement bien inférieures à ces valeurs et sont réparties sur les cuspides opposées de plusieurs dents. Ainsi, ces forces ne dépassent généralement pas 10N (Da Silva et al.). Selon des études antérieures (32–34), cette charge est transférée par des rayons cuspidiens opposés de 2 à 4 mm. L'émail associé à la dentine est optimisé pour résister aux forces localisées (mastication, broyage, écrasement) ayant lieu dans l'environnement buccal. Lorsque la substance dentaire est remplacée par des matériaux de restauration, ils doivent pouvoir supporter ces contraintes résultantes de la mastication ou de forces parafunctionnelles.(35)

Différentes études évaluent la tolérance aux dommages des matériaux RCIP par rapport aux matériaux céramiques existants, différentes techniques sont utilisées ; l'indentation pyramidale de Vickers et l'indentation sphérique.(4)

8.2 Indentation pyramidale de Vickers

L'indenteur pyramidal de Vickers, ne correspond pas à un dommage caractéristique des forces intra-orales mais permet l'évaluation de la résistance à l'impact des particules ou de l'abrasion du diamant. Pour la plupart des matériaux, la conséquence de cette indentation est la création de fissures radiales émanant aux coins, avec une rupture amorcée par ces fissures. (4)

Coldea et al.(23) ont étudié la tolérance aux dommages en évaluant la résistance à la flexion après 7 charges d'indentations de Vickers (allant de 1,96 N à 98,07N) sur des RCIP expérimentaux. Selon les résultats de cette étude (Figure 61), les auteurs concluent que la résistance à la flexion diminue avec l'augmentation de la charge à l'indentation. Pour une charge de 98,07 N la dégradation de la résistance est plus importante pour YTZP (81%), suivi par VM9 (77%), la vitrocéramique disilicate de lithium (72%), la porcelaine Mark II (64%), RCIP1 (62%), ICAlumina (56%) et RCIP2 (51%). De plus, les matériaux IPC (RCIP 2 et ICAalumina) ont maintenu leur résistance intrinsèque à la flexion jusqu'à une indentation de 4,9 N, tandis qu'une diminution est observée pour tous les autres matériaux dès 1,96 N. Ainsi, il faut noter que bien que la résistance initiale des matériaux RCIP soit bien inférieure à celle d'YTZP, ICAalumina et E.max CAD, leur résistance résiduelle pour des charges d'indentation supérieures dépasse celles des autres matériaux (Mark II, VM9) et est presque comparable à E.max CAD (à 1N, différence d'environ 200 MPa tandis qu'à 98.07N une différence de 15 MPa est observée). Ces résultats doivent être associés à la performance clinique des restaurations. En conséquence, les défauts introduits par les divers ajustements ou force de mastications devraient avoir un impact plus faible sur la résistance résultante de RCIP2. Ainsi, les RCIP testés sont plus tolérants aux dommages que les céramiques dentaires habituellement utilisées disponibles sur le marché ils ont donc les attitudes nécessaires aux restaurations dentaires.

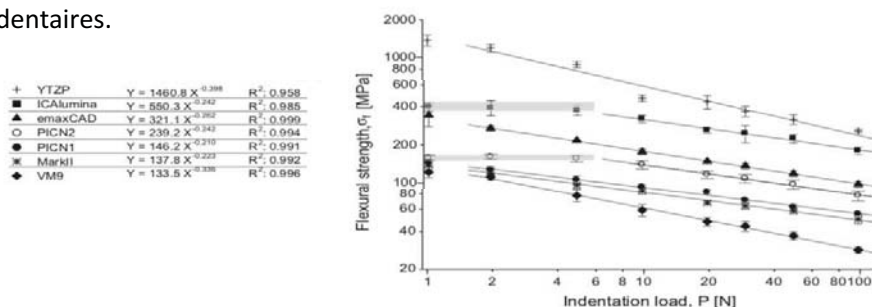


Figure 61 - Résistance à la flexion selon la charge d'indentation (23)

Swain et al. (4) reprennent les résultats de Coldea et al., les auteurs mettent en évidence que le RCIP nécessite des charges d'indentation beaucoup plus importantes pour induire une réduction de 25 à 50% de la résistance à la flexion (Figure 62) comparativement aux autres matériaux (Mark II, ICA alumina, VM9, YTZP, E.max CAD). De plus, l'autre IPN (In-Ceram Alumina) présente également une plus grande tolérance de réduction de la résistance.

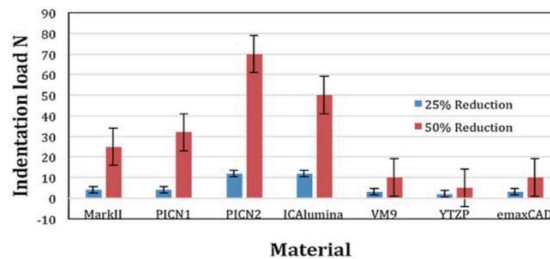


Figure 62 - Charge d'indentation Vickers entraînant une réduction de 25 et 50% de la résistance à la flexion du matériau céramique testé. (4)

8.3 Indentation sphérique

Cette tolérance au dommage peut également être évaluée par indentation sphérique, plus proche du contact occlusal typique sans l'aspect glissant qui se produit généralement. En utilisant cette dernière méthode, Coldea et al.(35) ont cherché à simuler plus étroitement le comportement clinique probable des matériaux lors de la mastication par l'induction de défauts contrôlés en faisant varier la charge (1,96 à 1000 N) et le rayon du pénétrateur (en carbure de tungstène de rayon 0,5 et 1,25 mm).

Coldea et al. (35) concluent que tous les matériaux testés sont moins sensibles aux indentations sphériques qu'aux indentations pyramidales. De plus, les résultats montrent que la charge critique à laquelle se produit une dégradation de la résistance répond à la loi d'Auerbach selon laquelle la charge critique augmente avec l'augmentation du rayon du pénétrateur (Figure 63). Ainsi, pour un antagoniste de rayon de sphère cliniquement pertinent (2,5 mm), la charge critique à laquelle se produit une dégradation de la résistance (1000 N) et la fissuration (2000 N) des matériaux RCIP se situent entre les valeurs de l'émail et de la dentine.(Figure 64) Ces valeurs sont beaucoup plus élevées que les valeurs de forces de morsures précédemment citées (150 à 665 N).

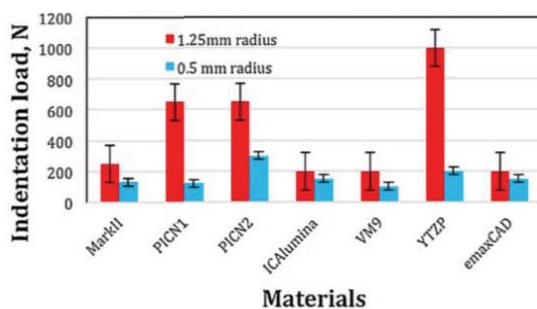


Figure 63 - Charge critique d'indentation à laquelle se produit une dégradation de la résistance lors d'une

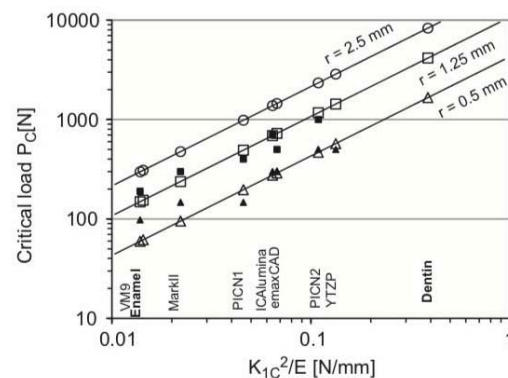


Figure 64 - Calcul des charges critiques (P_c) de fissuration (symboles non remplis) en fonction des propriétés des matériaux et des rayons de pénétrateur. Valeurs expérimentales déterminées du début de la dégradation de la résistance (symboles remplis) (35)

L'étude de la courbe charge-déplacement (Figure 65) met en évidence que les matériaux RCIP présentent un comportement élastique et une plus grande déformation plastique comparée aux autres matériaux. (35) Leur profondeur d'indentation plus élevée est en corrélation avec leur module d'élasticité inférieur traduisant une absorption plus élevée de l'énergie mécanique de la charge appliquée (comportement élastique), puis une récupération non complète de l'énergie élastique lors du déchargement (comportement plastique). Cette déformation plastique associée à un fluage plus important (à 98,07 N) entraîne la présence d'une impression résiduelle du pénétrateur sphérique en surface et la présence d'une zone d'élasticité en sub-surface permettant une répartition des contacts occlusaux sur une plus grande zone de contact, donc une diminution de la contrainte et de l'intensité sur les défauts environnants pendant la mastication(35).

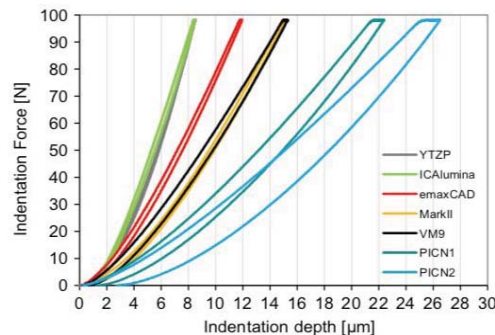


Figure 65 - Courbe charge-déplacement des différents matériaux pour une charge d'indentation de 98.07 N avec un pénétrateur sphérique ($r=1,25\text{mm}$) et un temps de maintien à charge maximale de 20 sec (35)

Contrairement aux RCIP, YTZP a un comportement entièrement élastique indiqué par la récupération complète du déplacement lors du déchargement. Dans tous les autres matériaux, une phase de verre est présente au sein de leur microstructure contribuant à leur déformation plastique. L'observation de la surface de fracture de VM9 (Figure 66), met en évidence la présence de fissures circulaires en surface associée à des fissures coniques en sub-surface, relatant de plus faibles propriétés plastiques. Tandis que pour YTZP et ICAIumina aucune fissure circulaire et de cône n'est présente pour une charge de 190N, montrant un comportement majoritairement élastique. (36)

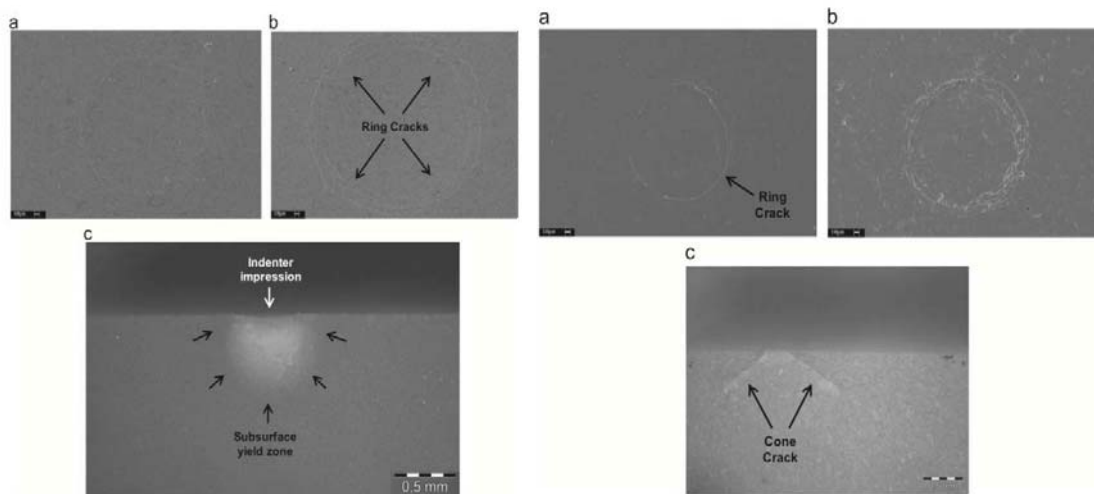


Figure 66 - Observation en MEB et MO des surfaces RCIP (à gauche) et Mark II (à droite) indentée avec un pénétrateur sphérique en carbure de tungstène ($r=0,5\text{ mm}$) à différentes charges (a) 98,07 N, observation de la surface ; (b) 190 N, observation de la surface ; (c) 500 N, section transversale de la barre de pliage fracturée (36)

9. Allongement à la rupture

9.1 Définition

L'allongement à la rupture est défini par la capacité d'un matériau à s'allonger avant de rompre lors d'un essai de traction, exprimé en pourcentage. Cela permet de caractériser la ductilité ou la fragilité d'un matériau.

9.2 Résultats

Les résultats d'allongement à la rupture obtenus par Swain et al. (4) montrent une capacité du matériau VITA Enamic® (0,45%) est comparable à celle de Emax.CAD (0,43%) et supérieure à In-Ceram® Alumina (0,11%), VM9 (0,21%), Mark II (0,24%), tandis que le matériau YTZP obtient une valeur similaire au RCIP expérimental (0,6%).

Selon Coldea et al.(17) la déformation à la rupture des céramiques dentaires est de l'ordre de 0,1 à 0,2%. Selon les résultats de l'étude (Figure 67), la déformation à la rupture du polymère atteint une valeur de 4,1%. Ainsi, en raison de la présence de ce polymère au sein du RCIP, les valeurs du module élastique diminuent et l'allongement à la rupture est significativement plus élevée (0,5 % à 1%) par rapport aux céramiques traditionnelles ce qui implique une résistance plus élevée sous charge occlusale à la mastication.

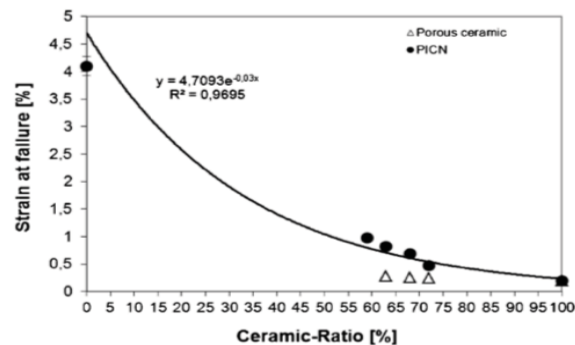


Figure 67 - Comparaison de la déformation à la rupture des RCIP

10. Résistance à l'usure

10.1 Définition

L'usure dentaire est un processus physiologique irréversible se produisant tout au long de la vie, la perte verticale d'émail causée par cette usure est estimée entre 20 et 38 µm par an. (36) Lors du remplacement des tissus dentaires par un matériau de restauration, celui-ci doit non seulement posséder d'excellentes propriétés mécaniques, mais aussi s'user au même rythme que les tissus dentaires afin d'assurer leur pérennité dans le temps, de protéger les tissus antagonistes d'une usure excessive, d'éviter la survenue d'hypersensibilité dentinaire et parafunctions causée par une modification de la dimension verticale ou de l'anatomie occlusale (Ramfjord et Ash, 1983). (37) L'usure des matériaux de restauration se fait par un processus complexe d'élimination associant altérations physiques, chimiques ou thermique à l'interface de contact. De nombreux paramètres tels que les charges occlusales, les contraintes correspondantes, leur durée et l'environnement (salive, température, pH) affectent cette usure.

10.2 Attrition

Les données d'usure disponibles dans la littérature utilisent des techniques de simulation et de quantification différentes rendant leur comparaison délicate, tel que l'usure par contact à 2 ou 3 corps avec des approches de configuration simple comme le « le pin-on-plate » où il existe un contact continu entre les surfaces avec formation d'une couche protectrice (tribolayer) empêchant l'action abrasive de la face antagoniste (Zheng et Zhou, 2007). D'autres techniques soumettent les matériaux à des tests pré-cliniques en utilisant des simulateurs de mastication qui reproduisent mieux les conditions physiologiques de mastication (forces de morsures, caractéristiques du mouvement de la mastication, lubrification). Ainsi, ce système génère des contacts intermittents entre les surfaces, les particules d'usures restent moins longtemps entre les surfaces inhibant la formation de la tribolayer, ce qui génère un mécanisme d'usure à dominance abrasive.

10.2.1 Résultats (Figure 68)

Usure matériaux de restaurations/email

Les résultats des différentes études montrent que la profondeur d'usure est significativement plus élevée pour Vita Enamic® comparativement à l'email (38).

Concernant l'usure de l'email, celle-ci est la plus faible lorsque des antagonistes en résines composites sont utilisés. Elle reste faible et similaire pour la zircone, VITA Enamic® et Lava ultimate™ suivi par les céramiques feldspathiques (MarkII), puis les céramiques renforcées en leucite et disilicate de lithium qui génèrent une usure plus importante de l'email. (37,39)

Concernant l'usure des matériaux de restaurations ayant pour antagoniste de l'email, les résultats des différentes études montrent que les résines composites présentent le plus d'usure (37,40) suivi par VITA Enamic®, Lava Ultimate™ (40) et 3M Paradigm MZ100 ne présentent pas de différences significatives (41) suivies par les vitrocéramiques et enfin la zircone qui ne présente pas d'usure(39,41).

Selon Eldafrawy et al (2), la dureté du FG-PICN étant plus élevée que celle du RCIP (1,5 à 2,4 GPa pour Vita Enamic® comparé à 4,2 pour la zone de type email du FG-PICN), on peut s'attendre à un comportement à l'usure plus favorable que celui du RCIP commercial qui est soumis à plus d'auto-usure que l'email.

Usure totale

En termes d'usure totale, Santos et al.(39) montrent que l'usure volumétrique totale du système Vita Enamic®/email est similaire aux systèmes vitrocéramique enrichie en leucite/email et zircone plaquée (de céramique feldspathique)/email et supérieure à celle de la zircone.

10.2.2 Conséquences cliniques

Parmi les matériaux utilisés en odontologie, la zircone est le matériau de restauration le plus approprié en termes de propriétés tribologiques. Cependant, pour des raisons esthétiques, la zircone est rarement utilisée non recouverte. Ainsi, son comportement tribologique et d'usure se rapprochent d'une vitrocéramique ayant subi une opération de glaçage. Cependant la résistance à l'usure de VITA Enamic®, bien que non équivalente à l'email, reste modérée. Elle est comprise entre celles des composites à base de résine et des vitrocéramiques, ce qui est prometteur en ce qui concerne son utilisation clinique et en fait un choix acceptable pour les restaurations dentaires, particulièrement chez les patients atteints de bruxisme.(38)

Auteur	Zhou Xu (2017) - (38)	Santos (2018) - (39)	Mörmann (2013) - (37)	Zhi (2015) - (41)
Technique	Pin-on-plate -Charge : 20 N, amplitude de déplacement de 0,5 mm, à un rythme de 2 mm/s, fréquence 2 Hz. -Un total de 5×10^4 cycles de translation ont été effectués sous lubrification artificielle à la salive à température ambiante.	Simulateur de mastication -360 000 cycles (soit 1.5 an de mastication), charge 49 N, fréquence 1Hz contre des cuspidés dentaires -salive artificielle à pH neutre (6,9–7,0)	Simulateur de mastication -1,2 million de chargements, charge de 49 N à 1,7 Hz -3000 thermocycles 5 à 50° C	Simulateur de mastication -200 000 cycles mécaniques de 49 N contre l'émail humain -500 cycles thermiques allant de 5 C à 50° C
Matériaux testés	- Groupe P-C : Vita Enamic® (n=20) /Bille en céramique (nitrure de silicium) - Groupe E-C : Email (n=20)/Bille en céramique (nitrure de silicium) (n=20) - Groupe P-E : Vita Enamic® (n=20) / cuspidé d'émail (n=20)	- Vita Enamic®/émail - Zircon (ZrO ₂)/émail - Zircon plaqué avec céramique feldspathique/émail -La vitrocéramique enrichie en leucite/émail	-Email (contrôle) -Zircon (inCoris TZI) / émail -Céramique au disilicate de lithium (IPS e.max CAD) / émail -Céramique leucite (IPS Empress CAD) / émail -Céramique feldspathique (Vita Mark II) / émail -Céramique hybride (Vita Enamic) / émail -nanocomposite CAD/CAM (Lava Ultimate) / émail -nanocomposite direct (Filtek Supreme XTE) / émail -composite expérimental / émail -polymère réticulé - pour provisoire (Telio CAD) / émail -résine de polymère acrylate hautement réticulé avec microcharge - pour provisoire (CAD Temp) / émail	3M Lava Ultimate (Nanocomposite CAD/CAM)/émail Kerr experimental material/ émail Vita Enamic (céramique hybride) /émail 3M Paradigm MZ100 /émail Vita Mark II (céramique feldspathique)/émail

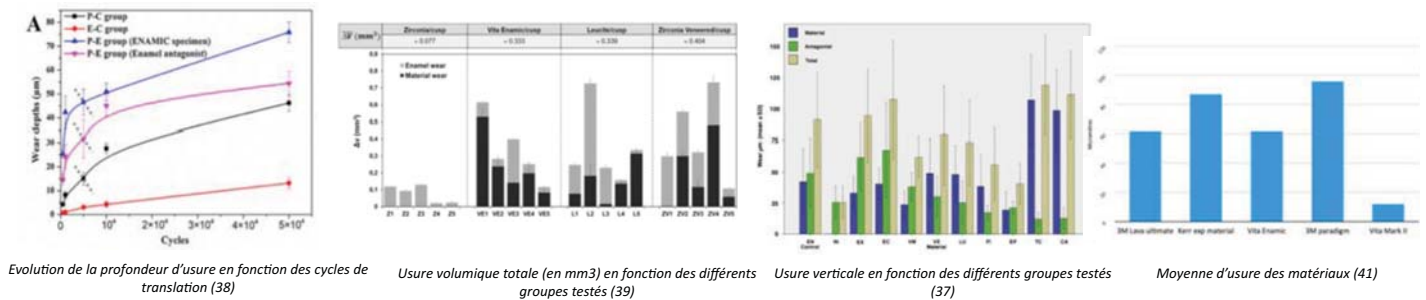


Figure 68 - Résultats d'usure (tableau de l'auteur selon 37, 38, 39, 41)

10.2.3 Les étapes et mécanismes de l'usure de Vita ENAMIC (pin-on-plate)

Selon les résultats de l'étude menée par Zhou Xu et al.(38), le processus d'usure total peut être divisé en deux étapes. Une étape initiale (s'étendant de 0 à 5×10^3 cycles) où VITA Enamic® subit une forte contrainte au point de contact entraînant une augmentation de l'usure moyenne et générant une surface rugueuse comme l'indique le coefficient de friction (CoF) élevé (Figure 69). La surface de contact augmente progressivement conduisant à une réduction de la contrainte de contact menant au deuxième stade, dit stationnaire, au cours duquel le CoF et le taux d'usure atteignent un plateau (Figure 70). Les auteurs montrent que les différents paramètres tels que la dureté plus faible, le coefficient de friction plus élevé et la surface rugueuse de VITA Enamic® jouent un rôle important dans le mécanisme d'usure et devraient être responsables de leur résistance inférieure comparativement à l'émail. (38)

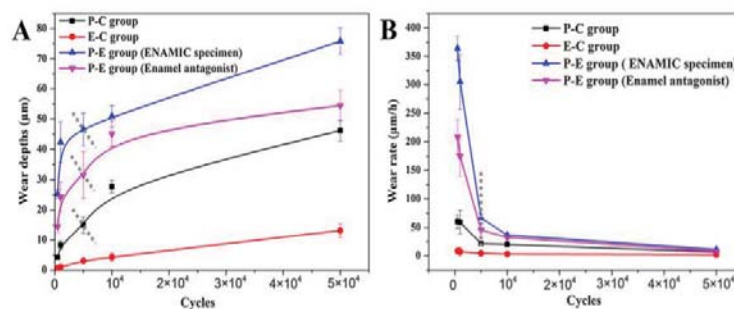


Figure 69 – Évolution de la profondeur d'usure (A) et des taux d'usure (B) des différents groupes sur toute la période d'évaluation. P : Vita Enamic/ C : Bille en céramique / E : Email (38)

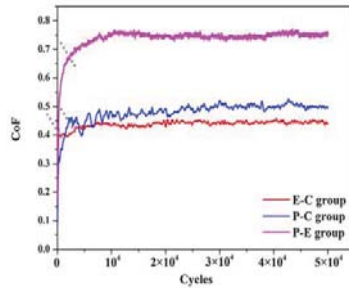


Figure 70 - Progression du coefficient de frottement (CoF) des différents groupes selon les cycles d'usure. Les lignes pointillées définissent la division de l'étape 1 et de l'étape 2 (39)

Malgré une profondeur d'usure significativement plus élevée pour Vita Enamic® comparativement à l'émail, les deux matériaux présentent une similitude dans leurs mécanismes d'usure (Figure 71). La structure interprismatique de l'émail et la phase polymère du RCIP plus sujettes à l'usure laissent apparaître en surface les prismes d'émail et les particules de céramiques qui sont alors plus sensibles à la fracture et sont exfoliés à partir de la surface d'usure. En dépit de cette similitude, leurs microstructures distinctes sont responsables de différences. En effet, l'émail atteint le stade stationnaire très rapidement tandis que VITA Enamic®, par sa phase polymère est moins sensible à la fissure, possède des mécanismes de résistance ainsi qu'une ténacité supérieure ou égale à celle de l'émail expliquant une meilleure résistance à la propagation des fissures. Ainsi, les auteurs concluent qu'il est possible d'obtenir une résistance à l'usure plus cohérente avec l'émail en ajustant les proportions céramique/polymère afin de favoriser la durée de vie des restaurations. (38)

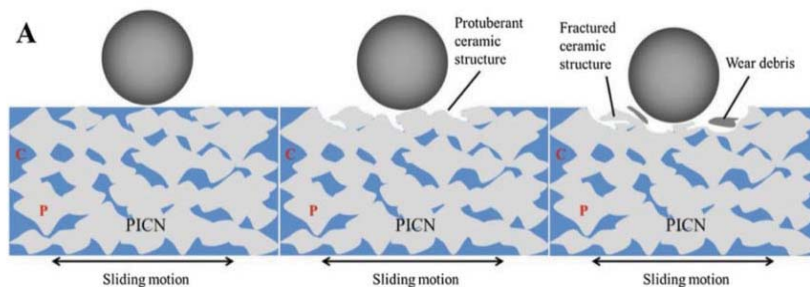


Figure 71 - Représentation du mécanisme d'usure du RCIP (38)

10.2.4 Mécanisme d'usure avec simulateur de mastication

Santos et al. (39) montrent qu'il existe différents mécanismes d'usure selon les matériaux (VITA Enamic®, zircon, leucite, zircon plaquée revêtue de céramique feldspathique). Le principal mécanisme d'usure de la zircon est celui du polissage avec au cours du temps une diminution de la rugosité et une absence d'usure de surface. Ce phénomène est expliqué par sa haute résistance à la flexion et ténacité permettant d'éviter les microfissures et la formation de particules. Vita Enamic® présente un mécanisme d'usure dit abrasif avec la plus forte perte de matériau. Cette forte usure est due à la formation de microfissures à l'interface céramique/polymère entraînant leur rupture et leur retrait corrélé à une augmentation de la rugosité de surface. Ces particules libérées à l'interface entre le matériau et l'antagoniste (émail) induisent une abrasion à trois corps responsable de rayures de surface et de l'usure du matériau dentaire antagoniste. Les matériaux Zircon et Vita Enamic® entraînent des valeurs d'usure de l'émail similaires et les plus faibles bien que la dureté de la zircon soit largement supérieure à celle de VITA Enamic®, (x3.5). Les auteurs concluent qu'il n'existe pas de relation directe entre usure dentaire, rugosité et dureté du matériau prothétique contrairement à Zhou Xu et al.(38)

Les résultats soulignent qu'indépendamment des mécanismes d'usure, les matériaux prothétiques les moins hydrophiles (Zircone et Vita Enamic®) conduisent à une plus faible usure de l'émail. Figueiredo-Pina et al.(42)(43), ont montré dans des travaux antérieurs que les surfaces hydrophiles, ayant une énergie libre de surface plus élevée, favorisent l'adhérence et la friction augmentant le détachement des aspérités et par conséquent l'arrachement des cristaux d'hydroxyapatite de l'émail.

10.3 Abrasion

L'abrasion des surfaces dentaires par le brossage est une cause fréquente d'usure physique indépendamment de l'occlusion (44). Elle influence l'usure de l'émail et des restaurations principalement par l'abrasivité de la pâte dentifrice et par la structure des matériaux de restaurations (47).

Mormann et al. (37) évaluent cet impact par la mesure, avant et après brossage, de la brillance en GU (Gloss units) et de la rugosité de la surface (en μm) sur les échantillons préalablement polis. L'évaluation de la brillance permet de prédire l'aptitude au polissage du matériau. Une meilleure rétention de la brillance (résistance à l'usure) est indispensable pour la longévité et le rendu esthétique d'une restauration dentaire.

Les résultats de cette étude montrent des valeurs de brillance augmentées pour la zircone (de 128 GU à 133 GU), expliquées par son indice de réfraction et sa blancheur élevée tandis que sa valeur de rugosité est restée identique du fait de sa haute dureté. Des différences minimes entre les changements de brillant de surface pour tous les matériaux vitrocéramiques (IPS Emax, Mark II, IPS Empress) sont observées. Les résultats de rétention de brillance de Vita Enamic® (perte de 27% de brillance), Lava Ultimate CAD/CAM et nanocomposite direct (Filtek Supreme XTE) les placent en seconde position alors que les résines composites provisoires présentent une réduction significative du brillant de surface. Ainsi, les matériaux à base de résine présentent une réduction de brillance plus élevée que les matériaux tout céramique proportionnelle à leurs valeurs de dureté plus faibles. (37)

La rugosité de surface de Vita Enamic® (0,05 μm), bien qu'augmentée, reste inférieure au seuil critique d'accumulation de plaque microbienne (0,2 μm) (Teughels et al., 2006) contrairement aux matériaux provisoires (Telio CAD et Temp CAD) et à l'émail. (37)

Les auteurs précisent que la présence d'un pourcentage volumique de vitrocéramique plus élevé dans la surface du FG-PICN est susceptible d'améliorer le polissage et le brillant des matériaux par rapport au RCIP commercial.(2)

Des résultats contradictoires sont rapportés dans une autre étude in vitro, dans laquelle les différences de rugosité de surface ont été mesurées après simulation du brossage mécanique des dents pour quatre matériaux RMC (Vita Enamic, Lava Ultimate, Cerasmart et Block HC) par rapport à une vitrocéramique au disilicate de lithium (IPS e.max CAD). Les résultats de cette étude montrent des surfaces plus lisses pour Vita Enamic et e.max CAD après la simulation d'abrasion par rapport aux autres matériaux testés (48).

11. Usinabilité

La combinaison d'un système d'imagerie numérique précis associé à une technologie de pointe en matière de conception et de fabrication a permis la fabrication de restauration en une seule séance avec une fiabilité et un taux de réussite élevé.(15) En effet, l'utilisation de restaurations indirectes usinables en CFAO facilite la gestion de l'anatomie dentaire, de l'occlusion avec un temps au fauteuil réduit par rapport aux restaurations conventionnelles.(3)

Swain et al (4) ont défini qu'un matériau CFAO approprié est déterminé par sa capacité à s'usiner rapidement, sans écaillage avec une réduction de la résistance minimale. L'utilisation de cette double microstructure avec des réseaux interpénétrés met pleinement à profit l'avantage de la technologie CFAO (2) grâce à plusieurs caractéristiques.

11.1 Indice de fragilité

L'indice de fragilité donne des indications sur la bonne usinabilité du matériau, celle-ci est considérée comme telle si son indice de fragilité est inférieur à $4,3 \mu\text{m}^{1/2}$. (5)

Résultats (Figure 72)

Les valeurs de l'indice de fragilité de Vita Enamic® est de $1,67 \mu\text{m}^{1/2}$. Au sein des FG-PICN, on observe une diminution de l'indice de fragilité de la première à la neuvième couche ($1,8 \pm 0,4$ à $0,1 \pm 0,3 \mu\text{m}^{1/2}$). (2,3)

D'une faible valeur de l'indice de fragilité découle une bonne usinabilité. (3) Selon les résultats de divers auteurs (3,5) l'indice de fragilité varie en fonction de la teneur en contenu inorganique (pourcentage en poids de céramique poreuse) et organique (polymère) des RCIP expérimentaux. En effet comme vu précédemment, l'augmentation de la température de frittage (de 550 à 850°) entraîne une augmentation du contenu inorganique (de 68% à $73,7\%$ en poids). Le polymère étant plus usinable que la céramique l'indice de fragilité dans l'étude de Bencang Cui et al. augmente ($0,76$ à $1,16 \mu\text{m}^{1/2}$) à mesure de l'augmentation de la densité de céramique (3).

Auteurs	Matériau	Indice de fragilité ($\mu\text{m}^{1/2}$)	Composition (en volume)
Bencang Cui (2017)	Vita Enamic®	1,67	75% céramique / 25% polymère
	RICP exp	0,76-1,16	Céramique (silicate de sodium et d'aluminium) et polymère (BIS GMA/TEGDMA - Densité de céramique variant de 68% à $73,7\%$ pour des températures de frittage allant de 550° à 850°).
He et Swain (2011)	-Polymère	0,24	Céramique de $1,66$ et $1,80 \text{ g/cm}^3$ infiltrée de polymère sous haute et faible pression
	-Céramique pré-infiltrée ($1,66 \text{ g/cm}^3$) - M1	0,8	
	-Céramique pré-infiltrée ($1,8 \text{ g/cm}^3$) - M2	1,74	
	-RCIP exp avec M1	1,57	
	-RCIP avec M2	1,37	
Eldafrawy (2018)	FG-PICN	$1,8 \pm 0,4$ à $0,1 \pm 0,3$ de la 1ère à la 9e couche	$82,4\%$ à $72,4\%$ de céramique (vitro-céramique) de la première à la 9e couche et polymère (UDMA)

Figure 72 - Valeurs de l'indice de fragilité (en $\mu\text{m}^{1/2}$) (tableau de l'auteur selon 2, 3, 5)

Comparaison avec les autres matériaux de restauration (Figure 73 et 74)

Les valeurs de l'indice de fragilité de Vita Enamic® se situent entre celles de composites usinables et des céramiques enrichies au disilicate de lithium. (3,49) He et Swain (5), confirment que les céramiques hybrides sont de bons candidats pour la CFAO avec des valeurs d'indice de fragilité inférieures à $4,3 \mu\text{m}^{1/2}$.

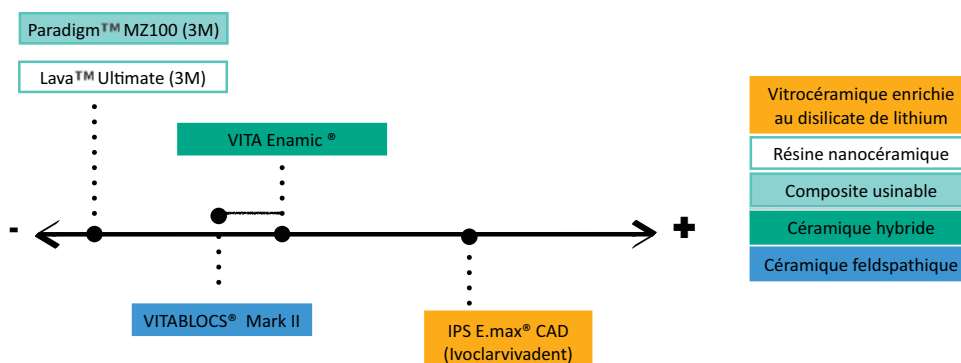


Figure 73 - Représentation des matériaux selon leur indice de fragilité ($\mu\text{m}^{1/2}$) (schéma de l'auteur selon 3, 49)

<u>Auteurs</u>	<u>Matériau</u>	<u>Indice de fragilité $\mu\text{m}^{1/2}$</u>
Bencang Cui (2017)	Vita Enamic	1,67
	3M Lava Ultimate	0,57
Tsitrou (2009)	Paradigm MZ100	0,5 +/- 0,03
	VITA Mark II	1,6 +/- 0,15
	ProCAD	1,7 +/- 0,14
	IPS e.max® CAD	2,9 +/- 0,54

Figure 74 - Comparaison des valeurs de l'indice de fragilité (tableau de l'auteur selon 3,49)

Le fabricant (11) souligne que Vita Enamic® présente un temps d'usinage plus court que toutes les autres céramiques dentaires (Figure 75). Cependant, aucune étude ne permet la comparaison de ces données. De plus, ce matériau ne nécessite aucune procédure de cuisson après usinage comme c'est le cas avec de nombreuses céramiques. (2)

Également, comparativement aux autres matériaux utilisés en CFAO partageant les mêmes indications les RCIP se sont avérées présentés plusieurs avantages par rapport aux céramiques telles que la possibilité par ses propriétés d'être usinés à de très faibles épaisseurs (0,2 mm).(50) En effet, ce matériau présente une excellente résistance à la fracture pour une épaisseur réduite (0,3 mm) préservant la substance dentaire tout en conservant de bonnes propriétés mécaniques. A titre de comparaison, les fabricants de vitrocéramique au disilicate de lithium recommandent une épaisseur minimale de 0,7 mm. (51,52)

				
VITA ENAMIC	Normal	7:56	7:10	9:07
	Rapide	4:40	4:19	5:13
VITABLOCS Mark II	Normal	10:27	10:35	13:29
	Rapide	6:24	7:03	9:26
IPS e.max CAD	Normal	12:17	12:36	14:58
	Rapide	10:00	8:11	12:14
Lava Ultimate	Normal	10:39	10:10	11:55
	Rapide	7:27	6:27	8:24

Figure 75 - Temps d'usinage (min:sec) moyen de 5 unités réalisé avec Sirona MC XL (11)

11.2 Longévité des fraises

Lebon et al (53), montrent que le choix du couple outil-matériau à un impact sur l'usure des fraises dentaires. Les matériaux avec la plus grande dureté provoquent une usure importante des fraises, tandis qu'une faible dureté entraîne la présence de dépôts sur celles-ci, mais n'influence pas l'usure des outils. Vita Enamic® ayant une dureté comprise entre celles des résines nano-céramiques et des vitrocéramiques, une moindre usure des fraises est décrite. Ces résultats sont en accord avec ceux du fabricant (11) qui décrit la longévité des fraises par le nombre de couronnes usinées (148 pour Vita Enamic® contre moins de 20 pour IPS e.max® pour une même fraise). Cependant Lebon et al précisent que la durée de vie fournie par les fabricants de CAO/FAO doit être calculée en fonction du volume de matériau fraisé et non du nombre de blocs fraisés.

11.3 Écaillage des bords

Des recherches évaluant la longévité clinique des restaurations céramique montrent que l'écaillage des bords est une cause majeure d'échec due à la fragilité caractéristique de la céramique. Ils peuvent notamment se produire lors du processus de fraisage, les contraintes imposées peuvent former des microfissures pouvant être responsables de fractures cliniques prématurées.

Afin d'évaluer ce problème, le test d'écaillage des bords formant des ébréchures à l'aide d'un pénétrateur au niveau des bords des matériaux est utilisé par Argyrou et al (6). Leurs résultats montrent que la résistance à l'écaillage des bords est supérieure pour la résine nano-céramique (Lava™ Ultimate CAD-CAM - 275N/mm) suivi par la céramique feldspathique (VITABLOCS TriLuxe forte- 179 N / mm) et la vitrocéramique renforcée en leucite (IPS Empress® - 169 N / mm), sans différence statistique entre les

deux. La valeur la plus faible de résistance à l'écaillage des bords est attribuée au RCIP (Vita Enamic® - 120 N / mm). Cette différence peut être expliquée selon les auteurs par la complexité de composition et de microstructure. Les auteurs précisent que ce test est relativement nouveau et, malgré la standardisation de nombreuses étapes, plusieurs limites sont décrites (par exemple sur les dimensions des échantillons, le polissage et le scellement adhésif). D'autres tests sont en cours de standardisation, comme le test de Merlon mettant en évidence le comportement plus ou moins fragile du matériau dans des conditions constantes (machines, stratégies et outils identiques).

Ces résultats sont en contradictions avec la documentation scientifique du fabricant de VITA Enamic® (11), qui décrit ce matériau avec une précision marginale bien plus grande et moins d'éclats que les céramiques de restauration CFAO traditionnelles (IPS e.max CAD et IPS Empress CAD).

11.4 Réduction de la résistance

Lors de la fabrication de ces restaurations dentaires indirectes, plusieurs potentiels endommagements peuvent se produire (22). Également, les ajustements directs réalisés par le clinicien lors des procédures de réglage peuvent conduire à un endommagement du matériau dépendant de nombreux paramètres tels que la charge, le refroidissement, la rotation par minute et la taille des grains abrasifs. (22)

Coldea et al (22) ont évalué et comparé la tolérance aux dommages des matériaux de restauration dentaire en suivant un protocole de meulage normalisé avec diverses fraises diamantées abrasives de différentes granulométries (large, moyenne et extra-fine). Les auteurs ont utilisé un dispositif de meulage en direction verticale et transversale sur différents matériaux (force appliquée de 10N avec une fraise de 2,3 mm de diamètre à 20 000 tr/min pendant 2 secondes). Les mesures de la résistance à la flexion (Figure 76) montrent que sa diminution est d'autant plus importante avec l'utilisation d'une taille des grains élevée et qu'un meulage dans le sens transversal génère des défauts plus importants comparativement au meulage longitudinal. À l'exception d'Y-TZP qui subit une dégradation minimale voire nulle de sa résistance, les RCIP présentent une tolérance plus élevée aux dommages en comparaison aux autres matériaux, que les auteurs justifient sur la base de la microstructure du matériau et une faible fragilité

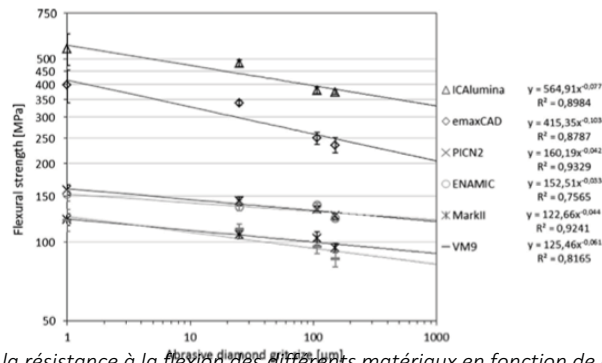


Figure 76 – Évolution de la résistance à la flexion des différents matériaux en fonction de la taille des grains des fraises diamantées (25, 107 et 151 µm). Procédure de meulage longitudinal avec une charge de 100g, un temps de meulage de 2s,

V- Propriétés biologiques

La biocompatibilité se définit comme la capacité d'un biomatériau à remplir une fonction spécifique avec une réponse appropriée de l'hôte. La biocompatibilité des matériaux prothétiques en contact avec les tissus gingivaux constitue un paramètre critique, en particulier en ce qui concerne les prothèses implantaires. Les interactions entre la surface des restaurations et les tissus environnants doivent permettre d'obtenir des résultats cliniques optimaux. (54–56)

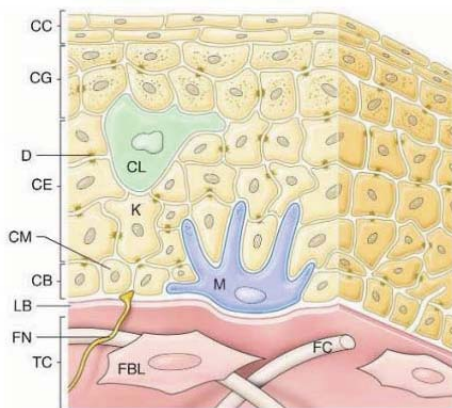
1. La croissance cellulaire

1.1 Histologie du tissu gingival

La muqueuse buccale est constituée d'un épithélium de revêtement séparé du tissu conjonctif (chorion) par une membrane basale. (Figure 77)

L'épithélium est constitué de plusieurs couches de cellules étroitement liées entre elles par des desmosomes assurant leur forte cohésion. Au sein de la couche cellulaire épithéliale superficielle, les kératinocytes (HGK) sont considérés comme la principale population cellulaire. (57) Ils se multiplient au niveau de la couche basale puis migrent vers les couches superficielles afin d'assurer le remplacement des cellules desquamées. Lors de leur migration dans la couche épineuse, les kératinocytes subissent des étapes de maturation et de différenciation à l'origine de la nature kératinisée ou non (absence de couche granuleuse et cornée) de l'épithélium. (58)

Le tissu conjonctif ou chorion assure le support de l'épithélium. (58) Il est composé de fibroblastes (HGF), cellules immunitaires, différentes fibres (collagène, élastique), vaisseaux sanguins et éléments nerveux. Au sein du conjonctif les fibroblastes gingivaux (HGF) sont considérés comme la principale population cellulaire, plus résistante que les kératinocytes. (58)



CC = couche cornée ; CG = couche granuleuse ; D = desmodonte ; CL = cellule de Langerhans ; K = kératinocyte ; CE = couche épineuse ; CM = cellule de Merkel ; CB = couche basale ; M = mélanocytes ; LB = lame basale ; FN = Fibre nerveuse ; TC = tissu conjonctif ; FC = Fibre de collagène ; FBL = fibroblaste

Figure 77 - Structure gingivale (coupe frontale) (59)

1.2 Impact du type de matériau

Plusieurs auteurs ont étudié l'influence des matériaux sur les cellules HGF et HGK et apportent des résultats contradictoires.

Grenade et al (54,55) ont étudié l'adhésion, la prolifération et l'étalement in vitro de HGK et HGF sur divers matériaux (RCIP, titane- Ti, yttrium zircone- Zi, vitrocéramique au disilicate de lithium- eM) afin d'évaluer la biocompatibilité des RCIPs.

Les résultats montrent que le titane et la zircone, peuvent être considérés comme le gold standard en termes de comportement cellulaire pour ces deux lignées. En effet, pour ces deux matériaux des résultats similaires en termes de viabilité cellulaire, de nombre et couverture cellulaire sont observés.

La vitrocéramique et le RCIP expérimental présentent des résultats similaires mais inférieurs au premier groupe avec une bonne fixation cellulaire mais une prolifération plus lente des fibroblastes gingivaux humains (HGF). (54) Ces résultats sont en contradictions avec ceux de Bottino et al (59), où la biocompatibilité in-vitro des fibroblastes sur les surfaces de RCIP (Vita Enamic) et YTZP est présentée comme similaire (comportement identique pour l'adhésion et la viabilité cellulaire).

Pour les kératinocytes gingivaux humains (HGK), le RCIP expérimental présentait des résultats légèrement supérieurs à la vitrocéramique (eM) dans l'étude de Grenade et al (56), car similaires à Ti et Zi pour la viabilité cellulaire et similaire à Ti pour le nombre de cellules. La microstructure et composition du RCIP expérimental utilisé pour l'étude de Grenade et al étant différente du RCIP commercial, Vita Enamic®, car ne contient pas TEGDMA et d'initiateur (peroxyde de Benzoyl), ces résultats rendent leur comparaison difficile.

1.3 Influence des propriétés de surface

Les résultats des différentes études mettent en évidence l'influence multiparamétrique (composition chimique, microstructure, propriétés de surface, mode de polymérisation) des matériaux sur le comportement des cellules.

Rugosité de surface

Le rôle de la rugosité de surface sur l'adhésion et la prolifération cellulaire est controversé. Certaines études indiquent que les surfaces lisses sont considérées comme plus favorables à la fixation et à la prolifération cellulaire (60–62), d'autres indiquent le contraire (60,62–64). Plusieurs auteurs définissent une rugosité de surface optimale (Ra) comprise entre 0,15 et 0,25 μm (65–68) et un maximum de Sa (hauteur arithmétique d'une surface) de 0,5 μm (64)

Selon Grenade et al (54,55) aucune corrélation n'a été trouvée entre Sa/Ra et le comportement cellulaire et les résultats de rugosité ne corroborent pas avec ces valeurs de rugosités optimales.

Smallidge et al (56), constatent qu'avec une rugosité élevée la croissance des cellules épithéliales gingivales humaines primaires (HGE) est nettement inférieure (sur une période de 6 jours) (Figure 78). Les auteurs précisent que des études supplémentaires sont nécessaires afin de caractériser les effets de Ra sur la croissance et sur la mesure de l'indice mitotique de HGE. Une Ra de 0,254 μm est décrite comme étant la valeur seuil au-dessus de laquelle une inhibition maximale de la croissance cellulaire se produit. Ainsi, un polissage du matériau RCIP autant que possible (en dessous d'un Ra de 0,127 μm selon Bollen et al), permet la maximisation de la croissance des cellules épithéliales à la surface du matériau.

D'après cette étude le kit de polissage Vita Enamic® donne des valeurs de rugosité (Ra) allant de 0,049 à 0,253 μm , inférieures à cette valeur seuil (0,254 μm). Ainsi, en suivant les recommandations du fabricant, une surface suffisamment lisse doit être obtenue pour maximiser la croissance des cellules épithéliales. Cependant, l'influence d'une surface lisse n'étant pas étudiée (au-delà de 0,049 μm) la possibilité d'une croissance inhibée par des surfaces lisses n'est pas écartée. (56)

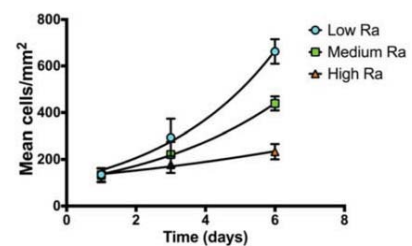


Figure 78 - Croissance cellulaire en fonction du temps (régression non linéaire) (56)

La mouillabilité

La mouillabilité est également réputée pour avoir un impact important sur le comportement cellulaire (69), mais peu de données montrent son influence sur le comportement des cellules épithéliales.(55)

Plusieurs auteurs (69–71) indiquent que les surfaces hydrophiles ($< 65^\circ$) sont plus favorables pour l'adhésion, l'étalement, la prolifération cellulaire que les surfaces hydrophobes ($> 65^\circ$) pour une même rugosité de surface. Cependant Guelcher et Hollinger (72) ont rapporté que les surfaces hydrophiles trop élevées diminuent la liaison aux protéines tandis que les surfaces hydrophobes augmentent l'adsorption de protéines non adhésives, comme l'albumine. Dans plusieurs études, l'angle de contact optimal avec l'eau sur les polymères était compris entre 50 et 60° . (72) Les résultats des études de Grenade et al (54,55) sont en accord avec ces données.

1.4 Elution des monomères

La libération de monomère est un critère important dans l'évaluation de la biocompatibilité des matériaux dentaires contenant de la résine. Selon Ferracane et al (74), les matériaux utilisés en odontologie conservatrice sont sujets à des effets hydrolytiques entraînant la libération de composants à court et long terme pouvant affecter leur biocompatibilité. L'étendue de la réaction de polymérisation, mesurée par le degré de conversion, est directement corrélée avec la quantité de monomères libérés.

Impact du vieillissement

Plusieurs études montrent que l'élution des monomères des résines composites conventionnelles augmente avec le temps (73). Petros et al (14) ont quantifié l'élution des monomères de différents matériaux à court et long terme dans deux solvants, l'eau distillée et éthanol/eau qui est considéré comme un simulateur capable d'induire un vieillissement artificiel des restaurations (selon the « food and drug administration guidelines »). Contrairement aux résines composites conventionnelles, l'élution des monomères présente pour l'ensemble des blocs CFAO diminue avec le temps. Cette différence peut être expliquée par leur mode de polymérisation leur conférant de meilleures propriétés chimiques. Pour Vita Enamic®, composé de TEGDMA et UDMA, la quantité de monomères élués dans la solution éthanol/eau est supérieure à celle présente dans l'eau distillée. De plus, le TEGDMA présente une lixiviation supérieure à l'UDMA dans les deux solutions aux jours 1/7 et 30. A la fin de la période expérimentale de 60 jours, aucun monomère n'est détecté dans l'eau distillée, seul l'UDMA est détecté dans le solvant éthanol/eau mais à des niveaux qui peuvent être éliminés par l'écoulement salivaire physiologique. (14)

Degré de conversion et cytotoxicité

Gupta et al (74) montre que la polymérisation des matériaux résineux influence leur toxicité. Le mode de polymérisation des RCIP sous haute pression et haute température (HP/HT) permet un degré de conversion élevé (allant jusqu'à 96%). Ce que confirment les résultats de Phan et al. (13) indiquant que l'UDMA polymérisé sous HT-HP libère, après 24 h, 388 fois moins de monomères que l'UDMA photopolymérisable.

DPSC et GSC

Ces résultats vont dans le sens de l'étude menée par Tassin et al (75) qui ont utilisé des cellules de la pulpe dentaire (DPSC) et des cellules souches gingivales (GSC) afin d'évaluer l'impact in vitro des RCIPs, commerciaux (Vita Enamic®) et expérimentaux (réseau de céramique infiltré d'UDMA avec ou sans initiateur), et d'une résine composite (MZ100) sur ces cellules exposées indirectement dans le micro-environnement buccal et dentaire. Les résultats ne montrent pas de différence significative concernant la prolifération cellulaire, la structure de la matrice extra cellulaire et la réponse inflammatoire. Les RCIPs présentent une cytotoxicité de DPSC et GSC moindre comparativement au

composite à base de résine. Ces résultats sont attribués à la polymérisation sous HP/HT qui permet d'obtenir des blocs des RCIP avec des monomères intimement liés au réseau céramique ainsi que des blocs exempts de couche de surface inhibée par l'oxygène avec une stabilité améliorée contrairement aux résines composites.

HGF et HGK

Alamouch et al (2020) étudient la prolifération de HGF et HGK à 1, 3, 5 et 10 jours sur divers matériaux - RCIP (Vita Enamic®), blocs de résines composites (Grandio Blocs et Block HC) et une résine conventionnelle (GrandioSO) sélectionnés pour leur faible élution de monomères (données non publiées à l'heure actuelle) (Figure 79). Pour HGF comparativement à HGK, la prolifération est plus élevée avec presque tous les matériaux étudiés et à tous les moments. Les composites conventionnels présentent une prolifération et des niveaux de cytotoxicité comparable entre les matériaux, à l'exception de Vita Enamic® (EN) qui présente un effet cytotoxique sur la prolifération de HGK (réduction de prolifération > 30% aux jours 5 et 10 pour HGK, valeur maximale fixée selon la norme ISO pour les matériaux médicaux.) Les auteurs concluent que les différentes techniques de fabrication (photopolymérisation vs polymérisation sous pression thermique) n'ont aucun effet significatif sur la cytotoxicité et la prolifération cellulaire mais que d'autres facteurs tels que les nanoparticules pourraient être impliqués dans la cytotoxicité des matériaux, domaine qui est encore à l'état de recherche à l'heure actuelle.(57)

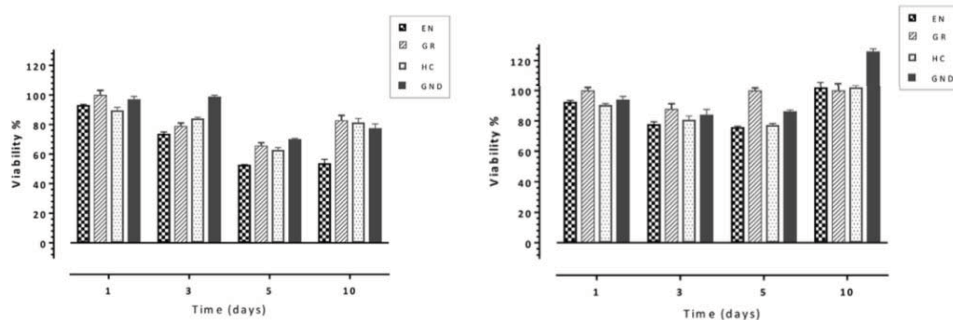


Figure 79 - Diagramme à barres illustrant les valeurs moyennes du pourcentage de prolifération cellulaire (viabilité) aux jours 1, 3, 5 et 10 pour HGK (à gauche) et HGF (à droite). (57)

Degré de conversion et apoptose

L'apoptose correspond à une mort cellulaire programmée pathologique en réaction à des substances toxiques ou un développement normal.

Certaines études (76,77,78,79) montrent qu'en réaction à l'élution de polyméthacrylates, probablement associée à des composés résineux non polymérisés, l'apoptose de diverses lignées cellulaires se produit.

Les divers matériaux testés (RCIP et blocs de résine composite) sélectionnés par Alamouch et al (57) pour leur faible élution de monomères (données non publiées à l'heure actuelle), n'ont pas induit d'apoptose dans les lignées cellulaires de HGK et HGF. En accord avec les résultats précédents, c'est le résultat du haut degré de conversion entrainant un pourcentage de résine non polymérisée très faible.

2. Formation du biofilm

Le biofilm peut être à l'origine de multiples pathologies dans l'environnement buccal (péri-implantite, lésions gingivales, caries secondaires, pathologies pulpaires). La prédilection des matériaux à la formation du biofilm est une considération importante dans le choix du matériau de restauration. Au sein de l'environnement buccal, la quantité de biofilms formés sur ces surfaces varie selon la nature et les propriétés des matériaux. (59,78,79)

2.1 Influence de la rugosité de surface

Les irrégularités microscopiques inhérentes au matériau induites par le procédé de fraisage des systèmes CFAO ou lors des ajustements cliniques après la pose des prothèses fixées conduisent souvent à une grande rugosité de surface, celle-ci influence l'interaction du matériau avec son environnement. (10)

Selon Bolen et al., les surfaces intra-orales ayant une rugosité (Ra) inférieure à 0,2µm, n'ont pas d'impact sur la colonisation bactérienne. Ainsi, l'étude de l'adhésion de *Streptococcus mutans* in-vitro sur deux surfaces de matériaux ayant des valeurs de rugosités (Ra) différentes (0,132 µm (RCIP), 0,057 µm YTZP) montre que la rugosité supérieure du RCIP, n'influence pas les valeurs d'adhésion du biofilm ni le biovolume (Figure 80). (59)

	Y-TZP	PIC	p-Value*
Roughness (Ra), µm	0.057 ± 0.012	0.132 ± 0.016	<0.0001*
Biofilm adhesion, CFU/mL	8.311 ± 0.237	8.630 ± 0.564	0.1342
Biovolume, µm ³ /µm ²	0.0049 ± 0.007	0.0082 ± 0.009	0.4569

Figure 80 - Valeurs moyennes et écarts types de rugosité, adhésion du biofilm et biovolume pour RCIP et Y-TZP (59)

Selon Kawai et al (80), un matériau rugueux fournit des niches favorables à l'adhésion et à la prolifération des bactéries comparativement aux surfaces lisses. (79,80). Les différentes procédures de finitions du matériau Vita Enamic® ne permettent pas toutes d'obtenir une valeur de rugosité inférieure à 0,2 µm rendant ce matériau plus sensible à l'accumulation de biofilm comparativement aux céramiques ayant une surface plus lisse. (86)

2.2 Influence de la composition du matériau

Astasov-Frauenhoffer et al. (79), ont étudié la formation du biofilm de trois espèces bactériennes (*Streptococcus sanguinis*, *Fusobacterium nucleatum*, *Porphyromonas gingivalis*) sur 72 heures sur différents matériaux (Vita Enamic- céramique hybride, Vita CAD-TEMP- polymère acrylate, Vita YZ- disque zircone) ainsi que sur deux ciments adhésifs. Dans cette étude la topographie de surface a été ajustée afin d'obtenir une rugosité inférieure à 0.2 µm (Ra de 0,6 ± 0,1 µm) dans l'objectif d'étudier l'influence de la composition des matériaux et de leur propriété de surface sur la formation du biofilm.

Les auteurs montrent que la formation du biofilm sur les matériaux de restauration dépend fortement de la composition des matériaux (Zircone (YZ) > Vita Enamic (VE) > Polymère acrylique (CT). (Figure 81) Un rapport en phase organique élevé entraîne une quantité de biofilm formée moins importante. Cependant, d'après les auteurs il faut tenir compte de la rugosité des matériaux favorisant l'adhésion bactérienne dans une mesure qui dépasse l'influence des autres propriétés de surface, ainsi les céramiques sont généralement associées à une formation de biofilm plus faible que les matériaux composites.

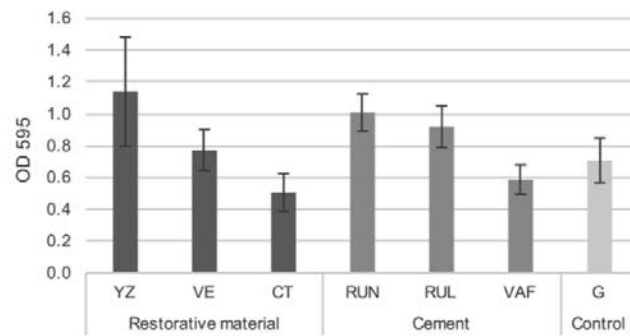


Figure 81 - Quantification du biofilm sur différents matériaux de restauration ayant une rugosité de $0,6 \pm 01 \mu\text{m}$ (79)

L'énergie libre de surface pourrait avoir une influence sur l'adhésion initiale des bactéries sur les matériaux dentaires. Certaines études soulignent qu'une énergie de surface élevée, comme celle des matériaux RCIP, serait associée à plus de formation de biofilm (Bolen et al, Teughels et al.). Cependant cette hypothèse reste très controversée et l'énergie libre de surface ne correspondrait pas directement la formation du biofilm sur les matériaux (79).

De plus, il est supposé que l'adhésion initiale est favorisée si les bactéries et les surfaces présentes ont des propriétés de mouillabilités similaires, cependant aucune corrélation entre la mouillabilité et la quantité de bactéries adhérentes n'a pu être déduite (79).

Ainsi, des études supplémentaires sont nécessaires afin de déterminer les contributions relatives de la rugosité de surface, de l'énergie libre de surface et de la composition chimique des matériaux sur le développement du biofilm. Des facteurs indépendants du type de matériaux tels que la composition salivaire, la température, le pH doivent également être pris en considération dans cette croissance.

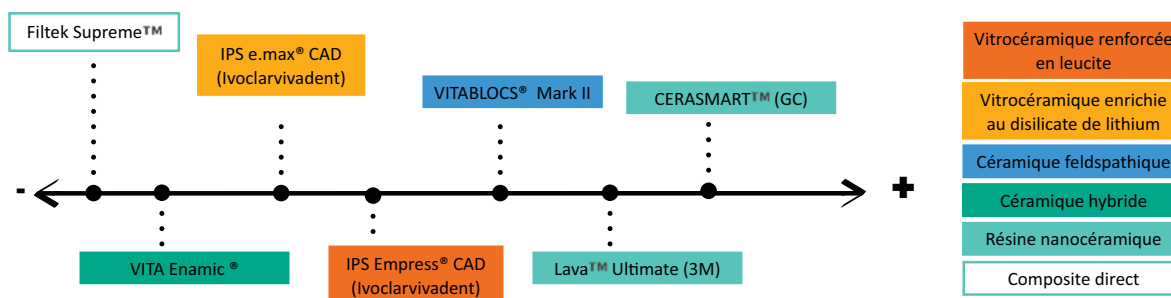
VI- Propriétés optiques

La connaissance des propriétés optiques des matériaux de restaurations dentaires est essentielle afin d'obtenir une correspondance étroite avec les tissus dentaires naturels et de comprendre le comportement de ce matériau dans l'environnement buccal.

1. Translucidité

Le succès esthétique dépend principalement des propriétés optiques des matériaux qui doivent imiter celles de la dent naturelle. (81) La translucidité est décrite comme un état entre l'opacité totale et la transparence, elle permet le passage et la dispersion de la lumière. C'est un facteur crucial dans le choix du matériau afin d'adapter la restauration à la situation clinique, masquant plus ou moins les structures sous-jacentes pour obtenir une restauration biomimétique et esthétique. (82–84)

En comparaison avec différents matériaux de restaurations (Figure 82), les divers auteurs s'accordent pour décrire les résines nanocéramiques comme ayant une translucidité plus importante, tandis que Vita Enamic® présente de plus faibles valeurs. (82–85)



Ces résultats sont expliqués par de nombreux facteurs tels que la structure cristalline, composition chimique, microstructure, granulométrie, le nombre, la taille et la distribution des défauts qui influencent la translucidité du matériau. (83–85)

Les cristaux avec des diamètres inférieurs à la longueur d'onde de la lumière visible (400-700 nm) induisent moins de diffusion de la lumière et une meilleure transmission de celle-ci, améliorant ainsi sa translucidité (82–84). Ainsi, la faible translucidité de Vita Enamic® peut s'expliquer par sa composition de particules aux diamètres variables contrairement aux résines nanocéramiques (Lava Ultimate, Cerasmart) ayant des particules de taille nanométriques (84).

Selon Noort et al., une teneur accrue en alumine entraînerait une diminution de la translucidité, la teneur en alumine (8.31 % en poids) contribue donc à expliquer cette faible valeur. (83,84).

Selon Gunal et Ulusoy, l'épaisseur de l'échantillon a un effet significatif sur les valeurs de translucidité. Différentes études montrent qu'une augmentation de l'épaisseur des échantillons entraîne une forte diminution de la translucidité (82,84). Au-delà de 1,5mm, le résultat esthétique d'une restauration céramique est indépendant de la couleur du pilier sous-jacent ou du ciment selon Nie E et al. Les valeurs de translucidité peuvent être sensiblement différentes pour un même matériau selon la teinte dentaire retenue ou selon la zone dentaire décrite (bord libre, région cervicale).

2. Vita Enamic® Multi-color (E-MC)

La couleur des dents naturelles résulte de la combinaison des propriétés optiques des tissus hétérogènes, émail et dentine. Les variations régionales d'épaisseur, de structure et de composition entraînent des différences progressives et significatives des propriétés optiques sur toute la couronne dentaire (gradation croissante de la saturation de zone cervicale vers le bord libre). (81)

Afin d'améliorer les propriétés optiques du matériau Vita Enamic®, une nouvelle génération présentant une transition chromatique en 6 couches de la zone cervicale à incisale a été introduite ; Vita Enamic® MultiColor (E-MC). Ce matériau a montré un gradient de couleur, de translucidité et de propriétés optiques (absorption, diffusion et transmission) ressemblant à l'étalonnage des couleurs de la dent naturelle (coefficients d'absorption et de diffusion plus élevés pour la couche cervicale et des valeurs de transmission plus élevées pour la zone incisale).

Un tel comportement optique permet d'aider les prothésistes dentaires et les chirurgiens-dentistes à obtenir des résultats esthétiques supérieurs aux matériaux de restaurations monolithiques CFAO préexistants. (83) Cependant, au sein de l'E-MC le gradient des propriétés optiques est unidimensionnel, de la zone cervicale à la région incisale, tandis qu'au sein des dents naturelles la variabilité des couleurs est tridimensionnelle (de la zone cervicale à incisale, mésiale à distale et de la dentine profonde à l'émail superficiel), ce qui pourrait compromettre l'aspect des restaurations. (83)

3. Procédures de finitions

Une procédure de finition de surface appropriée peut être utilisée afin de minimiser l'effet des facteurs extrinsèques, améliorer la rugosité et augmenter le brillant de surface. Les céramiques dentaires peuvent être glacées (par l'application d'une céramique feldspathique qui est ensuite frittée) ou polies mécaniquement. Pour les résines composites, au polissage mécanique (pâte, caoutchouc, disque) s'ajoute le polissage par un liquide photopolymérisable afin d'obtenir des surfaces polies plus lisses. Les matériaux hybrides, en raison de leur teneur en résine, ne peuvent pas être glacés sous traitement thermique. Ainsi d'autres procédures de finitions se développent afin de recréer une surface similaire à celle de la céramique glacée.

Selon Sagsos et al., le kit de polissage céramique (Diapol, EVE) et composite (Clearfil Twist Dia, Kuraray) garantissent des résultats satisfaisants pour les céramiques hybrides et les nanocéramiques. Tandis que le polissage liquide photopolymérisable (Biscover LV) peut avoir des résultats insatisfaisants sur certaines céramiques à base de résine (Cerasmart) en raison de son faible degré de conversion. (86)

Le fabricant du matériau Vita Enamic® propose 3 procédures de finitions différentes. Deux kits avec des fraises en carbure de silicium de diamètres variables utilisés sur un micromoteur (Technical kit) ou sur une pièce à main (clinical kit) et un kit utilisant un glaçage spécial qui est ensuite photopolymérisé (Vita Enamic Glaze). Özarslan et al ont étudié l'impact de ces procédures de finitions sur la rugosité et la teinte. Les meilleures performances cliniques sont obtenues avec le kit technique, qui permet l'obtention d'une surface plus lisse associée aux meilleures valeurs de rugosité de surface permettant de faciliter le nettoyage de surface, de réduire l'accumulation microbienne et d'obtenir une correspondance de teinte cliniquement acceptable. Les auteurs ont conclu que le kit clinique, dont l'utilisation permet l'obtention de surface lisse, ne devrait être utilisé que pour des corrections mineures après le pré-ajustement. (87) Une étude récemment publiée par Daryakenari G et al (88) a renforcé ces résultats et recommandé des systèmes de polissage au lieu de l'application d'un vitrage photopolymérisable.

Le matériau biomimétique fonctionnellement gradué (FG-PICN) a été récemment fabriqué pour tenter d'obtenir un gradient de propriétés mécaniques et optiques sur toute l'épaisseur du bloc. Le matériau FG-PICN a démontré expérimentalement un gradient favorable de propriétés mécaniques. Cependant, les propriétés optiques du matériau doivent encore être déterminées, la présence d'une

fraction volumique de vitrocéramique plus élevée en surface est susceptible d'améliorer le polissage et le brillant des matériaux par rapport au RCIP commercial et pourrait remettre en cause la nécessité de procédures de finitions de surface afin de se rapprocher des propriétés optiques des tissus dentaires. (2)

4. Stabilité chromatique

La stabilité chromatique tout au long de la durée de vie fonctionnelle d'une restauration est aussi importante que ses propriétés mécaniques. (89) Différents facteurs, extrinsèques et intrinsèques, peuvent affecter cette stabilité limitant leur longévité et leur qualité. Les facteurs extrinsèques comprennent les colorations par adsorption ou absorption de colorants suite à une contamination par des sources exogènes variables selon l'hygiène bucco-dentaire, les habitudes alimentaires et le tabagisme du patient. Des colorations intrinsèques peuvent être dues à une altération du matériau lui-même, variable selon sa composition. (90)

4.1 Indice de mesure

Selon la norme ISO, il existe deux formules permettant d'estimer les changements de couleur ΔE_{ab} (CIE 76) et ΔE_{00} (CIEDE2000). (91) En pratique, ces formules sont interchangeables et leurs valeurs sont fortement corrélées. (90)

Selon la Commission Internationale de l'Eclairage (CIE), les paramètres de couleurs des matériaux (L^* , a^* , b^*) peuvent être calculés. En 1976, cette commission a établi une formule (CIELab) permettant de calculer la différence visuelle ΔE_{ab} entre deux couleurs de cet espace colorimétrique. (Figure 83)

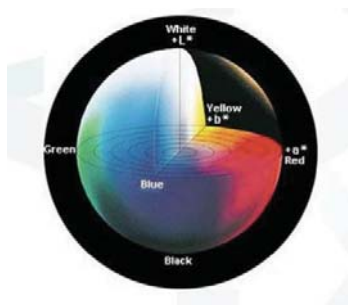


Figure 83 - Espace colorimétrique (92)

- L^* : la luminance, exprimée en % de (0 pour le noir à 100 pour le blanc)

- a^* , b^* : deux gammes de couleurs allant respectivement du vert au rouge et du bleu au jaune avec des valeurs allant de -120 à +120.

En 2001, une nouvelle formule mise à jour ΔE_{00} (CIEDE2000) a été introduite et proposée par la CIE. (90) La formule de différence de couleur CIEDE2000 corrige la non-uniformité de l'espace colorimétrique CIELab, en particulier pour les petites différences de couleur. (91)

Il est primordial de faire la distinction entre la différence de couleurs perceptible aux yeux humains et la différence statistiquement acceptable. (90) ΔE est la distance numérique entre les coordonnées L^* , a^* , b^* de deux couleurs et représente la valeur de différence de couleur. (87) Il a été affirmé qu'un ΔE inférieur à 1,1 n'est pas perceptible à l'œil humain, tandis que des valeurs supérieures à 3,3 sont cliniquement inacceptables. (Imazato et al., 1995; Robinson et al., 1997) (90)

4.2 Résultats

Lors de l'évaluation des propriétés optiques des matériaux de restaurations, des matériaux sont immergés dans différentes solutions et certaines études ont suivi le vieillissement artificiel par cyclage thermique pour simuler le comportement du matériau dans l'environnement buccal.

Selon le milieu de stockage

Les résultats montrent que le milieu de stockage a une influence importante sur la stabilité de la couleur des restaurations indépendamment du type de matériau. Ainsi, le vin rouge (Figure 84) est présenté comme la solution ayant le potentiel de coloration plus élevé (85,90–92) comparativement aux autres solutions (café, thé, curry, coca cola).

Plusieurs études rapportent que l'alcool facilite la coloration de la matrice résineuse mais ses effets ne sont pas clairs. La coloration pourrait être due aux effets de l'alcool qui entraînerait un ramollissement de la matrice résineuse facilitant ainsi sa coloration ou due à la présence de pigments dans le vin rouge. (90,92)

L'influence du pH des solutions est aussi décrite mais les résultats sont contradictoires. Ainsi, Güth et al. concluent que les pH variables des différents milieux de stockage n'ont aucun impact sur le comportement de décolorations des matériaux composites tandis que selon Stawarczyk et al (85) un pH acide favoriserait une modification de la teinte.

Auteurs	Matériau	Paramètres d'immersion	ΔE_{00}
Stamenkovic (2020)	-LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -VITA Enamic® - (VE) -IPS e.max® CAD (IE) -Cerasmart (CS) -Shofu HC (SH) -Vita suprinity (VS)	Temps d'immersion 60 heures (T0-T1) Temps d'immersion 120 heures (T0-T2)	Pour T0-T1 : VS/IE < CS < VE < SH < seuil d'acceptabilité < LU Pour T0- T2 : VS/IE < CS < seuil d'acceptabilité < VE < LU = SH
Seyidaliyeva (2019)	-IPS e.max® CAD (IE) -VITA Enamic® (VE) - Grandio Blocs (GB)	Temps d'immersion 4 semaines +/- polissage et thermocyclage	Décoloration de VE varie entre IE et GB, mais est plus proche du bloc composite (GB)
Stawarczyk (2015)	-LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -Cerasmart (CS) -Shofu HC (SH) -VITA Enamic® (VE) -IPS e.max® CAD (EM) -IPS Empress CAD (EP)	Temps d'immersion 14 jours	EM < EP < VE < LU < SH < CS
Alharbi (2017)	-Vitablocs Mark II (VMII) -Paradigm MZ100 (MZ100) -Experimental Vita Hybrid Ceramic (VHC) -VITA Enamic® (VE) -Experimental Kerr (K) -LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -Filtek Supreme, (composite direct) (FSup) -Venus Diamond (composite direct) (VD) -Filtek Siloranev (composite direct) (FSil)	Temps d'immersion : 120 jours (=10 ans de vieillissement clinique)	VMII < LU < VHC < MZ100 < Fsup < VD < VE < K < FSil

Figure 84 - Résultats comparatifs des ΔE_{00} après immersion dans le vin rouge des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 85,90–92)

Selon le type de matériau

Le type de matériau a un impact important sur la stabilité de la couleur. De manière générale, les résultats des différentes études s'accordent sur la meilleure stabilité de couleur (valeurs ΔE plus faibles) pour les vitrocéramiques comparativement aux céramiques hybrides et résines composites quelle que soit le milieu d'immersion avec ou sans cyclage thermique (85,89,91,92).

La coloration induite par le café est utilisée comme référence dans de nombreuses études (Figure 85), en effet c'est une substance très chromogène et largement consommée dans le monde. Les résultats des différentes études ne font pas consensus, ainsi Vita Enamic® se retrouve au-dessus ou en dessous du seuil d'acceptabilité. La littérature montrent que la décoloration de Vita Enamic® est inférieure à celles des résines composites directes et supérieures aux vitrocéramiques mais il n'y a pas de consensus sur la stabilité de Vita Enamic® comparativement à Lava Ultimate et Cerasmart (84,89,90,92).

Auteurs	Matériau	Paramètres d'immersion	ΔE_{00}
Stamenkovic (2020)	-LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -VITA Enamic® (VE) -IPS e.max® CAD (IE) -Cerasmart (CS) -Shofu HC (SH) -Vita suprinity (VS)	Temps d'immersion 60 heures (T0-T1) Temps d'immersion 120 heures (T0-T2)	Pour (T0-T1) : VS/IE < CS < seuil d'acceptabilité ($\Delta E_{00} > 1.8$) < VE < SH < LU Pour (T0-T2) : VS/IE < seuil d'acceptabilité ($\Delta E_{00} > 1.8$) < CS < VE < SH < LU
Mohammad (2020)	-LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -VITA Enamic® (VE) -IPS e.max® CAD (IPS) -Crystal Ultra (CU)	Simulation d'un an d'utilisation clinique (10 000 cycles) Temps d'immersion : 1 semaine (~1 mois de consommation)	IPS < VE < CU < seuil d'acceptabilité ($\Delta E_{00} > 1.8$) < CS < LU
Acar (2015)	-VITA Enamic® (HC) -LAVA™ Ultimate (3M) (RNC) -IPS e.max® CAD (LDC) -Filtek supreme Ultra universal (NCR)	Epaisseurs : 0,5 ; 0,7 ; 1 et 1,2mm	LDC < HC < seuil d'acceptabilité ($\Delta E_{00} > 1.8$) < RNC < NCR
Alharbi (2017)	-Vitablocs Mark II (VMII) -Paradigm MZ100 (MZ100) -Experimental Vita Hybrid Ceramic (VHC) -VITA Enamic® (VE) -Experimental Kerr (K) -LAVA™ Ultimate (3M) (LU) -Filtek Supreme (composite direct) (FSup) -Venus Diamond (composite direct) (VD) -Filtek Siloranev (composite direct) (FSil)	Temps d'immersion : 120 jours (=10 ans de vieillissement clinique)	FSil > VD > MZ100 > K > LU > FSup > VHC > VE > VMII

Figure 85 - Résultats comparatifs des ΔE_{00} après immersion dans le café des différents matériaux (tableau de l'auteur selon 84,89,90,92)

Les différents auteurs établissent un lien entre stabilité de la couleur et la microstructure du matériau. Mohammad et al (84) montrent que les vitrocéramiques (ex : IPS Emax) constituées de minéraux cristallins avec une matrice de verre fournissant une microstructure dense, présentent une meilleure stabilité de couleur. Ainsi, les vitrocéramiques montrent une moindre différence de couleur après cyclage thermique ou immersion dans le café tandis que des changements de couleur inacceptables sont signalés pour les résines nanocéramiques après une semaine d'immersion dans le café en accord avec les études précédentes (Arif et al, Mansour et Al). Dans ce sens Aida Seydaliyeva et al.(91) affirment qu'en plus des décolorations externes des résines composites, leur structure poreuse

conduit à des décolorations internes, tandis que la microstructure dense des céramiques dentaires permettent aux décolorations externes d'être presque complètement éliminées par polissage. Pour les céramiques hybrides, les décolorations internes ne sont pas aussi profondes que celle des résines composites dues à la densité de structure de ce matériau. De ce fait les céramiques hybrides retrouvent davantage leur couleur initiale par polissage par rapport aux résines composites.(91)

Les différents auteurs établissent un lien entre stabilité de la couleur et la composition du matériau.

Selon Stamenkovic (92), les matériaux utilisés en CFAO présentent une énergie de surface plus élevée que les autres matériaux favorisant leur coloration. De plus, les polymères absorbent davantage d'eau et peuvent être plus enclins à absorber les pigments et solutions de colorations.

Mohammad et al. et Acar et al. (84,89) mettent en évidence que l'aptitude de coloration des matériaux peut être liée à l'hydrophobicité des monomères et aux propriétés d'absorption de l'eau. La céramique hybride (Vita Enamic®) et la résine nanocomposite (Lava Ultimate) sont tous deux constitués d'UDMA (hydrophobe) et de TEGDAM (hydrophile). Cependant, le changement de couleurs de ces deux matériaux n'est pas similaire dans cette étude. La résine nanocéramique (Lava Ultimate) contient également du Bis-GMA (bisphénol A-glycidyl méthacrylate) et sa version éthoxylée (Bis-EMA). Gajewski et al. ont montré que le Bis-GMA provoquait la plus forte absorption d'eau par rapport à l'UDMA, le TEGDMA et le Bis-EMA. Des études antérieures ont également montré que l'UDMA semble plus résistant à la coloration que le Bis-GMA en raison de ses faibles caractéristiques d'absorption d'eau et de solubilité (Stawarczyk et col). Par conséquent, le monomère Bis-GMA peut être responsable d'une plus grande décoloration de la couleur du matériau RNC (résine nanocéramique, Lava Ultimate).

VII- Adhésion

Le succès à long terme des restaurations dépend de l'adhésion adéquate et durable entre le matériau de restauration et la structure dentaire. Le scellement adhésif est affecté par divers facteurs tels que la composition des matériaux de restauration, la résine de scellement utilisée, le traitement de surface et les mécanismes d'adhérence (physique, mécanique ou chimique). (93) Ainsi, il est largement admis que le prétraitement de surface des matériaux de restaurations avant scellement est essentiel afin d'améliorer l'adhésion des ciments de scellement aux restaurations dentaires et augmenter la longévité des restaurations. (94) La méthode de prétraitement de surface dépend principalement de la composition chimique du matériau utilisé. Les blocs de composites indirects (ICs) fabriqués sous haute pression et haute température sont disponibles en dentisterie sous deux types, les RCIP et les composites indirects à charges dispersées. Cependant, leur degré élevé de conversion et leur microstructure spécifique rendent la liaison entre les restaurations et les résines de scellement plus délicate. (50, 95,96) Ainsi le collage est un facteur critique afin d'améliorer l'adaptation marginale, éviter les percolations et d'obtenir une résistance à la fracture et une rétention plus élevée. (50) De plus, la réparation intra-orale d'une restauration écaillée nécessite une force d'adhésion suffisante pour un succès à long terme. (97,98)

Une récente étude a réalisé une revue systématique et une méta-analyse des études in-vitro examinant la force de liaison des composites indirects aux ciments composites. Diverses méthodes de conditionnements de surface pour faciliter la rétention chimique et mécanique ont été proposées afin d'améliorer l'adhésion aux ICs, incluant le mordantage chimique (acide fluorhydrique et phosphorique), air-abrasion par l'alumine, le revêtement tribochimique de silice, l'application d'un primer/adhésif universel, l'application de silane. (99)

1. Conditionnement mécanique

1.1 Acide fluorhydrique

La composition des Composites Indirects Industriels (ICs) doit être prise en compte afin de déterminer la méthode de conditionnement de surface la plus appropriée. Conformément aux études précédentes (100–102) et aux instructions du fabricant pour les RCIP, le mordantage chimique (acide fluorhydrique) a tendance fournir un changement de topographie de surface et une force de liaison plus élevée que l'air-abrasion à l'alumine (aucune différence de rugosité de surface n'est observée à différentes pressions d'application), contrairement aux composites indirects à charges dispersés (ICDF) qui présentent de meilleurs résultats avec l'air-abrasion. Ce qui est probablement une conséquence de la composition et microstructure variable entre ces deux ICs. (99)

En effet, en comparaison aux ICDF, le matériau RCIP contient une plus grande quantité de céramique à base de silice réagissant avec l'acide fluorhydrique. Ainsi, le mordantage chimique induit la dissolution de la phase vitreuse alors que le réseau de polymère reste inchangé (50,103) créant ainsi une structure en « nid d'abeille » formé par le réseau polymère restant offrant un potentiel élevé d'inter-verrouillage micromécanique.

Dans la littérature le temps de mordantage à l'acide fluorhydrique oscille de 5 secondes à 300 secondes.(99) Rohr et al (103) montrent que des forces d'adhésion supérieures des ICs sont obtenues avec un temps de mordantage compris entre 30 à 60 secondes. Un conditionnement mécanique pendant une période prolongée pourrait entraîner des dommages en surface/sub-surface et compromettre la résistance mécanique des ICs. (104)

1.2 Air-abrasion

La micro abrasion avec des particules d'alumine (sablage) est la méthode de traitement de surface généralement recommandée pour les blocs à base de résine fournissant une surface rugueuse et propre pour l'adhésion. (105) En effet, l'absence de surface vitreuse au sein des blocs composites indirects en résine les rend résistants à la technique utilisant l'acide fluorhydrique. Ainsi, selon Hatem M. El-Damanhour (94) le traitement par micro-abrasion des blocs à base de résine a donné une force de liaison au cisaillement (SBS) plus élevée que les surfaces à base de résine préparé avec l'acide fluorhydrique contrairement aux matériaux RCIP. Cependant, la pression à laquelle se produit ce sablage a un rôle important ; une pression élevée peut provoquer des fissures en surface/subsurface, réduisant sa force cohésive et pouvant entraîner ultérieurement des défaillances de l'interface (106)

Semblable à ces résultats, Yoshihara et al. (106) ont montré que bien que le sablage des blocs de résines composites et de RCIP CAD/CAM ait augmenté la rugosité de la surface et abouti à une surface irrégulière avec une certaine exposition des charges, il a également provoqué des fissures sur et en dessous de la surface de 1 à 10 μm . Ces fissures peuvent être détectées à l'intérieur de la matrice de résine et à l'interface entre la matrice de résine/particule de remplissage.

1.3 Revêtement tribochimique de silice

Selon la méta-analyse (99), le revêtement tribochimique de silice testé pour les matériaux RCIP et ICDF n'a pas réussi à fournir de meilleurs résultats que le mordantage chimique à l'acide fluorhydrique et l'air abrasion par de l'alumine.

1.4 Laser

Outre ces méthodes classiques de conditionnement mécanique, Barutçigil et al. (107) ont appliqué un traitement laser Er, Cr : YSGG au matériau RCIP. Des résultats supérieurs mais sans différence significative ont été constatés entre les échantillons traités au laser et les témoins en termes de rugosité de surface ainsi que de force de liaison au cisaillement (SBS). (99)

L'effet de l'utilisation du laser Er : YAG a été étudié dans une publication récente, les résultats montrent qu'un traitement au laser entraîne des changements de températures locales considérables créant des pressions internes pouvant endommager les matériaux ; par conséquent, des paramètres laser appropriés doivent être utilisés pour éviter tout effet délétère. Dans cette étude, l'ablation laser a été réalisée avec un laser Er : YAG fonctionnant à deux réglages de puissance différents : 150 et 300 mJ, avec une puissance totale de 3 et 6W, respectivement. Cette étude rapporte de faibles valeurs de résistance au cisaillement (SBS) de la céramique au disilicate de lithium et de Vita Enamic® traités, attribuables à la fragmentation des cristaux de céramique. A l'inverse pour les matériaux en résine composite, des résistances de liaison comparables ou supérieures à la micro-abrasion avec moins de fêlure ou de destruction de la microstructure de surface des matériaux sont observées.(94)

2. Conditionnement chimique

Lorsque le conditionnement chimique est effectué seul, l'augmentation de la force d'adhésion est significativement inférieure à celle obtenue par conditionnement mécanique, ce qui est en accord avec les études précédentes. (101,102,108) Ainsi, les différentes études soulignent que le conditionnement mécanique, en augmentant la rugosité de surface des matériaux et en créant un verrouillage micromécanique, contribue davantage aux propriétés de liaisons des ICs que le conditionnement chimique (agents de couplage au silane et primer/adhésif universel) (103,109)

2.1 Silane

Haruka Takesue Yano et al (110) ont évalué l'effet de la silanisation sur les composites CAD/CAM. Cet effet dépend de la microstructure et du contenu inorganique des matériaux. Ainsi, par l'intermédiaire d'analyse de l'énergie libre de surface (SFE, Surface Free Energy) les auteurs montrent que cet effet augmente avec le composant polaire et diminue avec le composant dispersif. (Figure 86)

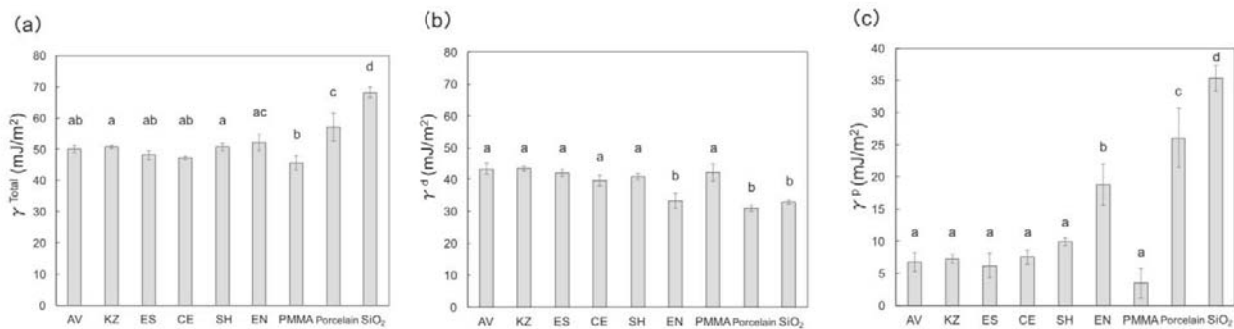


Figure 86 - Énergie libre de surface (SFE): (a) SFE totale, (b) composants dispersifs de la SFE, (c) composants polaires de la SFE. (110)

Pour les matériaux RCIP (VITA Enamic - EN) composés d'un double réseau avec un squelette céramique infiltré par une phase de résine, l'analyse SFE montre un état de surface relativement similaire à celui des vitrocéramiques. Ainsi l'importante phase inorganique exposée est un site actif pour la réaction avec l'agent de couplage silane. Le groupe silanol (Si-OH) sur le squelette vitrocéramique confère des caractéristiques polaires relativement importantes se traduisant par des valeurs plus élevées de la composante polaire comparativement à la composante dispersive dans la SFE et donc un effet de la silanisation important.

A l'inverse, les composites à charges dispersés présentent une structure avec des charges inorganiques, de tailles variables, dispersées dans une matrice de résine. Les composantes polaires et dispersives de la SFE sont proches de celle de la résine. La couche de résine recouvrant les charges, ne pouvant être complètement éliminée, est considérée comme un inhibiteur d'adhérence de l'agent de couplage de silice au groupe silanol de la surface des charges. Cependant, l'effet de la silanisation dépend non seulement de la microstructure mais également du contenu inorganique, ainsi l'effet de la silanisation et des composants SFE sont proportionnels à la taille des charges présentes au sein des composites à charges dispersées, ainsi les auteurs montrent que l'exposition de la surface pour des microcharges est relativement plus réalisable comparativement aux nanocharges. (110)

2.2 Adhésif universel

L'adhésif universel/primer est composé d'un monomère fonctionnel acide (par exemple, méthacryloyloxydécyl dihydrogénophosphate (MDP), un agent de couplage silane et/ou un monomère méthacrylate. Ces différents constituants permettent de favoriser la liaison entre le matériau et les différents substrats dentaires. Ainsi, il peut établir une liaison à la fois à la phase polymère (via des groupes acides du copolymère et du MDP dans l'adhésif) et céramique (via le monomère MDP et le silane) permettant d'obtenir de meilleurs résultats comparativement à l'utilisation de l'agent de couplage au silane seul. (99)

D'autres auteurs (94) ont comparé l'utilisation d'un primer auto-mordant par rapport au traitement conventionnel acide fluorhydrique et silane. Cette technique nécessite un temps clinique d'application plus court, permet d'éliminer le potentiel toxique de l'utilisation de l'acide fluorhydrique et de minimiser l'impact des variations techniques sur le résultat du procédé. En accord avec les résultats d'études précédentes (111–113), une surface mordancée plus faible des matériaux est obtenue entraînant des valeurs SBS significativement inférieures comparativement à l'utilisation de l'acide fluorhydrique et du silane.

3. Conditionnement mécanique et chimique

Les résultats actuels montrent qu'une combinaison de deux ou plusieurs méthodes de conditionnement de surface améliore les résultats d'adhésion, ainsi la plupart des fabricants recommandent un conditionnement mécanique suivi d'un conditionnement chimique. (99)

3.1 Micro-abrasion et silanisation

Pour les résines nanocéramiques, la majorité des fabricants recommandent le sablage de la surface de la restauration avant la silanisation. (94)

Il a été démontré que le sablage améliorait la force d'adhésion en éliminant la couche de boue dentinaire créée après le fraisage, en exposant une surface fraîche et exempte de contaminants et en améliorant la rétention micromécanique du ciment. (112,114) Le sablage expose les particules de remplissage dans les blocs à base de composite, améliorant ainsi la liaison ultérieure entre ces charges inorganiques et les groupes silanol du primer silane par la formation de liaisons siloxane. De plus, le groupe vinyloxy du primer silane contribue à l'adhérence à la matrice organique des matériaux à base de résine. (107)

3.2 Acide fluorhydrique et silane

Lors de l'utilisation d'un apprêt universel ou de silane seul, une force de liaison plus élevée est obtenue par conditionnement avec un apprêt universel. Cependant, après conditionnement mécanique de meilleurs résultats sont obtenus lorsqu'une application de silane est réalisée. Ce résultat est probablement dû aux effets synergiques des méthodes de conditionnement mais reste en cours de recherche. (99) Ainsi, malgré une grande hétérogénéité des études, le mordantage chimique (acide fluorhydrique) suivi de l'application de silane est considéré comme la meilleure stratégie afin d'optimiser la force de liaison du matériau RCIP. (99)

Vita Enamic®, par sa composition et microstructure se comporte plus comme une céramique feldspathique qu'un matériau à base de résine composite. (96) Ainsi, le mordantage à l'acide fluorhydrique permet la dissolution de la phase vitreuse en réagissant avec le dioxyde de silicium, permettant ainsi la création de micro-irrégularités significatives, l'exposition du réseau de résine et la création d'une zone de réaction pour le conditionnement chimique suivant. (99)

L'application ultérieure de l'agent de couplage silane sur la surface de la céramique mordancée permet la création de liaison chimique covalente (hydrogène) par condensation du groupe silanol du silane activé et des groupes Si-OH des céramiques mordancées par l'acide. (96) De plus, le groupe méthacrylate de l'apprêt au silane permet de contribuer à la liaison chimique avec la résine adhésive à base de méthacrylate ou directement au ciment résineux (115)

Dans une étude récemment publiée, la force d'adhésion la plus élevée au matériau RCIP est obtenue par application successive de silane suivi d'adhésif universel. (103) Ces forces de liaisons supérieures pour une application combinée impliquent probablement que le silane présent au sein de l'adhésif universel est insuffisant en termes d'adhérence chimique à une surface en céramique de silicate (103,116).

Les méta-analyses n'ont pas été effectuées selon les types de ciments composites en raison de la variété de matériaux utilisés et du faible nombre d'études disponibles dans la littérature actuelle. (99)

VIII- Indications cliniques

1. Par le fabricant

Le fabricant de Vita Enamic® (11) indique l'utilisation de ce matériau dans plusieurs situations :

- Reconstitutions préservant la substance dentaire avec épaisseur de paroi réduite
- Couronnes postérieures en cas de place limitée
- Traitement précis de petits défauts (par ex. obturations indirectes du collet, inlays délicats)
- Reconstitutions non invasives / a minima des surfaces de mastication (facette occlusale)
- Structures cosmétiques monolithiques pour les bridges numériques

Tout en précisant que l'ensemble des restaurations unitaires sont réalisables avec ce matériau.

2. Résultats cliniques

2.1 Restaurations minimalement invasives, cas d'usures dentaires sévères

Les thérapeutiques minimalement invasives, préservant autant que possible les tissus dentaires restants, sont les recommandations actuelles pour la prise en charge des patients atteints d'usures dentaires sévères. La restauration de relations occlusales fonctionnelles et de l'esthétique nécessite une réhabilitation complète avec une augmentation de la dimension verticale d'occlusion (DVO) constituant un traitement complexe en plusieurs étapes. (117,118)

Différentes techniques sont décrites. Les techniques directes avec des composites photopolymérisables, qui constituent le traitement le plus couramment rapporté. Les techniques indirectes minimalement invasives, qui associent pour le secteur antérieur des facettes palatine en composite éventuellement associée à des facettes vestibulaires en céramique (technique sandwich) ainsi que des onlays en céramique ou composite pour les secteurs prémolo-molaires. Cette technique permet d'utiliser des matériaux plus performants que les composites photopolymérisables, mais ces restaurations sont plus coûteuses. Toutefois, il n'y a aucune preuve concernant la meilleure technique (directe ou indirecte) ou le meilleur matériau (composite ou céramique) à utiliser. Récemment une nouvelle technique « one-step, no-prep » pour le traitement de l'usure dentaire sévère et généralisée a été introduite, c'est une approche minimalement invasive et simple utilisant le matériau RCIP à de très faibles épaisseurs. Elle se caractérise par une approche multidisciplinaire (collaboration avec des kinésithérapeutes pour les symptômes associés), par l'absence de préparation des tissus dentaires et l'absence de phase provisoire. Les restaurations indirectes définitives étant toutes collées en deux jours consécutifs, le nombre de visites, le temps de pose, le coût et la complexité du traitement sont réduits. L'utilisation de matériau RCIP, présente plusieurs avantages par rapport aux céramiques et aux composites ; tels que la possibilité de les usiner à de faibles épaisseurs correspondant à la perte de tissus estimés, leur ajustement occlusal facilité, leur module d'élasticité compris entre celui de l'émail et la dentine, leur comportement d'amortissement particulièrement adapté en cas de bruxisme et de fortes contraintes occlusales, ainsi que leur bonne stabilité chimique et propriétés de liaison. (117,118)

Selon ces études (117,118), du point de vue du praticien l'approche «One step - No prep» s'est avérée particulièrement simple par rapport à toutes les techniques classiques indirectes et directes. L'absence de restaurations provisoires pour tester l'augmentation de la DVO, comme dans les techniques directes, n'a engendré aucun inconvénient. En effet, il a été précédemment rapporté qu'une augmentation de la DVO, d'un maximum de 5 mm au niveau du bord incisal, est bien tolérée par les patients et qu'il n'est pas nécessaire de tester ses effets et son acceptation.(119) L'approche en une étape a été proposée car la réalisation de restaurations provisoires peut être problématique pour la fabrication de prothèses aussi minces que des overlay de 0,2 mm d'épaisseur, notamment en raison du risque de fracture. A l'inverse, surestimer la DVO ou préparer les tissus dentaires pour augmenter l'épaisseur du matériau et sa résistance ne constitue pas des solutions idéales. De plus, la réalisation de

restaurations provisoires en composite directes est chronophage et peu aisée à retirer. (118) Après 2 ans d'utilisation clinique, l'écaillage des bords (5,73 % après deux ans) de très fine épaisseur et soumise à d'importantes contraintes occlusales est décrite comme la complication la plus fréquente (117) . Malgré ce fait, des taux de survie de 100 % et de succès de 93,75 % des restaurations sont observées à deux ans. Comparativement supérieurs aux résultats à trois ans des restaurations postérieures à couverture partielle en RCIP (95,6 % et 82,4 %, respectivement, pour 44 restaurations) (108) et en vitrocéramique au disilicate de lithium (98,3% et 85%, respectivement, pour 60 restaurations) (120)

Du point de vue du patient, le traitement s'est avéré donner des résultats cliniques positifs tant fonctionnel qu'esthétique (scores élevés de correspondance de couleur et de translucidité pour les évaluateurs et les patients après deux ans), l'approche en une étape de l'augmentation de la DVO a été bien tolérée et le score global OHIP (Oral Health Impact Profile), a été significativement amélioré.

2.2 Restauration par couronne unitaire

La littérature dentaire rapporte une fabrication par CFAO des couronnes RCIP cliniquement réussie (121,122) avec un gain de temps associé à une rentabilité des flux du travail numérique. En effet, contrairement aux vitrocéramiques au disilicate de lithium ou zircon qui nécessitent un fraisage dans une étape pré-frittée puis des étapes de cuisson et de frittage après le traitement CAD/CAM, les RCIPs ne demandent aucune étape de traitement supplémentaire (par exemple cuisson, frittage ou vitrage). Cependant les preuves cliniques à court et long terme sont rares et devront être davantage étudiées dans le cadre de futures recherches cliniques.(123)

Résultats à court terme : 2 ans

Chirumamilla et al. ont évalué les performances cliniques des RCIP (n=45) (Vita Enamic) sur 2 ans. Des couronnes unitaires ont subi un prétraitement par air-abrasion (non recommandé par le fabricant) puis scellées avec un ciment auto-adhésif (n=31) ou avec un ciment de verre ionomère modifié par adjonction de résine (n=14). L'évaluation rétrospective ne montre aucun échec clinique après 1 an, le rappel des 2 ans montre deux échecs en raison d'un décollement associé à des caries secondaires avec des taux de survie sans différence significative de 96,8% (avec ciment auto-adhésif) et 92,9%. (CVIMar). (124) Les études cliniques comparables montrent des taux de survie à court terme, sur 2 ans, de 100% pour les couronnes IPS E.max CAD. (125,126)

Plusieurs études in vitro ont validé les protocoles de collage fournis par le fabricant et recommandent le mordantage à l'acide fluorhydrique comme traitement de surface avant la cimentation adhésive.(127,128) La liaison adhésive fiable a été confirmée par les résultats de l'étude menée par Spitznagel (123), dans laquelle aucun décollement clinique d'une couronne unitaire n'a pu être observé.

Résultats à moyen terme : 3 ans

Spitznagel (123) décrit le comportement à moyen terme des RICP (Vita Enamic®), cette étude rend compte des performances cliniques à 36 mois après pose de couronnes unitaires (n=76). Les RCIP fabriqués par CFAO ont montré des taux de survie (93.9%) et de succès (92.7%) acceptable après 36 mois. Sur la base des données actuelles, ce matériau CAD/CAM se révèle être une approche de traitement potentielle et rentable dans la pratique clinique quotidienne.

Ni les caries secondaires, ni les décollements n'ont été enregistrés. La correspondance des couleurs, la forme anatomique et l'adaptation marginale sont restées favorables pendant la période d'observation donnée.

Un taux de fracture de 6,5 % après 3 ans des couronnes unitaires RCIP (soit 4 couronnes) est rapporté. (123) En effet, en raison des caractéristiques du matériau, Vita Enamic® est sujet à l'usure superficielle, ce qui conduit à une réduction de l'épaisseur de la restauration entraînant par la suite une fracture massive. Ces résultats sont comparables aux données d'une revue systématique et d'une méta-

analyse qui mentionnent un taux de fracture de l'armature pour des restaurations feldspathiques et à base de silice de 6,7% et de 2,3% pour des vitrocéramiques à base de leucite et de disilicate de lithium après 5 ans d'utilisation clinique. (129)

Des augmentations significatives de la décoloration marginale ($P = .0002$) et de la rugosité de surface ($P < .0001$) ont été notées avec le temps. L'augmentation de la rugosité de la surface met en évidence la nécessité d'effectuer des contrôles réguliers.

Résultats à long terme

Des études futures avec des périodes d'observation plus longues, des cohortes de patients plus importantes et un flux de travail entièrement numérique au fauteuil sont souhaitables. Ainsi, des données complémentaires à long terme sont attendues afin de voir si les résultats des couronnes unitaires RCIP peuvent être comparables à celles des restaurations unitaires feldspathiques et disilicate de lithium traitées par CAM/CAM - avec des taux de survie de 90,7% après 12 ans (130) et de 83,5% après 10 ans (131)

2.3 Restauration par endocouronne

Les progrès des techniques adhésives et de la dentisterie minimalement invasive ont conduit à de nouvelles approches thérapeutiques, y compris l'endocouronne, une restauration monolithique ancrée à la chambre pulpaire et aux marges de la cavité. (132) Les rétentions macromécaniques et micromécaniques sont obtenues à partir des parois pulpaires et avec cimentation adhésive. (133) Il a été rapporté que les endocouronnes offrent une stabilité adéquate et une meilleure résistance à la fracture par rapport aux restaurations conventionnelles.(134,135) Des études cliniques montrent un taux de réussite des endocouronnes compris entre 94% et 100%, (136) suggérant qu'elles peuvent fournir l'esthétique et la fonction des dents traitées par endodontie.

Les preuves, in vitro et cliniques, permettant d'identifier les matériaux CFAO les plus efficaces dans la restauration des dents traitées par endodontie font défaut. L'étude menée par Ziting Zheng (132) évalue l'influence des matériaux CFAO sur le comportement biomécanique de molaires traitées endodontiquement puis restaurées avec des endocouronnes encéramique (blocs Vita Suprinity (VS), IPS e.max CAD (EMX), RCIP (Vita Enamic (VE)) et résine composite (Lava Ultimate (LU) et blocs Grandio (GR)). D'après les résultats, les différents matériaux ont des distributions de contraintes, des probabilités de rupture variables in vitro. L'endocouronne fabriquée avec GR présentait la meilleure répartition des contraintes et une résistance à la fracture plus élevée répondant aux exigences de ces restaurations. L'analyse VMS (Von Mises Stress) (Figure 87) montrent que les matériaux LU et GR présentent une répartition de contraintes sous charge axiale et oblique plus homogènes suggérant un taux de survie plus élevée par rapport à VE et aux céramiques. La différence est notable pour les céramiques pour lesquelles plus de contraintes sont concentrées dans la dentine autour de la chambre pulpaire, en cause la différence significative entre les modules d'élasticité du matériau et de la dentine. (134) La combinaison d'un module élastique similaire à celui de la dentine et d'une haute résilience fournit au GR une plus grande flexibilité, absorbant plus de forces masticatoires à l'intérieur du matériau avant la fracture. Par conséquent, le groupe GR présente la valeur de résistance à la fracture la plus élevée et des modes de rupture moins destructeurs (la plupart considérés comme réparable). L'analyse de Weibull montre que les 5 matériaux testés présentent une résistance à la fracture suffisante sous charges occlusales normale avec une probabilité de rupture de 1.93%. Cependant, des forces de résistance à la fracture plus faibles sont présentes dans le groupe VE, l'existence d'une matrice céramique qui augmentait la susceptibilité du matériau à se fracturer sous des contraintes de traction selon la théorie du comportement de Griffith est une des explications possibles. De plus, l'incidence de la fracture réparable est plus élevée dans le groupe VE, ce qui peut s'expliquer par la phase polymère du VE qui dissipait la déformation plastique et empêchait la propagation des fissures. (134)

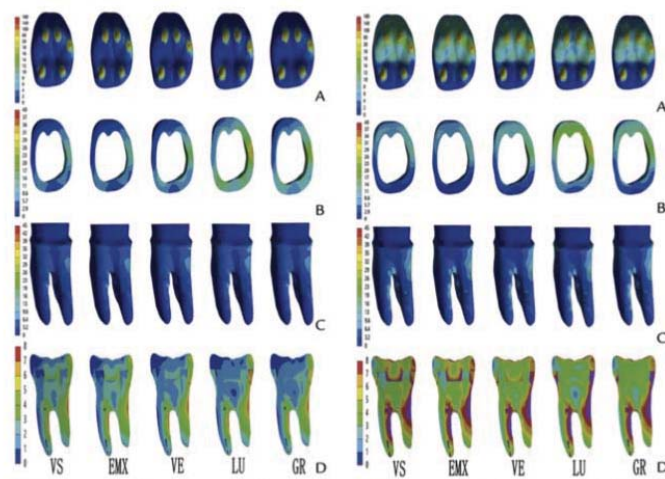


Figure 87 - Schémas de répartition des contraintes de Von Mises des dents traitées endodontiquement restaurées par endocouronne sous une charge axiale (gauche) et oblique (droite) de 200 N selon le type de matériau de restauration. A, restauration. B, émail. C, dentine. D, structures globales dans le plan sagittal (134)

Le RCIP semble être un matériau approprié pour la fabrication de restaurations dentaires pour enfants. D'après un rapport de cas (139), illustrant le traitement de première molaire déciduale par pulpotomie et restauration par endocouronne (suivi sur 9 mois) utilisant la technologie CFAO, il est possible de fabriquer des endocouronnes susceptibles de donner de bons résultats en termes d'usure, de propriétés mécaniques et de santé dentaire post-opératoire. Cependant, un plus grand nombre de cas et de suivi clinique sont nécessaires afin d'étudier les effets de l'usure à long terme sur les dents antagonistes.

2.4 Restauration par inlay, onlay, overlay

Une étude clinique prospective sur 5 ans est menée dans l'objectif d'évaluer le taux de survie et le comportement clinique des inlays et PCR (restauration à couverture partielle). (108) Cet essai inclut 47 patients qui ont reçu 103 restaurations mini-invasives en secteur postérieur, la cohorte de patients a été répartie en deux groupes d'étude en fonction de l'extension du défaut (58 restaurations PCR et 45 inlays)

Les données publiées en 2017 décrivent la période de suivi allant jusqu'à 36 mois après la pose des restaurations, les données cliniques à long terme sont encore attendues. Les premiers résultats décrivent les RCIP comme une option de traitement approprié pour les inlays postérieurs et les PCR (restauration par recouvrement partiel) avec une performance clinique favorable sur une période d'observation de 36 mois et des taux de survie de 97,4 et 95,6 %, respectivement pour les inlay et PCR (Figure 88) et un taux de fracture global de 3,8 % après 36 mois.(Figure 89) Une revue systématique a indiqué que les fractures cohésives (4%) étaient l'échec le plus fréquent pour les inlays, onlays et overlay en céramique et composite. De plus, les restaurations sur les dents vitales ont montré de meilleurs taux de survie que sur les dents dévitalisées (137) Bien que ces résultats préliminaires soient prometteurs à court terme, des résultats à long terme se font attendre afin de les comparer aux taux de survie des inlays et onlays en vitrocéramique CFAO avec 91 % de taux de survie après 10 ans (137) et jusqu'à 88,7 % après 17 ans (138). Dans l'essai clinique en cours, quatre PCR (5%) ont montré des fractures cohésives minimales (écaillage), ces restaurations réparables ont donc été classées en échecs relatifs. Un changement significatif de rugosité de surface, d'adaptation marginale et de décoloration marginale sont observées donnant un taux de réussite globale des restaurations RCIP de 83,6% (84,8% pour les inlays et 82,4% pour les PCR) après 36 mois. Aucun décollement n'est observé pendant la période avec un protocole de scellement suivant strictement les recommandations du fabricant. Une intégration harmonieuse des restaurations à la forme anatomique de la dentition est observée pendant toute la durée de l'observation. (139)

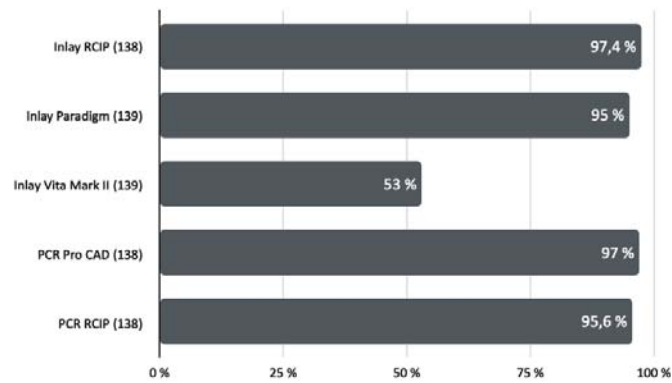


Figure 88 - Comparaison des taux de survie à 36 mois (schéma de l'auteur selon 138,139)

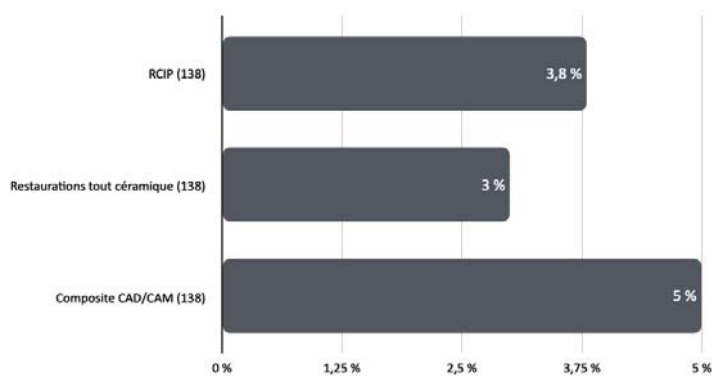


Figure 89 - Comparaison des taux de fracture globale à 36 mois (schéma de l'auteur selon 138)

Les performances cliniques des onlays en RCIP (Vita Enamic®) et céramiques feldspathiques (Mark II) sur des dents traitées endodontiquement sur 3 ans ont été évalués. Lu et al (140) ont mené l'étude sur 93 patients ayant reçus 101 restaurations onlay (RICN n=67 et Mark II n=34). Après 1 an, 5 restaurations ont échoué (2 RICN et 3 restaurations Mark II) en raison de décollement, fracture céramique et fracture dentaire. A 3 ans une correspondance des couleurs, une adaptation marginale adéquate ainsi qu'une forme anatomique favorable est observée pour le matériau RCIP. Les taux de survie étaient respectivement de 97,0% pour Vita Enamic et 90,7% pour Mark II.

CONCLUSION

Les céramiques hybrides représentent un concept récent et innovant en Odontologie restauratrice dont l'objectif vise une dentisterie biomimétique. Cette nouvelle classe de matériau cherche à présenter un cahier des charges idéal en alliant les caractéristiques de la céramique et des résines composites en son sein. La microstructure inédite des céramiques hybrides, constituée d'un double réseau interconnecté et continu, est obtenue en infiltrant un réseau de céramique avec un polymère. L'utilisation d'un mode de polymérisation novateur, associant une pression élevée et une haute température, permet d'obtenir une phase organique au degré de conversion élevé. Il en résulte une amélioration des propriétés mécaniques au regard de chacun des constituants.

Un seul matériau hybride, Vita Enamic® issu de l'infiltration du polymère (UDMA-TEGDMA) au sein du réseau de céramique, est actuellement disponible sur le marché.

Les propriétés mécaniques de ce matériau montrent des valeurs de module d'élasticité et de dureté comprises entre celle de l'émail et celle de la dentine, mais inférieures aux matériaux céramiques existants. La capacité de fluage et l'effet ISE pour le module d'élasticité et dureté sont similaires à ceux de l'émail. Une résistance accrue à divers phénomènes de dégradation (par contact ou meulage) expliquée par des mécanismes de renforcement lui confère également une résistance sensiblement améliorée à l'amorçage et à la croissance de fissures avec un comportement de la courbe R substantiel.

Les faibles valeurs du module d'élasticité et de dureté, combinées à une ténacité et un comportement de courbe en R plus élevés, permettent une grande capacité de résistance aux charges de fatigue, jusqu'à 200 N, ce qui est un avantage incontestable chez les patients présentant un haut niveau de stress occlusal (bruxisme). Ces valeurs en font également un bon candidat pour la CFAO. En effet, l'usinage de ce matériau est rapide, possible en très faibles épaisseurs sans risque de fracture et est associé à une moindre usure des fraises comparativement aux céramiques. Ces propriétés permettent le développement de nouvelles stratégies thérapeutiques minimalement invasives, avec peu, voire pas de préparation des tissus dentaires (protocole « one step-no prep »). De plus, aucun processus de cuisson ou de frittage supplémentaire n'est nécessaire, ce qui permet une optimisation du temps et du coût du traitement.

Ces propriétés mécaniques associées à une bonne adhésion permettent aux céramiques hybrides d'entrer en concurrence avec les céramiques plus traditionnelles pour la réalisation de restaurations unitaires collées (couronnes, endo-couronnes, inlay-onlay).

Concernant les interactions biologiques, les céramiques hybrides présentent de bonnes propriétés de biocompatibilité vis-à-vis des fibroblastes gingivaux et des kératinocytes, ainsi qu'une diminution de l'élution des monomères avec le temps, permis par son mode de polymérisation innovant. Leurs propriétés biologiques sont considérées comme plus favorables comparativement aux composites traditionnels.

Les qualités intéressantes de Vita Enamic® sont néanmoins atténuées par une rétention accrue de plaque et une esthétique insuffisante limitant son utilisation en secteur antérieur. Néanmoins, le développement de Vita Enamic Multi-color (EMC) présentant un dégradé de couleur intégré de la zone cervicale à la zone incisale lui octroie un gradient translucidité et des propriétés optiques améliorées se rapprochant de l'étalonnage des dents naturelles.

Bien que prometteur, sa sortie récente ne permet pas de disposer d'un recul clinique suffisant pour affirmer de résultats cliniques satisfaisants à long terme. Ainsi les perspectives d'avenir doivent inclure le développement de recherches cliniques complémentaires en ce sens, mais également l'étude de l'amélioration des propriétés mécaniques, optiques et biologiques des matériaux expérimentaux RCIP. La quête du biomimétisme incite le développement d'une nouvelle classe de matériaux caractérisée par un gradient structurel et fonctionnel (FG-PICN). Elle a pour objectif de mimer au plus près les variations de propriétés du tissu amélaire et dentinaire, à travers un bloc dont les propriétés mécaniques et optiques évoluent graduellement.

BIBLIOGRAPHIE

1. Min J. Comparison of human enamel and polymer-infiltrated-ceramic-network material "ENAMIC" through micro- and nano-mechanical testing. *Ceram Int.* 2016;7.
2. Eldafrawy M, Nguyen JF, Mainjot AK, Sadoun MJ. A functionally graded PICN material for biomimetic CAD-CAM blocks. *J Dent Res.* nov 2018;97(12):1324-30.
3. Cui B. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic (sodium aluminum silicate) composites for dental restoration. *J Dent.* 2017 Jul;62:91-97.
4. Swain MV. Interpenetrating network ceramic-resin composite dental restorative materials. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):34-42.
5. He L-H, Swain M. A novel polymer infiltrated ceramic dental material. *Dent Mater.* juin 2011;27(6):527-34.
6. Argryou R, Thompson GA, Cho S-H, Berzins DW. Edge chipping resistance and flexural strength of polymer infiltrated ceramic network and resin nanoceramic restorative materials. *J Prosthet Dent.* sept 2016;116(3):397-403.
7. Facenda JC, Borba M, Corazza PH. A literature review on the new polymer-infiltrated ceramic-network material (PICN). *J Esthet Restor Dent.* juill 2018;30(4):281-6.
8. Della Bona A, Corazza PH, Zhang Y. Characterization of a polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* mai 2014;30(5):564-9.
9. Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure Polymerized Resin-infiltrated Ceramic Networks. *J Dent Res.* janv 2014;93(1):62-7.
10. Déjou J, Société Francophone des Biomatériaux Dentaires. Les céramiques [Internet]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/3_2.html#3211
11. VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG. Documentation technique scientifique Vita Enamic. [Internet] Disponible sur : <https://www.vita-zahnfabrik.com/fr/VITA-ENAMIC-24971,27568.html>
12. Kang L, Zhou Y, Lan J, Yu Y, Cai Q, Yang X. Effect of resin composition on performance of polymer-infiltrated feldspar-network composites for dental restoration. *Dent Mater J.* sept 2020;39(5):900-8.
13. Phan AC, Tang M, Nguyen J-F, Ruse ND, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate—Mechanical properties and monomer release. *Dent Mater.* mars 2014;30(3):350-6.
14. Mourouzis P, Andreasidou E, Samanidou V, Tolidis K. Short-term and long-term release of monomers from newly developed resin-modified ceramics and composite resin CAD-CAM blocks. *J Prosthet Dent.* févr 2020;123(2):339-48.
15. Franco Steier V, Koplín C, Kailer A. Influence of pressure-assisted polymerization on the microstructure and strength of polymer-infiltrated ceramics. *J Mater Sci.* avr 2013;48(8):3239-47.
16. Li W, Sun J. Effects of ceramic density and sintering temperature on the mechanical properties of a novel polymer-infiltrated ceramic-network zirconia dental restorative (filling) material. *Med Sci Monit.* mai 2018;24:3068-76.
17. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Mechanical properties of polymer-infiltrated-ceramic-network materials. *Dent Mater.* avr 2013;29(4):419-26.
18. Lale A, Schmidt M, Mallmann MD, Bezerra AVA, Acosta ED, Machado RAF, et al. Polymer-Derived Ceramics with engineered mesoporosity: From design to application in catalysis. *Surf Coat Technol.* sept 2018;350:569-86.
19. Déjou J, Société Francophone des Biomatériaux Dentaires. Les céramiques [Internet]. Disponible sur: http://campus.cerimes.fr/odontologie/enseignement/chap17/site/html/3_2.html#3211.
20. Alberio A, Pascual A, Camps I, Grau-Benitez M. Comparative characterization of a novel cad-cam polymer-infiltrated-ceramic-network. *J Clin Exp Dent.* 2015;e495-500.
21. Homaei E, Farhangdoost K, Tsoi JKH, Matinlinna JP, Pow EHN. Static and fatigue mechanical behavior of three dental CAD/CAM ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* juin 2016;59:304-13.
22. Coldea A, Fischer J, Swain MV, Thiel N. Damage tolerance of indirect restorative materials

(including PICN) after simulated bur adjustments. *Dent Mater.* juin 2015;31(6):684-94.

23. 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.* oct 2013;26:34-42.
24. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* déc 2014;93(12):1232-4.
25. Choi B-J, Yoon S, Im Y-W, Lee J-H, Jung H-J, Lee H-H. Uniaxial/biaxial flexure strengths and elastic properties of resin-composite block materials for CAD/CAM. *Dent Mater.* févr 2019;35(2):389-401.
26. Dartora G, Rocha Pereira GK, Varella de Carvalho R, Zucuni CP, Valandro LF, Cesar PF, et al. Comparison of endocrowns made of lithium disilicate glass-ceramic or polymer-infiltrated ceramic networks and direct composite resin restorations: fatigue performance and stress distribution. *J Mech Behav Biomed Mater.* déc 2019;100:103401.
27. Norme ISO. ISO 23146:2012(en). [Internet]. Disponible sur: site <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:23146:ed-2:v1:fr>.
28. Barthel E et al. Essai d'indentation. L'indentation : un outil de caractérisation multi-échelle des matériaux [Internet]. Disponible sur: http://s550682939.onlinehome.fr/VieSF2M/ArticlesSF2M/Article_indentation_sep2014.pdf
29. Prielipp H, Knechtel M, Claussen N, Streiffer SK, Mülleians H, Rühle M, et al. Strength and fracture toughness of aluminum/alumina composites with interpenetrating networks. *Mater Sci Eng A.* juin 1995;197(1):19-30.
30. Aboushelib MN. Survival of resin infiltrated ceramics under influence of fatigue. *Dent Mater.* 2016 Apr;32(4):529-34.
31. Zhawi HE. Polymer infiltrated ceramic network structures for resistance to fatigue fracture and wear. *Dent Mater.* 2016 Nov;32(11):1352-1361.
32. Rueda AO, Seuba J, Anglada M, Jiménez-Piqué E. Tomography of indentation cracks in feldspathic dental porcelain on zirconia. *Dent Mater.* mars 2013;29(3):348-56.
33. Peterson IM, Pajares A, Lawn BR, Thompson VP, Rekow ED. Mechanical Characterization of dental ceramics by hertzian contacts. *J Dent Res.* avr 1998;77(4):589-602.
34. Lawn BR. Indentation of Ceramics with spheres: a century after Hertz. *J Am Ceram Soc.* janv 2005;81(8):1977-94.
35. Coldea A, Swain MV, Thiel N. Hertzian contact response and damage tolerance of dental ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater.* juin 2014;34:124-33.
36. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. *J Dent Res.* déc 1989;68(12):1752-4.
37. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater.* avr 2013;20:113-25.
38. Xu Z. A comparative study on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material and tooth enamel. *Dent Mater.* 2017 Dec;33(12):1351-1361.
39. Santos F. Comparative study of the wear of the pair human teeth/Vita Enamic® vs commonly used dental ceramics through chewing simulation. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018 Dec;88:251-260
40. Dds ZH. Influence of low-temperature degradation on the wear characteristics of zirconia against polymer-infiltrated ceramic-network material. *J Prosthet Dent.* 2018;120(4):7.
41. Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016 Feb;115(2):199-202.
42. Figueiredo-Pina CG, Monteiro A, Guedes M, Maurício A, Serro AP, Ramalho A, et al. Effect of feldspar porcelain coating upon the wear behavior of zirconia dental crowns. *Wear.* janv 2013;297(1):872-7.
43. Figueiredo-Pina CG, Patas N, Canhoto J, Cláudio R, Olhero SM, Serro AP, et al. Tribological behaviour of unveneered and veneered lithium disilicate dental material. *J Mech Behav Biomed Mater.* janv 2016;53:226-38.
44. Mehta SB, Banerji S, Millar BJ, Suarez-Feito J-M. Current concepts on the management of tooth

wear: part 4. An overview of the restorative techniques and dental materials commonly applied for the management of tooth wear. *Br Dent J.* févr 2012;212(4):169-77.

45. da Costa J, Adams-Belusko A, Riley K, Ferracane JL. The effect of various dentifrices on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent.* janv 2010;38:e123-8.

46. 이진희. Yuhospace. Gloss retention of nanocomposite resins after manual and electric toothbrushing [Internet]. Graduate School, Yonsei University; 2009. Disponible sur: <https://ir.ymlib.yonsei.ac.kr/handle/22282913/124987>

47. Wiegand A, Schwerzmann M, Sener B, Carolina Magalhães A, Roos M, Ziebolz D, et al. Impact of toothpaste slurry abrasivity and toothbrush filament stiffness on abrasion of eroded enamel – an in vitro study. *Acta Odontol Scand.* 1 janv 2008;66(4):231-5.

48. Partin-Agarwal K, Terwilliger RJ, Lien W, Jessup JP, Motyka NC, Vandewalle KS. Polish retention of ceramic-polymer CAD/CAM materials. *Gen Dent.* 2018;66(6):65—70.

49. Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R. Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *J Dent.* déc 2007;35(12):897-902.

50. 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.* mai 2016;95(5):487-95.

51. Egbert JS, Johnson AC, Tantbirojn D, Versluis A. Fracture strength of ultrathin occlusal veneer restorations made from CAD/CAM composite or hybrid ceramic materials. *Oral Sci Int.* mai 2015;12(2):53-8.

52. Sasse M, Krummel A, Klosa K, Kern M. Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dent Mater.* août 2015;31(8):907-15.

53. Yu P. Effect of acidic agents on the wear behavior of a polymer infiltrated ceramic network (PICN) material. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2017;10.

54. Grenade C, De Pauw-Gillet M-C, Gailly P, Vanheusden A, Mainjot A. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Fibroblasts (HGFs). *Dent Mater.* sept 2016;32(9):1152-64.

55. Grenade C, De Pauw-Gillet M-C, Pirard C, Bertrand V, Charlier C, Vanheusden A, et al. Biocompatibility of polymer-infiltrated-ceramic-network (PICN) materials with Human Gingival Keratinocytes (HGKs). *Dent Mater.* mars 2017;33(3):333-43.

56. Smallidge MJ, Sabol JV, Aita-Holmes C, Chuang H, Dickinson DP. Human gingival epithelial growth in vitro on a polymer-infiltrated ceramic network restorative material. *J Prosthodont.* juin 2019;28(5):541-6.

57. Alamoush RA, Kushnerev E, Yates JM, Satterthwaite JD, Silikas N. Response of two gingival cell lines to CAD/CAM composite blocks. *Dent Mater.* sept 2020;36(9):1214-25.

58. Raybaud H, Voha C, Delebarre H. Histologie de la muqueuse buccale – Dermatologie buccale [Internet]. [cité 24 avr 2021]. Disponible sur: <http://dermatologiebuccale-nice.fr/anatomie-et-histologie-de-la-muqueuse-buccale/histologie-de-la-muqueuse-buccale/>

59. Bottino M, Pereira S, Amaral M, Milhan N, Pereira C, Camargo S, et al. Streptococcus mutans biofilm formation and cell viability on polymer-infiltrated ceramic and yttria-stabilized polycrystalline zirconium dioxide ceramic. *Oper Dent.* nov 2019;44(6):E271-8.

60. Lin-Gibson S, Sung L, Forster AM, Hu H, Cheng Y, Lin NJ. Effects of filler type and content on mechanical properties of photopolymerizable composites measured across two-dimensional combinatorial arrays. *Acta Biomater.* juill 2009;5(6):2084-94.

61. Krifka S, Spagnuolo G, Schmalz G, Schweikl H. A review of adaptive mechanisms in cell responses towards oxidative stress caused by dental resin monomers. *Biomaterials.* juin 2013;34(19):4555-63.

62. Gómez-Florit M, Ramis JM, Xing R, Taxt-Lamolle S, Haugen HJ, Lyngstadaas SP, et al. Differential response of human gingival fibroblasts to titanium- and titanium-zirconium-modified surfaces. *J Periodontal Res.* août 2014;49(4):425-36.

63. Neunzehn J, Lüttenberg B, Wiesmann H-P. Investigation of biomaterials by human epithelial

gingiva cells: an in vitro study. *Head Face Med.* déc 2012;8(1):35.

64. Klinge B, Meyle J, on behalf of Working Group 2*. Soft-tissue integration of implants.: Consensus report of Working Group 2. *Clin Oral Implants Res.* oct 2006;17(S2):93-6.

65. Kim Y-S, Shin S-Y, Moon S-K, Yang S-M. Surface properties correlated with the human gingival fibroblasts attachment on various materials for implant abutments: A multiple regression analysis. *Acta Odontol Scand.* 2 janv 2015;73(1):38-47.

66. Happe A, Röling N, Schäfer A, Rothamel D. Effects of different polishing protocols on the surface roughness of Y-TZP surfaces used for custom-made implant abutments: a controlled morphologic SEM and profilometric pilot study. *J Prosthet Dent.* mai 2015;113(5):440-7.

67. Albrektsson T, Wennerberg A. Oral implant surfaces: Part 1--review focusing on topographic and chemical properties of different surfaces and in vivo responses to them. *Int J Prosthodont.* 2004;17(5):536-43.

68. Yang Y, Zhou J, Liu X, Zheng M, Yang J, Tan J. Ultraviolet light-treated zirconia with different roughness affects function of human gingival fibroblasts *in vitro*: The potential surface modification developed from implant to abutment: UV LIGHT-TREATED ZIRCONIA AFFECTS FUNCTION OF HGF s. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* janv 2015;103(1):116-24.

69. Zheng M, Yang Y, Liu X-Q, Liu M-Y, Zhang X-F, Wang X, et al. Enhanced biological behavior of in vitro human gingival fibroblasts on cold plasma-treated zirconia. *PLOS ONE.* oct 2015;10(10):e0140278.

70. An N, Rausch-fan X, Wieland M, Matejka M, Andrukhov O, Schedle A. Initial attachment, subsequent cell proliferation/viability and gene expression of epithelial cells related to attachment and wound healing in response to different titanium surfaces. *Dent Mater.* déc 2012;28(12):1207-14.

71. Zhang F, Huang Y, Li X, Zhao S. Surface modification and its effect on attachment, spreading, and proliferation of human gingival fibroblasts. *Int J Oral Maxillofac Implants.* déc 2011;26(6):1183-92.

72. Jeffrey O. Hollinger. An introduction to biomaterials. Bosa Roca, United States. CRC press; 2005.

73. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil.* déc 2001;28(12):1106-15.

74. Saxena P, Pant A, Gupta S, Pant V. Release and toxicity of dental resin composite. *Toxicol Int.* 2012;19(3):225.

75. Tassin M, Bonte E, Loison-Robert LS, Nassif A, Berbar T, Le Goff S, et al. Effects of High-Temperature-Pressure Polymerized Resin-Infiltrated Ceramic Networks on Oral Stem Cells. *PLOS ONE.* mai 2016;11(5):e0155450.

76. Cimpan MR, Matre R, Cressey LI, Tysnes B, Lie SA, Gjertsen BT, et al. The effect of heat- and auto-polymerized denture base polymers on clonogenicity, apoptosis, and necrosis in fibroblasts: denture base polymers induce apoptosis and necrosis. *Acta Odontol Scand.* oct 2000;58(5):217-28.

77. Quinlan CA, Zisterer DM, Tipton KF, O'Sullivan MI. In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer. *Int Endod J.* janv 2002;35(1):47-55.

78. Kim KH, Loch C, Waddell JN, Tompkins G, Schwass D. Surface characteristics and biofilm development on selected dental ceramic materials. *Int J Dent.* 2017;2017:7627945.

79. Astasov-Frauenhoffer M, Glauser S, Fischer J, Schmidli F, Waltimo T, Rohr N. Biofilm formation on restorative materials and resin composite cements. *Dent Mater.* nov 2018;34(11):1702-9.

80. Kawai K, Urano M, Ebisu S. Effect of surface roughness of porcelain on adhesion of bacteria and their synthesizing glucans. *J Prosthet Dent.* 2000;83(6):4.

81. Pulgar R, Lucena C, Espinar C, Pecho OE, Ruiz-López J, Della Bona A, et al. Optical and colorimetric evaluation of a multi-color polymer-infiltrated ceramic-network material. *Dent Mater.* juill 2019;35(7):e131-9.

82. Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent.* juin 2015;113(6):534-40.

83. Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* avr 2018;119(4):593-9.

84. Al Amri MD, Labban N, Alhijji S, Alamri H, Iskandar M, Platt JA. In vitro evaluation of translucency and color stability of CAD/CAM polymer-infiltrated ceramic materials after accelerated aging. *J Prosthodont.* avr 2021;30(4):318-28.
85. Stawarczyk B, Liebermann A, Eichberger M, Güth J-F. Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites. *J Mech Behav Biomed Mater.* mars 2016;55:1-11.
86. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin- ceramics. *J Adv Prosthodont.* 2016 Dec;8(6):417-422.
87. Özarslan MM, Türker N, Barutçigil K. Effects of different surface finishing procedures on the change in surface roughness and color of a polymer infiltrated ceramic network material. *J Adv Prosthodont.* 2016 Feb;8(1):16-20.
88. Daryakenari G, Alaghehmand H, Bijani A. Effect of simulated mastication on the surface roughness and wear of machinable ceramics and opposing dental enamel. *Oper Dent.* janv 2019;44(1):88-95.
89. Acar O, Yilmaz B, Altintas SH, Chandrasekaran I, Johnston WM. Color stainability of CAD/CAM and nanocomposite resin materials. *J Prosthet Dent.* janv 2016;115(1):71-5.
90. Alharbi A, Ardu S, Bortolotto T, Krejci I. Stain susceptibility of composite and ceramic CAD/CAM blocks versus direct resin composites with different resinous matrices. *Odontology.* avr 2017;105(2):162-9.
91. Dr AS, Hassel AJ, Rammelsberg P, Zenthöfer A. Color stability of polymer-infiltrated-ceramics compared with lithium disilicate ceramics and composite. *J Esthet Restor Dent.* 2020 Jan;32(1):43-50.
92. Dds DDS. Staining and aging-dependent changes in color of CAD-CAM materials. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct 8:S0022-3913(20)30469-8
93. 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.* sept 2018;120(3):454-61.
94. El-Damanhoury HM, A. Elsañ N, Sheela S, Gaintantzopoulou MD. Adhesive luting to hybrid ceramic and resin composite CAD/CAM Blocks:Er:YAG Laser versus chemical etching and micro-abrasion pretreatment. *J Prosthodont Res [Internet].* 2021 [cité 29 avr 2021]; Disponible sur: https://www.jstage.jst.go.jp/article/jpr/advpub/0/advpub_JPOR_2020_50/_article
95. Bähr N, Keul C, Edelhoff D, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. Effect of different adhesives combined with two resin composite cements on shear bond strength to polymeric CAD/CAM materials. *Dent Mater J.* 2013;32(3):492-501.
96. Kawaguchi A, Matsumoto M, Higashi M, Miura J, Minamino T, Kabetani T, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive and conventional-type adhesive resin cements to CAD/CAM resin blocks. Part 2: Effect of ultrasonic and acid cleaning. *Dent Mater J.* 2016;35(1):29-36.
97. Wiegand A, Stucki L, Hoffmann R, Attin T, Stawarczyk B. Repairability of CAD/CAM high-density PMMA- and composite-based polymers. *Clin Oral Investig.* nov 2015;19(8):2007-13.
98. Agingu C, Zhang C, Jiang N, Cheng H, Özcan M, Yu H. Intraoral repair of chipped or fractured veneered zirconia crowns and fixed dental prosthesis: clinical guidelines based on literature review. *J Adhes Sci Technol.* août 2018;32(15):1711-23.
99. Yu H, Özcan M, Yoshida K, Cheng H, Sawase T. Bonding to industrial indirect composite blocks: A systematic review and meta-analysis. *Dent Mater.* janv 2020;36(1):119-34.
100. Elsaka SE. Bond Strength of Novel CAD/CAM Restorative Materials to Self-Adhesive Resin Cement: The Effect of Surface Treatments. *J Adhes Dent.* janv 2015;16(6):531-40.
101. 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.* déc 2015;23(6):629-36.
102. Peumans M, Valjakova EB, De Munck J, Mishevskia CB, Van Meerbeek B. Bonding effectiveness of luting composites to different CAD/CAM materials. *J Adhes Dent.* Sept

2016;18(4):289-302.

103. Rohr N, Flury A, Fischer J. Efficacy of a Universal Adhesive in the Bond Strength of Composite Cements to Polymer-infiltrated Ceramic. *J Adhes Dent*. 19 déc 2017;19(5):417-24.
104. Kurtulmus-Yilmaz S, Cengiz E, Ongun S, Karakaya I. The effect of surface treatments on the mechanical and optical behaviors of CAD/CAM restorative materials: effect of surface treatments on CAD/CAM materials. *J Prosthodont*. févr 2019;28(2):e496-503.
105. Stawarczyk B, Basler T, Ender A, Roos M, Özcan M, Hämmerle C. Effect of surface conditioning with airborne-particle abrasion on the tensile strength of polymeric CAD/CAM crowns luted with self-adhesive and conventional resin cements. *J Prosthet Dent*. févr 2012;107(2):94-101.
106. 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*. mars 2017;33(3):e124-35.
107. Barutçigil K, Barutçigil Ç, Kul E, Özarslan MM, Büyükkaplan US. Effect of different surface treatments on bond strength of resin cement to a CAD/CAM restorative material: effects of surface treatments on hybrid ceramic block. *J Prosthodont*. janv 2019;28(1):71-8.
108. Spitznagel FA. Polymer-infiltrated ceramic CAD/CAM inlays and partial coverage restorations: 3-year results of a prospective clinical study over 5 years. *Clin Oral Invest*. 2018 Jun;22(5):1973-1983.
109. 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*. nov 2014;26(6):382-93.
110. Yano HT, Ikeda H, Nagamatsu Y, Masaki C, Hosokawa R, Shimizu H. Correlation between microstructure of CAD/CAM composites and the silanization effect on adhesive bonding. *J Mech Behav Biomed Mater*. janv 2020;101:103441.
111. El-Damanhoury HM, Gaintantzopoulou MD. Self-etching ceramic primer versus hydrofluoric acid etching: etching efficacy and bonding performance. *J Prosthodont Res*. janv 2018;62(1):75-83.
112. Garboza CS, Berger SB, Guirardo RD, Fugolin APP, Gonini-Júnior A, Moura SK, et al. Influence of surface treatments and adhesive systems on lithium disilicate microshear bond strength. *Braz Dent J*. août 2016;27(4):458-62.
113. Prado M, Prochnow C, Marchionatti AME, Baldissara P, Valandro LF, Wandscher VF. Ceramic Surface Treatment with a Single-component Primer: Resin Adhesion to Glass Ceramics. *J Adhes Dent*. juin 2018;20(2):99-105.
114. da Costa TRF, Serrano AM, Atman APF, Loguercio AD, Reis A. Durability of composite repair using different surface treatments. *J Dent*. juin 2012;40(6):513-21.
115. Cengiz-Yanardag E, Kurtulmus Yilmaz S, Karakaya I, Ongun S. Effect of different surface treatment methods on micro-shear bond strength of CAD-CAM restorative materials to resin cement. *J Adhes Sci Technol*. janv 2019;33(2):110-23.
116. Yoshihara K, Nagaoka N, Sonoda A, Maruo Y, Makita Y, Okihara T, et al. Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in « universal » adhesives. *Dent Mater*. oct 2016;32(10):1218-25.
117. Oudkerk J, Eldafrawy M, Bekaert S, Grenade C, Vanheusden A, Mainjot A. The one-step no-prep approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using PICN CAD-CAM restorations: 2-yr results of a prospective clinical study. *J Dent*. janv 2020;92:103245.
118. Mainjot AKJ. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *J Esthet Restor Dent*. mars 2020;32(2):141-9.
119. Attin T, Filli T, Imfeld C, Schmidlin PR. Composite vertical bite reconstructions in eroded dentitions after 5·5 years: a case series. *J Oral Rehabil*. janv 2012;39(1):73-9.
120. van den Breemer CRG, Cune MS, Özcan M, Naves LZ, Kerdijk W, Gresnigt MMM. Randomized clinical trial on the survival of lithium disilicate posterior partial restorations bonded using immediate or delayed dentin sealing after 3 years of function. *J Dent*. juin 2019;85:1-10.
121. Spitznagel FA, Boldt J, Gierthmuehlen PC. CAD/CAM ceramic restorative materials for natural teeth. *J Dent Res*. sept 2018;97(10):1082-91.
122. Otto T. Up to 27-years clinical long-term results of chairside Cerec 1 CAD/CAM inlays and onlays.

Int J Comput Dent. 2017;20(3):315-29.

123. Spitznagel F, Scholz K, Vach K, Gierthmuehlen P. Monolithic polymer-infiltrated ceramic network CAD/CAM single crowns: three-year mid-term results of a prospective Clinical Study. *Int J Prosthodont.* mars 2020;33(2):160-8.
124. Chirumamilla G, Goldstein CE, Lawson NC. A 2-year retrospective clinical study of enamic crowns performed in a private practice setting. *J Esthet Restor Dent.* juill 2016;28(4):231-7.
125. Seydler B, Schmitter M. Clinical performance of two different CAD/CAM-fabricated ceramic crowns: 2-Year results. *J Prosthet Dent.* août 2015;114(2):212-6.
126. Akin A, Toksavul S, Toman M. Clinical Marginal and Internal Adaptation of Maxillary Anterior Single All-Ceramic Crowns and 2-year Randomized Controlled Clinical Trial. *J Prosthodont.* juill 2015;24(5):345-50.
127. Spitznagel FA, Vuck A, Gierthmühlen PC, Blatz MB, Horvath SD. Adhesive bonding to hybrid materials: an overview of materials and recommendations. *Compend Contin Educ Dent.* oct 2016;37(9):630-7.
128. 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.* janv 2018;97(1):60-7.
129. Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* juin 2015;31(6):603-23.
130. Otto T, Mörmann WH. Clinical performance of chairside CAD/CAM feldspathic ceramic posterior shoulder crowns and endocrowns up to 12 years. *Int J Comput Dent.* 2015;18(2):147-61.
131. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. *Clin Oral Investig.* mai 2018;22(4):1763-9.
132. Zheng Z, He Y, Ruan W, Ling Z, Zheng C, Gai Y, et al. Biomechanical behavior of endocrown restorations with different CAD-CAM materials: a 3D finite element and in vitro analysis. *J Prosthet Dent.* mai 2020;125(6):890-899.
133. El-Damanny H, Haj-Ali R, Platt J. Fracture resistance and microleakage of endocrowns utilizing three CAD-CAM blocks. *Oper Dent.* mars 2015;40(2):201-10.
134. Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent.* avr 2012;37(2):130-6.
135. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature, Part II (Evaluation of fatigue behavior, interfaces, and in vivo studies). *Quintessence Int.* févr 2008;39(2):117-29.
136. Sedrez-Porto JA, Rosa WL de O da, da Silva AF, Münchow EA, Pereira-Cenci T. Endocrown restorations: A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* sept 2016;52:8-14.
137. Morimoto S, Rebello de Sampaio FBW, Braga MM, Sesma N, Özcan M. Survival rate of resin and ceramic inlays, onlays, and overlays: a systematic review and meta-analysis. *J Dent Res.* août 2016;95(9):985-94.
138. Otto T, Schneider D. Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series. *Int J Prosthodont.* févr 2008;21(1):53-9.
139. Fron Chabouis H, Smail Faugeron V, Attal J-P. Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: a systematic review. *Dent Mater.* déc 2013;29(12):1209-18.
140. Lu T, Peng L, Xiong F, Lin X-Y, Zhang P, Lin Z-T, et al. A 3-year clinical evaluation of endodontically treated posterior teeth restored with two different materials using the CEREC AC chair-side system. *J Prosthet Dent.* mars 2018;119(3):363-8.

TABLES DES ILLUSTRATIONS

FIGURE 1 - PROPRIETES MECANQUES DES TISSUS DENTAIRES (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 3).....	15
FIGURE 2 - MICROSTRUCTURE IN-CERAM ALUMINA (A) ET VITA ENAMIC (B) (4)	17
FIGURE 3 - OBSERVATION EN MICROSCOPIE ELECTRIQUE A BALAYAGE DE VITA ENAMIC®(8)	18
FIGURE 4 - COMPOSITION DU RESEAU CERAMIQUE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 8)	18
FIGURE 5 - COMPOSITION DU RESEAU CERAMIQUE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON LE FABRICANT)	18
FIGURE 6 - ANALYSE SPECTRALE SEMI-QUANTITATIVE EDS (ANALYSE DISPERSIVE EN ENERGIE) DE LA CERAMIQUE HYBRIDE VITA ENAMIC® (8).....	18
FIGURE 7 - COMPOSITION DU RESEAU POLYMERE (11)	19
FIGURE 8 - LES DIMETHACRYLATES SELON MOUROUZIS ET AL. (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 14)	19
FIGURE 9 - INFLUENCE DE LA TEMPERATURE DE FRITTAGE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 17)	21
FIGURE 10 - POROSITE ET RETRAIT DE LA PREFORME EN CERAMIQUE FELDSPATHIQUE SELON LA TEMPERATURE DE FRITTAGE (12)	22
FIGURE 11 - POROSITE ET RETRAIT DE LA PREFORME EN CERAMIQUE FELDSPATHIQUE POUR UNE TEMPERATURE DE FRITTAGE DE 750° SELON LA DUREE (12)	22
FIGURE 12 - ANALYSE DE LA MICROSTRUCTURE SELON LA FABRICATION DES RCIP SOUS DIFFERENTES PRESSIONS DE FABRICATION (A) PRESSION ATMOSPHERIQUE (B) 100 MPa (C) 200 MPa (D) 300 MPa (15)	23
FIGURE 13 - PRINCIPE DE L'ESSAI DE DURETE DE VICKERS (18).....	24
FIGURE 14 - VALEURS DE DURETE DE VITA ENAMIC® (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1,4,11 19,20)	24
FIGURE 15 - VALEURS DE DURETE DE VITA ENAMIC® ET RCIP EXPERIMENTAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1- 5,9,11,19-22).....	25
FIGURE 16 - COMPARAISON DES VALEURS DE DURETE DE L'EMAIL/DENTINE/RCIP SELON DIVERS AUTEURS (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1,2,3,11,19,21)	26
FIGURE 17 - COMPARAISON DES VALEURS DE DURETE (EN GPA) DE DIFFERENTS MATERIAUX DE RESTAURATION (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 2,3,4,11,19,20,21,22)	26
FIGURE 18 - REPRESENTATION DES MATERIAUX SELON LEUR VALEUR DE DURETE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1- 5,9,11,19,21,22,23).....	26
FIGURE 19 - VALEURS DE DURETE DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1-5,9,11,19-23)	27
FIGURE 20 - VARIATION DES VALEURS DE DURETE SELON LA PROFONDEUR (2).....	28
FIGURE 21 - MODULE D'ELASTICITE ET DURETE DES RCIPS BASEES SUR 4 CERAMIQUES FELDSPATHIQUES POREUSES (21) ..	28
FIGURE 22 - INFLUENCE DE LA MICROSTRUCTURE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 21)	29
FIGURE 23 - COURBE CONTRAINTE-DEFORMATION (18)	30
FIGURE 24 - DEFORMATION DANS LES TROIS DIRECTIONS DE L'ESPACE (18)	30
FIGURE 25 - VALEURS DU MODULE D'ELASTICITE (E) DE VITA ENAMIC® (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1,4,6,8,11,20,22)	30
FIGURE 26 - VALEURS DES MODULES D'ELASTICITE (E) (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1-6,8,11,20-23)	31
FIGURE 27 - COMPARAISON DES MODULES D'ELASTICITE RCIP/EMAIL-DENTINE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1,3,11,21)32	
FIGURE 28 - REPRESENTATION DES DIVERS MATERIAUX SELON LEURS VALEURS DE MODULE D'ELASTICITE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1-4,6,8,9,11,17,22,23)	32
FIGURE 29 - COMPARAISON DES MODULES D'ELASTICITE DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1- 4,6,8,9,11,21-23).....	33
FIGURE 30 - VARIATION DU MODULE D'ELASTICITE EN FONCTION DE Vf DE LA CERAMIQUE DES RCIPS (21)	34
FIGURE 31 - EVOLUTION DU MODULE D'ELASTICITE SELON LA TEMPERATURE DE FRITTAGE DU RESEAU CERAMIQUE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 3)	34
FIGURE 32 - INFLUENCE DE LA MICROSTRUCTURE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 21)	34
FIGURE 33 - TEST DE FLEXION (18)	35
FIGURE 34 - VALEURS DE RESISTANCE A LA FLEXION (σ_F) DE VITA ENAMIC® (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 11, 21, 20, 6, 24, 25).....	35
FIGURE 35 - VALEUR DE LA RESISTANCE A LA FLEXION (σ_F) (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 2,3,6,9,11,17,20-25)	36

FIGURE 36 - REPRESENTATION DES MATERIAUX SELON LEUR RESISTANCE A LA FLEXION (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 2,6,17,20,21,23, 25)	37
FIGURE 37 - COMPARAISON DES VALEURS DE LA RESISTANCE EN FLEXION DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 2,3,6,17,20,21,25)	38
FIGURE 38 - COMPARAISON DE σ_F DE TROIS CERAMIQUES POREUSES ET DE QUATRE RCIPS (17).....	39
FIGURE 39 - INFLUENCE DE LA MICROSTRUCTURE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 17)	39
FIGURE 40 - EVOLUTION DE LA RESISTANCE A LA FLEXION SELON LA TEMPERATURE DE FRITTAGE DU RESEAU CERAMIQUE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 3)	39
FIGURE 41 - REPRESENTATION DES DEFATS AU SEIN D'UN MATERIAU (18)	40
FIGURE 42 - VALEUR DU MODULE DE WEIBULL DE VITA ENAMIC® ET RCIP EXPERIMENTAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 2-4,6,9,11,15,19,20,26).....	41
FIGURE 43 - COMPARAISON DES MODULES DE WEIBULL (M) DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 2,6,20,21,26).....	42
FIGURE 44 - VALEURS DE RESISTANCE TENACITE (KIC) DE VITA ENAMIC® (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 11,1,8,20,22) ..	43
FIGURE 45 - VALEUR DES TENACITES DE VITA ENAMIC® ET RCIP EXPERIMENTAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1,3,5,5,8,9,11,15,16,20,22,23).....	44
FIGURE 46 - COMPARAISON DE LA TENACITE RCIP/EMAIL-DENTINE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 1,3).....	45
FIGURE 47 - OBSERVATION EN MEB DE LA MORPHOLOGIE DE SURFACE D'UN RCIP APRES INDENTATION DE VICKERS ET EXTENSION DE FELURES (1)	45
FIGURE 48 - REPRESENTATION DES MATERIAUX SELON LEUR TENACITE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 8,21,22,23)	46
FIGURE 49 - COMPARAISON DES VALEURS DE TENACITE ENTRE DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 1,3,5,8,9,11,15,20,22,23)	47
FIGURE 50 - OBSERVATION EN MEB DE LA PROPAGATION D'UNE FISSURE AU SEIN D'UN RCIP (5).....	48
FIGURE 51 - OBSERVATION EN MEB DE LA CROISSANCE D'UNE FISSURE LE LONG DE L'INTERFACE CERAMIQUE/POLYMERE (15)	48
FIGURE 52 - SURFACE DE FRACTURE DE VITA ENAMIC® OBSERVEE EN MEB (22)	48
FIGURE 53 - COMPORTEMENT DE LA COURBE R DES RCIP (15)	49
FIGURE 54 - DEGRADATION DE LA RESISTANCE EN FONCTION DE LA CHARGE D'INDENTATION (23)	49
FIGURE 55 - DEFORMATION (NM) DE L'EMAIL ET DU RCIP A DIFFERENTES CHARGES POUR UN TEMPS DE MAINTIEN ALLANT JUSQU'A 30 SEC. (1).....	50
FIGURE 56 - VARIATION DU DEPLACEMENT D'INDENTATION EN FONCTION DU TEMPS POUR L'EMAIL DENTAIRE ET LE RCIP AVEC UNE CHARGE MAXIMALE DE 250N ET UN TEMPS DE MAINTIEN DE 900 S (1).....	51
FIGURE 57 - MODIFICATION DU DEPLACEMENT D'INDENTATION (NM) EN FONCTION DU TEMPS (S) AU SEIN DU RCIP. (1).....	51
FIGURE 58 - PRINCIPE DE L'ESSAI DE FATIGUE PAR FLEXION ROTATIVE OU CHARGE AXIALE (18)	52
FIGURE 59 - DEGRADATION DE LA RESISTANCE DE DIFFERENTS MATERIAUX (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 30)	52
FIGURE 60 - DIAGRAMME DE WÖHLER (20)	53
FIGURE 61 - RESISTANCE A LA FLEXION SELON LA CHARGE D'INDENTATION (23).....	54
FIGURE 62 - CHARGE D'INDENTATION VICKERS ENTRAINANT UNE REDUCTION DE 25 ET 50% DE LA RESISTANCE A LA FLEXION DU MATERIAU CERAMIQUE TESTE.(4).....	55
FIGURE 63 - CHARGE CRITIQUE D'INDENTATION A LAQUELLE SE PRODUIT UNE DEGRADATION DE LA RESISTANCE LORS D'UNE INDENTATION AVEC DEUX SPHERES (4)	55
FIGURE 64 - CALCUL DES CHARGES CRITIQUES (PC) DE FISSURATION DU CONE (SYMBOLES NON REMPLIS) EN FONCTION DES PROPRIETES DU MATERIAU ET DES RAYONS DE PENETRATEUR. VALEURS EXPERIMENTALES DETERMINEES DU DEBUT DE LA DEGRADATION DE LA RESISTANCE (SYMBOLES REMPLIS) (35)	55
FIGURE 65 - COURBE CHARGE-DEPLACEMENT DES DIFFERENTS MATERIAUX POUR UNE CHARGE D'INDENTATION DE 98.07 N AVEC UN PENETRATEUR SPHERIQUE (R= 1,25MM) ET UN TEMPS DE MAINTIEN A CHARGE MAXIMALE DE 20 SEC (35)	56
FIGURE 66 - OBSERVATION EN MEB ET MO DES SURFACES RCIP (A GAUCHE) ET MARK II (A DROITE) INDENTE AVEC UN PENETRATEUR SPHERIQUE EN CARBURE DE TUNGSTENE (R=0,5 MM) A DIFFERENTES CHARGES (A) 98,07 N, OBSERVATION DE LA SURFACE ; (B) 190 N, OBSERVATION DE LA SURFACE; (C) 500 N, SECTION TRANSVERSALE DE LA BARRE DE PLIAGE FRACTUREE (36)	56

FIGURE 67 - COMPARAISON DE LA DEFORMATION A LA RUPTURE DES RCIP SELON LA QUANTITE DE CERAMIQUE (%) (17).	57
FIGURE 68 - RESULTATS D'USURE (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 37, 38, 39, 41)	59
FIGURE 69 - ÉVOLUTION DE LA PROFONDEUR D'USURE (A) ET DES TAUX D'USURE (B) DES DIFFERENTS GROUPES SUR TOUTE LA PERIODE D'EVALUATION. P : VITA ENAMIC/ C : BILLE EN CERAMIQUE / E : EMAIL (38)	59
FIGURE 70 - PROGRESSION DU COEFFICIENT DE FROTTEMENT (COF) DES DIFFERENT GROUPES SELON LES CYCLES D'USURE. LES LIGNES POINTILLEES DEFINISSENT LA DIVISION DE L'ETAPE 1 ET DE L'ETAPE 2 (39)	60
FIGURE 71 - REPRESENTATION DU MECANISME D'USURE DU RCIP (38)	60
FIGURE 72 - VALEUR DE INDICE DE FRAGILITE ($\mu\text{M } 1/2$) (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 2,3,5)	62
FIGURE 73 - REPRESENTATION DES MATERIAUX SELON LEUR INDICE DE FRAGILITE ($\mu\text{M } 1/2$) (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 3,49)	62
FIGURE 74 - COMPARAISON DES VALEURS DE L'INDICE DE FRAGILITE (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 3,49)	62
FIGURE 75 - TEMPS D'USINAGE (MIN:SEC) MOYEN DE 5 UNITES REALISE AVEC SIRONA MC XL (11)	63
FIGURE 76 - ÉVOLUTION DE LA RESISTANCE A LA FLEXION DES DIFFERENTS MATERIAUX EN FONCTION DE LA TAILLE DES GRAINS DES FRAISES DIAMANTEES (25, 107 ET 151 μM). (22)	64
FIGURE 77 - STRUCTURE GINGIVALE (COUPE FRONTALE) (59)	65
FIGURE 78 - CROISSANCE CELLULAIRE EN FONCTION DU TEMPS (56)	66
FIGURE 79 - UN DIAGRAMME A BARRES ILLUSTRANT LES VALEURS MOYENNES DU POURCENTAGE DE PROLIFERATION CELLULAIRE (VIABILITE) AUX JOURS 1, 3, 5 ET 10 POUR HGK (A GAUCHE) ET HGF (A DROITE) (57).	67
FIGURE 80 - VALEURS MOYENNES ET ECARTS TYPES DE RUGOSITE, ADHESION DU BIOFILM ET BIOVOLUME POUR RCIP ET Y-TZP (59)	69
FIGURE 81 - QUANTIFICATION DU BIOFILM SUR DES MATERIAUX DE RESTAURATION AVEC UNE RUGOSITE DE $0,6 \pm 01 \mu\text{M}$ (79)	70
FIGURE 82 - REPRESENTATION DES MATERIAUX SELON LEUR TRANSLUCIDITE (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 82-85)	71
FIGURE 83 - ESPACE COLORIMETRIQUE (92)	73
FIGURE 84 - RESULTATS COMPARATIFS DES ΔE00 APRES IMMERSION DANS LE VIN ROUGE DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 85,90-92)	74
FIGURE 85 - RESULTATS COMPARATIFS DES ΔE00 APRES IMMERSION DANS LE CAFE DES DIFFERENTS MATERIAUX (TABLEAU DE L'AUTEUR SELON 84,89,90,92)	75
FIGURE 86 - ENERGIE LIBRE DE SURFACE (SFE) : (A) SFE TOTALE, (B) COMPOSANTS DISPERSIFS DE LA SFE, (C) COMPOSANTS POLAIRES DE LA SFE (110)	79
FIGURE 87 - SCHEMAS DE REPARTITION DES CONTRAINTES DE VON MISES DES DENTS TRAITEES ENDODONTIQUEMENT RESTAUREES PAR ENDOCROWN SOUS UNE CHARGE AXIALE (GAUCHE) ET OBLIQUE (DROITE) DE 200 N SELON LE TYPE DE MATERIAU DE RESTAURATION. A, RESTAURATION. B, EMAIL. C, DENTINE. D, STRUCTURES GLOBALES DANS LE PLAN SAGGITAL (134)	84
FIGURE 88 - COMPARAISON DES TAUX DE SURVIE A 36 MOIS (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 138,139)	85
FIGURE 89 - COMPARAISON DES TAUX DE FRACTURE GLOBAL A 36 MOIS (SCHEMA DE L'AUTEUR SELON 138)	85

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

Vu le Président du Jury,

Vu et permis d'imprimer

Vu le Doyen,

Pr Assem SOUEIDAN

PESLIER (Philomène) – Les céramiques hybrides en odontologie. 99f. ; ill. ; tabl. ; 140 ref ; 30 cm (Thèse : Chir. Dent. ; Nantes ; 2021)

RÉSUMÉ

Au fil des années, de nombreux matériaux de restauration se sont développés en réponse aux exigences mécaniques, biologiques, esthétiques croissantes ainsi qu'à l'essor considérable de la CFAO (Conception Fabrication Assistée par Ordinateur). A l'heure actuelle, les fabricants proposent plus d'une vingtaine de blocs pour une utilisation « chairside » (au fauteuil) permettant d'usiner des inlays, onlays, facettes, couronnes ou encore bridges et piliers implantaires. Chaque matériau présente des avantages et inconvénients associés à des caractéristiques, indications et une mise en œuvre spécifique. Le matériau unique adapté à toutes les configurations cliniques n'existe pas, le clinicien doit savoir choisir parmi ce large éventail afin de répondre au mieux à la situation clinique en prenant garde aux communications commerciales parfois réductrices.

Récemment, les industriels en cherchant à cumuler les avantages de deux principales familles de matériaux, céramique et résine composite, ont mis au point une nouvelle classe de matériaux dite « hybride ». Il n'existe actuellement qu'un seul matériau hybride sur le marché, à savoir Vita Enamic®. Ce matériau est doté d'une composition chimique et d'une microstructure innovante constituée d'un réseau de céramique secondairement infiltré de polymère. Une nouvelle technique de polymérisation associant une haute pression et une haute température permet l'obtention d'un double réseau hautement réticulé. Dans cette thèse, la littérature scientifique a été analysée afin d'étudier les propriétés et indications des céramiques hybrides et permettre leur comparaison aux matériaux prothétiques existants.

RUBRIQUE DE CLASSEMENT : Matériaux *ou* Biomatériaux

MOTS CLÉS MESH :

Matériaux biomédicaux et dentaires – Biomedical and dental materials

Céramiques – Ceramics

Résines composites – Composite resins

Polymérisation – Polymerization

JURY

Président : Professeur Amouriq Y.

Assesseur : Docteur Bodic F.

Assesseur : Docteur Hibon C.

Membre invité : Docteur Lanoiselee E.

Membre invité : Docteur Lelievre F.

Membre invité : M. Bongert P

Directeur : Docteur Jordana F.

ADRESSE DE L'AUTEUR

48 rue du 6 août 1944 – 53 200 Château-Gontier

philomene.peslier@hotmail.fr